



**T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**REZİN NANO SERAMİK VE İNDİREKT KOMPOZİTİN FARKLI REZİN  
SİMAN VE UYGULAMA TEKNİKLERİYLE YAPIŞTIRILMALARI  
SONRASINDA DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ**

**BİLAL UTKU SAĞ**

**DOKTORA TEZİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**SİVAS  
2015**

**T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**REZİN NANO SERAMİK VE İNDİREKT KOMPOZİTİN  
FARKLI REZİN SİMAN VE UYGULAMA TEKNİKLERİYLE  
YAPIŞTIRILMALARI SONRASINDA DENTİNE BAĞLANMA  
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ**

**BİLAL UTKU SAĞ**

**DOKTORA TEZİ**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**TEZ DANIŞMANI  
DOÇ. DR. ÖZDEN ÖZEL BEKTAŞ**

**SİVAS  
2015**

**“Rezin Nano Seramik ve İndirekt Kompozitin Farklı Rezin Siman ve Uygulama Teknikleriyle Yapıştırılmaları Sonrasında Dentine Bağlanma Dayanımlarının İncelenmesi”** adlı çalışma, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu’na uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan	Prof. Dr. Cafer TÜRKMEN	_____
Üye	Doç. Dr. Şeyda HERGÜNER SİSO	_____
Üye	Doç. Dr. Diğdem İŞİN EREN	_____
Üye	Doç. Dr. Hakan AKIN	_____
Üye (Danışman)	Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ	_____

ONAY

Bu tez çalışması, 31.07.2015 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Ali ÇELİKSÖZ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MÜDÜRÜ

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

## ÖZET

### REZİN NANO SERAMİK VE İNDİREKT KOMPOZİTİN FARKLI REZİN SİMAN VE UYGULAMA TEKNİKLERİYLE YAPIŞTIRILMALARI SONRASINDA DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Bilal Utku SAĞ

Doktora Tezi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ

2015, 76 sayfa

Çalışmamızın amacı, indirekt kompozit ve seramik/polimer materyallerinden üretilen inleylerin, farklı rezin siman ve uygulama teknikleriyle yapıştırılmaları sonrasında, dentine bağlanma dayanımlarının incelenmesidir.

Çalışmada 120 adet periodontal sebeplerle çekilmiş, çürüksüz insan molar dişi kullanıldı. Dişler öncelikle oklüzal yüzeylerinden itibaren, dentin tabakası açığa çıkana kadar aşındırıldı ve rezin kaplama işlemlerine göre rastgele 2 gruba ayrıldı (IDS ve DDS). Bu işlem için bir adet iki aşamalı kendinden asitleme sistemi (Clearfil SE Bond) ve bir adet akışkan kompozit (Filtek Ultimate Flowable) kullanıldı. Daha sonra tüm dişler, taklit edilmiş pulpal basınç düzeneğine bağlandı. İki haftalık sürenin sonunda dişler düzenekten ayrıldı. Her grup, yapıştırma teknikleri ve simanlarına göre 3 alt gruba (Asit+Single Bond Universal+RelyX Ultimate, Single Bond Universal+RelyX Ultimate ve RelyX Unicem), ve her alt grup da, kullanılan restoratif materyale göre 2 alt gruba ayrıldı (Solidex ve Lava Ultimate CAD/CAM Restorative) ( $n=10$ ). Restoratif materyallerin simantasyon işlemlerini takiben bütün alt gruplar, yaşlandırma yöntemlerine göre termal siklus (5000 kez) ve yaşlandırılmamış (24 saat suda bekletme) olmak üzere 2 alt gruba daha ayrıldı. Böylece toplamda 24 alt grup elde edildi. Ardından tüm dişler, makaslama bağlanma dayanımı testi için soğuk akriliğe gömüldü. Numunelerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri, universal bir test makinesi ile (LF Plus, LLOYD Instruments, Ametek Inc.,England) kafa hızı 0.5 mm/dk 'da ölçüldü.

Verilerin değerlendirilmesinde 1-Way ANOVA, Bağımsız-Örneklem T Testi ve Tukey testleri kullanıldı ( $\alpha=0.05$ ).

Kullanılan simantasyon stratejisi ve materyal göz önünde bulundurulmadan, elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerleri kıyaslandığında, IDS işleminin bağlanma dayanımını anlamlı derecede artırdığı bulundu ( $p=0,001$ ).

Test edilen simanların dentine olan bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde, en yüksek bağlanma dayanımı değerleri RelyX Ultimate ve asitleme tekniği kullanılarak yapıştirılan numunelerin olduğu gruplarda tespit edilirken; en düşük değerler ise RelyX Unicem'in kullanıldığı gruplardan elde edildi.

Yapıştırma simanı olarak RelyX Ultimate'in kullanıldığı gruplarda, Solidex, LAVA Ultimate'a göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilerken ( $p=0,001$ ); RelyX Unicem'in kullanıldığı gruplarda ise bu durumun tersi görüldü ( $p=0,001$ ).

**Anahtar kelimeler:** IDS, yapıştirma simanı, makaslama bağlanma dayanımı, rezin nano seramik, CAD/CAM.

## ABSTRACT

### EVOLUTION OF BOND STRENGTH OF DENTIN TO RESIN NANO CERAMIC AND INDIRECT COMPOSITE MATERIALS WITH TWO DIFFERENT RESIN CEMENTS AND APPLICATION TECHNIQUES

Bilal Utku SAĞ

Doctorate Thesis, Department of Restorative Dentistry

Supervisor: Assoc. Prof. Özden ÖZEL BEKTAŞ

2015, 76 pages

The purpose of this study was to evaluate the shear bond strength between dentin and restorations which were produced by indirect composites and ceramic/polimer materials after luting with two different resin cements.

In this study, 120 periodontally extracted human molar teeth with caries free were used. Teeth were abraded primarily from occlusal surfaces until dentin exposure and were randomly divided into 2 groups according to resin coating procedures (IDS and DDS). In these procedures, a two-step self-etch adhesive system (Clearfil SE Bond) and a flowable composite resin (Filtek Ultimate Flowable) were used. Then, all teeth were attached to simulated pulpal pressure mechanism for 2 weeks. Each group was subdivided into 3 groups regarding to bonding techniques and cement types used (Acid+Single Bond Universal+RelyX Ultimate, Single Bond Universal+RelyX Ultimate and RelyX Unicem). In addition, each subgroup was also divided into 2 subgroups according to restorative materials used (Solidex and Lava Ultimate CAD/CAM Restorative) ( $n=10$ ). Following to cementation procedures of restorative materials, half of the specimens were thermocycled (5000 cycles) and half of them (non-aged specimens) were kept in water for 24 hours. Thus, 24 subgroups were obtained totally. Subsequently, all teeth were embedded into cold-cured acrylic resin for shear bond strength (SBS) test. A universal testing machine (LF Plus, LLOYD Instruments, Ametek Inc., England) at a cross-head speed of 0.5 mm/min was used for SBS test.

1-way ANOVA, Independent sample T-Test and post hoc Tukey comparisons tests ( $\alpha=0,05$ ) were performed on all data.

Regardless of the cementation strategies and restorative materials, it was found that IDS group of specimens significantly exhibited the highest bond strength values ( $p=0,001$ ).

On the other hand, when comparing bond strengths of tested luting cements, the highest bond strength values were recorded in RelyX Ultimate group of specimens luted with and etch & rinse technique. Moreover, the lowest bond strength values were obtained in RelyX Unicem group of specimens. Furthermore, contrary to the results of RelyX Unicem groups, in RelyX Ultimate groups.

Solidex presented significantly higher bond strength values when compared to LAVA Ultimate ( $p=0,001$ ).

**Keywords:** IDS, luting cement, shear bond strength, resin nano ceramic, CAD/CAM.



## TEŞEKKÜR

Tüm doktora eğitimim boyunca bilgisinden ve tecrübesinden yararlandığım, her konuda bana yardımcı olan çok değerli tez danışmanım Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ'a,

Gerek doktora eğitimim, gerekse tez çalışmalarım sırasında hiçbir konuda emeğini esirgemeyen değerli anabilim dalı hocalarıma ve Anabilim Dalı Başkanımız Doç. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ'ye,

Doktora çalışmam sırasında tez izleme komitemde yer almayı kabul eden ve değerli görüşleri ile tezimin şekillenmesine ve tamamlanmasına katkıda bulunan Doç. Dr. Hakan AKIN'a,

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a,

Doktora tez çalışmalarım sırasında yardımlarını benden esirgemeyen değerli arkadaşlarım Dt. Canan ARSLAN, Dt. Hüseyin CEYLAN ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Çalışmamın laboratuvar aşamasında bana yardımcı olan öğrenci arkadaşlarım Dt. Gürkan AKÇAKAYA ve Dt. Berkay ÇİFTÇİ'ye,

Çalışmamın deney aşamalarını yapabilmem için gerekli ekipman ve malzemeyi proje kapsamında temin eden Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyon Başkanlığı'na,

Tüm yaşantım boyunca bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım ve her zaman yanımda olduklarını bildiğim, bugünlere gelmemde büyük pay sahibi olan annem Nihal SAĞ ve babam Prof. Dr. Vahap SAĞ'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	i
ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR .....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	ix
SİMGELER DİZİNİ.....	x
KISALTMALAR DİZİNİ .....	xi
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>4</b>
2.1 Kompozit Rezinler .....	4
2.1.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı .....	4
2.1.1.1 Organik Polimer Matris Faz .....	4
2.1.1.2 İnorganik Faz.....	5
2.1.1.3 Ara Faz .....	5
2.1.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	5
2.1.2.1 Makrofil (Geleneksel) Kompozitler .....	6
2.1.2.2 Mikrofil Kompozitler .....	6
2.1.2.3 Hibrit Kompozitler .....	6
2.1.2.4 Nanofil Kompozitler.....	7
2.1.3 Posterior Kompozit Rezinler .....	7
2.2 Rezin Kompozit İncelemler.....	7
2.2.1 Kompozit Rezin İncelemlerin Avantajları .....	8
2.2.2 Kompozit Rezin İncelemlerin Dezavantajları .....	9
2.2.3 Kompozit İncelemlerin Sınıflandırılması.....	9
2.2.3.1 Tek Seansta Yapılan Rezin İncelemler .....	9
2.2.3.2 İki Seansta Yapılan İndirekt Kompozit İncelemler.....	10
2.3 İnceleme Restorasyonlarda Kullanılan Restoratif Materyaller .....	10
2.3.1 Laboratuvarlarda İşlenebilen İndirekt Kompozitler .....	11
2.3.2 CAD\CAM Teknolojisinde Kullanılan İndirekt Kompozitler .....	12
2.4 CAD/CAM Sistemler.....	13
2.4.1 Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları .....	14
2.4.2 Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları .....	15
2.5 Adezyon .....	15
2.5.1 Minerin Yapısal Özellikleri .....	15
2.5.2 Mine Dokusunun Adezyonu .....	16
2.5.3 Dentinin Yapısal Özellikleri .....	16
2.5.4 Dentin Geçirgenliği .....	17
2.5.5 Smear Tabakası.....	17
2.5.6 Dentin Dokusunun Adezyonu.....	18
2.6 Adesiv Rezinler .....	19
2.6.1 Adesivlerin Sınıflandırılması.....	19
2.6.1.1 Asitlenen ve Yıkılan Adesiv Sistemler.....	20
2.6.1.2 Kendinden Asitli Adesiv Sistemler .....	22
2.6.1.3 Cam İyonomer Adesiv Sistemler .....	23

2.7 Yapıştırma Simanları .....	24
2.7.1 Rezin Simanlar.....	26
2.7.1.1 Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemlerle Birlikte Kullanılan Rezin Simanlar .....	26
2.7.1.2 Kendinden Asitli Adeziv Sistemlerle Birlikte Kullanılan Rezin Simanlar .....	27
2.7.1.3 Kendinden Adezivli Rezin Simanlar .....	28
2.8 İmmEDIATE DENTIN SEALING (IDS) .....	29
2.9 Bağlanma Dayanımı Testleri .....	30
2.9.1 Makaslama (Shear) Testi .....	30
2.9.2 Gerilme (Tensile) Testi.....	31
2.10 Yapay Yaşlandırma Yöntemleri .....	31
2.10.1 Termal Siklus.....	32
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>33</b>
3.1 Dişlerin Hazırlanması .....	33
3.2 Numunelerin Hazırlanması .....	34
3.2.1 Rezin Nano Seramik Esaslı Numunelerin Hazırlanması .....	34
3.2.2 İndirekt Kompozit Esaslı Numunelerin Hazırlanması.....	37
3.3 İmmEDIATE DENTIN SEALING UYGULAMASI .....	38
3.4 Pulpal Basınç Düzenegi ve Çalıştırılması.....	38
3.5 Simantasyon İşlemi.....	41
3.5.1 Asit + Single Bond + RelyX Ultimate Clicker (A+SB+RUL) Grubu Uygulama Protokolü.....	41
3.5.2 Single Bond + RelyX Ultimate Clicker (SB+RUL) Grubu Uygulama Protokolü.....	42
3.5.3 RelyX Unicem (RUN) Grubu Uygulama Protokolü .....	42
3.6 Örneklerin Yapay Yaşlandırma İşlemleri .....	43
3.7 Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü .....	44
3.8 Kırılma Yüzeylerinin İncelemesi (SEM Analizi) .....	45
3.9 İstatistiksel Değerlendirme .....	46
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>47</b>
4.1 Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları .....	47
4.2 Taramalı Elektron Mikroskop Bulguları.....	51
4.2.1 Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi .....	51
4.2.2 Arayüz Morfolojisi .....	53
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>55</b>
<b>6. SONUÇLAR.....</b>	<b>68</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>69</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>76</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 3.1</b>	Preparasyonu tamamlanmış molar diş.....	33
<b>Şekil 3.2</b>	Silindirik LAVA numunelerinin dijital ortamdaki çizimlerinin ekran alıntısı.....	34
<b>Şekil 3.3</b>	Yenadent D40 CAD/CAM cihazı.....	36
<b>Şekil 3.4</b>	Blokların System 3R aparatına bağlanmış hali .....	36
<b>Şekil 3.5</b>	Freze işlemi tamamlanmış LAVA Ultimate blok.....	36
<b>Şekil 3.6</b>	Tesviye işlemi tamamlanmış silindirik LAVA Ultimate numunesi .....	37
<b>Şekil 3.7</b>	Solidilite V ışınlama cihazı .....	37
<b>Şekil 3.8</b>	Şeffaf plastik kalıplar içerisine yerleştirilmiş kompozit rezin numuneler ..	37
<b>Şekil 3.9</b>	Clearfil SE Bond ve Filtek Ultimate Flowable .....	38
<b>Şekil 3.10</b>	Diatemp geçici dolgu materyali .....	38
<b>Şekil 3.11</b>	Silikon hortumun ucuna modelasyon mumuyla sabitlenmiş diş .....	39
<b>Şekil 3.12</b>	Dişlerin birbirlerine “T” şekilli plastik borularla bağlanmış hali.....	39
<b>Şekil 3.13</b>	Kontrol “U” manometresi .....	39
<b>Şekil 3.14</b>	Debi ayar vanası .....	39
<b>Şekil 3.15</b>	Pulpal basınç test düzeneğinin çalışır durumdaki görüntüsü .....	40
<b>Şekil 3.16</b>	Valo Cordless .....	41
<b>Şekil 3.17</b>	RelyX Ultimate Clicker ve Single Bond .....	42
<b>Şekil 3.18</b>	Mixing Boy cihazı .....	42
<b>Şekil 3.19</b>	RelyX Unicem kapsülün Aplicap Applier’a bağlanmış hali .....	42
<b>Şekil 3.20</b>	Termal siklus cihazı.....	44
<b>Şekil 3.21</b>	Bakır ano içerisine sabitlenmiş diş.....	45
<b>Şekil 3.22</b>	Makaslama bağlanma dayanımı için universal test cihazına bağlanmış olan bir örneğin görüntüsü.....	45
<b>Şekil 3.23</b>	Taramalı elektron mikroskobu.....	46
<b>Şekil 4.1</b>	DDS-RUL grubuna ait numunenin SEM görüntüsü.....	51
<b>Şekil 4.2</b>	DDS-RUN grubuna ait numunenin SEM görüntüsü.....	52
<b>Şekil 4.3</b>	IDS-RUL grubuna ait numunenin SEM görüntüsü .....	52
<b>Şekil 4.4</b>	IDS-RUN grubuna ait numunenin SEM görüntüsü .....	52
<b>Şekil 4.5</b>	IDS tekniği ile kaplanan dentin üzerine geleneksel rezin siman uygulanan numunelerin arayüz kesitlerine ait SEM görüntüleri .....	53
<b>Şekil 4.6</b>	IDS işlemi uygulanmamış dentin üzerine geleneksel rezin siman uygulanan numunelerin arayüz kesitlerine ait SEM görüntüleri.....	54
<b>Şekil 4.7</b>	Kendinden adezivli rezin siman ile dentin arayüzüne ait SEM görüntüleri 54	

## ÇİZELGELER DİZİNİ

<b>Çizelge 3.1</b>	Çalışmada oluşturulan gruplar.....	35
<b>Çizelge 3.2</b>	Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri.....	43
<b>Çizelge 4.1</b>	IDS ve DDS grupları makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa).....	47
<b>Çizelge 4.2</b>	IDS ve DDS gruplarının simantasyon stratejilerine göre bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapma değerleri .....	47
<b>Çizelge 4.3</b>	IDS ve DDS gruplarında kullanılan simantasyon stratejileri ve restoratif materyallere ait bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapma değerleri.....	48
<b>Çizelge 4.4</b>	IDS gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapma değerleri.....	49
<b>Çizelge 4.5</b>	DDS gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapma değerleri.....	50
<b>Çizelge 4.6</b>	IDS ve DDS gruplarının yaşlandırma yöntemlerine göre makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapmaları.....	50
<b>Çizelge 4.7</b>	DDS gruplarında kullanılan simantasyon stratejileri ve restoratif materyallere ait bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapma değerleri.....	51

## SİMGELER DİZİNİ

%	Yüzde
pH	Hidrojen gücü
°C	Santigrat derece
Cm	Santimetre
N	Newton
Kgf	Kilogram force
kV	Kilovolt
Nm	Nanometre
Sn	Saniye
mm <sup>2</sup>	Milimetrekare
µm	Mikrometre
mmHg	Milimetreciva

## KISALTMALAR DİZİNİ

IDS	Immediate Dentin Sealing
DDS	Delayed dentin sealing
CAD/CAM	Computer aided design/computer aided manufacturing
SBS	Shear bond strength
Bis- GMA	Bisfenol glisidil metakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
RNC	Resin nano ceramic
HEMA	2-Hidroksietil metakrilat
CİS	Cam iyonomer siman
RMCİS	Rezin modifiye cam iyonomer siman
ISO	International Organization for Standardization
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
SEM	Elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy)
MPa	Megapaskal
MDP	Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
4-META	4-metakriloiloksietil trimellitit anhidrit

## 1. GİRİŞ

Genel olarak “kompozit” terimi birbiri içerisinde tamamen çözünmeyen iki veya daha fazla kimyasal maddenin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir. Rezin bir matriks ve çeşitli tip ve boyutta inorganik doldurucular içeren kompozit rezinler restoratif diş hekimliğinde en çok kullanılan materyallerden biridir. Piyasaya sürüldükleri ilk dönemde düşük aşınma dirençleri nedeniyle, sadece estetiğin ön planda olduğu ön bölge restorasyonlarında kullanılmaları önerilmekteydi [1]. Fakat günümüzde kompozit rezinlerin gösterdiği gelişmelerle birlikte, aşınma dirençleri anlamlı düzeyde artmış ve arka diş restorasyonlarının yarıdan fazlası artık kompozit rezin materyaller ile yapılabilmektedir.

Son yıllarda gelişen teknolojiyle birlikte arka dişlerin restorasyonları için direkt kompozit uygulamasının yanı sıra özel kompozitler ve seramiklerle yapılan indirekt estetik restorasyonların kullanımı hızla artmıştır. Bu tip restorasyonlardan biri olan inleyler; farklı dolgu materyallerinin, direkt ve indirekt yöntemlerle ağız dışında hazırlanması ve modifiye edilmiş Black kavitelere uygulanmasıyla ortaya çıkan restorasyonlardır. Yapım şekilleri ilk kez 1897 yılında Philbrook tarafından tanımlanmış olan inleyler, kavitelere siman aracılığı ile yapıştırılan restorasyonlar olup uygulanan kavitenin boyutlarına göre inley, onley ve overley olarak adlandırılırlar [2]. İndirekt kompozit kullanılarak yapılabilen inley ve onleylerin popüler hale gelmesi adeziv simantasyon işlemlerinin, geleneksel simantasyon yöntemlerinin önüne geçmesini sağlamıştır.

Restorasyonun başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri, diş dokusu ile yapıştırma simanı arasındaki bağlanmadır. Ancak bu sistemlerin karmaşık bir yapıya sahip vital dentine bağlanması sorun oluşturmaktadır. Bu doğrultuda preparasyon sonrası kullanılan adeziv materyalin ve yapıştırma simanının önemi artmaktadır [3].

Restoratif diş hekimliğinin temelini dentin dokusuna bağlanma oluşturur. Zamanla direkt ve indirekt restorasyonlarda mekanik tutuculuğu sağlamak için kullanılan geleneksel yöntemler, yerini diş dokusunu korumaya yönelik adeziv sistemlere bırakmıştır. Adeziv sistemlerin kullanılmasındaki en büyük amaç; restoratif materyal ile diş dokusu arasındaki bağlanma dayanımını geliştirmek, restorasyonun retansiyonunu artırmak, dentin-adeziv arayüzünden mikrosızıntı oluşumunu azaltmak ve oklüzal stresleri dağıtmaktır [4].



Diş yapısına etkili bağlanmayı sağlamaya yönelik son yıllardaki gelişmeler, adeziv sistemlerde de önemli gelişmelere yol açmıştır. 1955 yılında Buonocore, adezyonun temel prensibi olarak kabul edilen asitleme tekniğinin ideal bir yüzey morfolojisi oluşturduğunu bildirmiştir [5]. Bu teknik, diş hekimliğinde bir devrim yaratsa da günümüzde dentin dokusuna bağlanma konusundaki araştırmaların sürmesine neden olmuştur. Bunun sebebi ise dentinin, tübüler yapısı, dentin sıvısı, intertübüler ve peritübüler dentin gibi farklı kompozisyondaki yapıları bir arada bulundurmasıdır [6].

Fusayama ve ark. 1979'da fosforik asit ile yapmış oldukları çalışmada mine gibi dentinin de asitlenmesinin bağlanmayı artırdığını bildirmişlerdir [7]. Dentine bağlanma konusunda asitleme sırasında smear tabakasının tamamen kaldırılmasını ya da modifiye edilip rezin diş arayüzüne dahil edilmesini konu alan çalışmalarda yapılmıştır [8-10].

Adeziv restorasyonların uzun süreli dayanıklılığı için rezin ve diş dokuları arasında etkili ve dayanıklı bir bağlanma olmalıdır. Uzun yıllardır diş dokularına iç ve dış streslere karşı koyabilecek şekilde kuvvetli bağlanan ve klinik olarak kolay ve çabuk uygulanabilen adeziv sistemlere ulaşmak için çalışılmaktadır. Bu sistemler asitlenmiş mine ve dentine uygulanabileceği gibi kendinden asitli sistemler sayesinde direkt diş dokusuna da uygulanabilmektedir. Diş dokuları ile restoratif materyal arasında uzun ömürlü bir bağlanmanın oluşabilmesi büyük oranda, kullanılan adeziv sistemin başarısına bağlıdır [11]. Kendinden asitli sistemler sayesinde smear tabakası modifiye edilerek bağlanma arayüzünün bir parçası haline gelir. Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemlerde ise bu tabaka ortamdan uzaklaştırılarak dentin tübüllerinin tamamen açılması sağlanır [12].

Dentine bağlanmanın yanı sıra restorasyonların başarısında mekanik dayanıklılık da çok önemli bir rol oynamaktadır. Günümüzde restoratif tedavisi yapılmış dişlerde dentinin elastisite modülüne yakın daha az rijit materyallerin kullanımı tercih edilmeye başlanmıştır. Bunun bir sonucu olarak da dentin dokusu yapısı ve bu dokuya restoratif materyallerin bağlanma kuvvetlerini artıracak yüzey hazırlığı çalışmaları üzerinde yoğun olarak durulmaktadır. Bununla birlikte kullanılan restoratif materyal ile bir bütün sağlayacak bir yapıştırma simanına ihtiyaç vardır [13].

İndirekt restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan rezin simanlar, birlikte kullanıldıkları adeziv sisteme göre iki gruba ayrılmaktadır. Bunlar asitlenen ve yıkanan adeziv sistemlerle kullanılan rezin simanlar ve kendinden asitli adeziv sistemlerle kullanılan rezin simanlardır [14]. Bunlara ek olarak, hem asitli hem de asitsiz olarak uygulanabilen "Universal Bonding Sistem" adezivler de kullanılmaktadır. Son olarak

2002 yılında kendinden adezivli rezin simanlar piyasaya sunulmuştur. Bu materyaller, farklı karakterdeki yapıştırma simanlarının iyi özelliklerini birleştirmek ve önceden kullanılan yapıştırma simanlarının eksikliklerini gidermek için geliştirilmiştir [15].

İndirekt restorasyonlarda bağlanmayı olumlu yönde etkilediği ileri sürülen “İmmediate Dentin Sealing” (IDS) tekniği, ilk kez Paul ve Scharer tarafından 1997’de tanımlanmış, Dr. Pascal Magne ise bu tekniği geliştirerek yaygın hale getirmiştir. Mantıken prepare edilmiş dentine, kontaminasyonunu önlemek amacıyla kesildikten hemen sonra adeziv uygulamasının en güçlü bağlanmayı sağladığı fikrine dayanmaktadır. IDS tekniğinde farklı yaklaşımlar bulunmaktadır. En kabul gören yaklaşım kavitedeki undercut bölgelerini gidermek amacıyla ince bir tabaka, düşük viskoziteli akışkan kompozit uygulandıktan sonra kendinden asitli adeziv uygulamasıdır [16].

Bu bilgiler ışığında tez çalışmamızda, bir adet kendinden adezivli rezin siman ile asitle veya asitsiz uygulanabilen universal adeziv sistemle birlikte kullanılan bir adet geleneksel rezin simanın, IDS işlemi uygulanan ve uygulanmayan dentine bağlanma dayanımları taklit edilmiş pulpal basınç altında karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Kompozit Rezinler

Diş hekimliğinde “kompozit” terimi, organik bir yapı içerisine belirli oranlarda inorganik partiküllerin ilavesi ve bu karışımın, katı maddeleri ile polimerizasyonu temin edilerek oluşturulan, genellikle pat formundaki restoratif materyallere verilen addır [17]. Kompozit rezinler, akrilik rezinlerin olumsuz etkilerini ortadan kaldırmak için konservatif diş hekimliği alanına girmiştir. 1962 yılında Dr. Rafael Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar birçok önemli gelişmeler göstermiştir. 1971 yılında Philips ve ark. posterior bölgede 2. sınıf kaviteler üzerinde yapmış oldukları araştırmada, amalgam ve kompozit restorasyonları karşılaştırmış, kompozitlerin sahip olduğu düşük aşınma direnci nedeniyle, sadece estetiğin önemli olduğu ön bölge restorasyonlarında kullanılmasını önermiştir [1]. İlerleyen teknolojiyle birlikte kompozit rezinlerin de yapısı değişmiştir. Böylece direkt posterior restorasyonların büyük bir bölümü kompozit rezin restorasyonlarla yapılabile hale gelmiştir. Özellikle son yıllarda kullanımı giderek artan hibrit kompozitler, üstün mekanik ve fiziksel özelliklerinden dolayı ön ve arka grup dişlerde başarıyla kullanılmaktadır [18].

#### 2.1.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı

İçerikleri ilk üretildikleri yıllardan bu yana sürekli değişim gösteren rezin kompozitler üç ana bileşenden oluşur:

- Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz, Continuous Phase)
- İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz, Dispersed Phase)
- Ara Faz (Bağlayıcı Ajan, Coupling Agent)

##### 2.1.1.1 Organik Polimer Matriks Faz

Kompozit rezinler, metakrilat bazlı bisfenol A ve glisidil metakrilat ürünlerinden oluşan Bis-GMA monomerleri ya da iyi adezyon ve renk stabilitesi sağlayan dimetakrilat bazlı üretilen dimetakrilat (UDMA) monomerleri içerirler. Oldukça visköz olan bu iki monomer çok düşük viskoziteli bir başka çift fonksiyonel monomer olan trietilen gliserol dimetakrilat (TEGDMA) ile kombine edilir [19]. TEGDMA'nın viskozitesi ve molekül ağırlığı, Bis-GMA'dan daha az olup inorganik doldurucuları daha iyi ıslatıcı özelliğe

sahiptir. Bununla birlikte, düşük moleküler ağırlığı ve yüksek oranda çift bağlara sahip olması polimerizasyon büzülmesini artırmaktadır [20].

### **2.1.1.2 İnorganik Faz**

Kompozitin fiziksel özelliklerinin belirlendiği fazdır. Modern kompozit rezinler inorganik yapı olarak matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki cam, kuarts, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitrium cam ve baryum alüminyum silikat gibi dolduruculardan oluşur [21]. Bu doldurucular rezinlere bazı özellikler kazandırır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine radyoopasite sağlarken, silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini artırır, ışığı geçirir ve yayar. Silikanın kristalin formu bitirme ve polisaj işlemlerini zorlaştırdığı için günümüzde non kristalin formu tercih edilmektedir [22]. İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli, miktarı rezinlerin fiziksel özelliklerini belirler. Eşit büyüklükteki partiküllerin matriks içerisinde dağılımı birtakım boşlukların oluşmasına neden olacağı için farklı büyüklükteki partiküller harmanlanarak karışıma eklenir [19].

### **2.1.1.3 Ara Faz**

Kompozit rezinlerde, organik matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlanmayı sağlamak oldukça önemlidir. Bu bağlantıyı sağlamak için hidroksil grupları ve organik matriks kısmındaki çift bağlı monomerler ile kopolimerize olma kabiliyetinde olan silan bağlayıcı ajanları kullanılır [4]. Silan bağlanma ajanları inorganik fazın silika partiküllerinde olumlu sonuçlar vermiştir. Rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır [21].

### **2.1.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması**

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler [19]. Partiküllerin büyüklüğüne göre kompozitler 4'e ayrılır.

### **2.1.2.1 Makrofil (Geleneksel) Kompozitler**

Makrofil kompozitler 1960'larda tanıtılan ilk kompozit materyallerdir. Bu tip kompozitler bazı yaşlı hastaların ağızında bulunsa da artık kullanımdan kalkmıştır. Ağırlıkça %75-80 oranında inorganik doldurucu içerirler. Geleneksel kompozitlerin ortalama partikül büyüklükleri 8 µm civarındadır. Doldurucu partiküllerin büyük ve çok sert olmalarından dolayı yüzey pürüzlülük oranı oldukça fazladır. Bu yüzden makrofil kompozitlerle yapılan restorasyonların yüzeyinde bir süre sonra renklenme görülmektedir [12]. Ayrıca oklüzal aşınmalara karşı dayanıksız oldukları için posterior dişlerde kullanımları önerilmemektedir [19].

### **2.1.2.2 Mikrofil Kompozitler**

1970'lerin sonunda tanıtılmıştır. Geleneksel kompozitlerin bitim yüzeylerindeki pürüzlü yapıyı ortadan kaldırarak diş minesine benzer yüzeyler elde etmek amacıyla geliştirilmiştir. Ortalama çapları 0.001 ile 0.004 µm arasında değişen koloidal silika partikülleri ve %35–60 oranında inorganik doldurucu içerir. İçeriğindeki silika partikülleri sayesinde yüksek kalitede ve pürüzsüz kompozit yüzeyleri oluşturulabildiği için plak oluşumu ve renklenmeye karşı daha dirençli restorasyonlar elde edilmiştir [12]. Mikrofil kompozitlerin doldurucu oranı geleneksel ve hibrit kompozitlerden daha az olduğu için fiziksel ve mekanik özellikleri nispeten daha az gelişmiştir [23].

### **2.1.2.3 Hibrit Kompozitler**

Makrofil kompozitlerin artmış fiziksel ve mekanik özellikleri ile mikrofil kompozitlerin düzgün yüzey özelliklerini bir araya getirmek amacıyla geliştirilmiştir. Ağırlıkça yaklaşık %75-85 oranında inorganik doldurucu içerir. Artmış inorganik doldurucu içeriğine bağlı olarak fiziksel ve mekanik özellikleri geleneksel kompozitlerden daha iyidir [12].

Hibrit kompozitlerin birçok avantajı vardır. Bunlardan bazıları; diş dokusunu taklit edebilme, geniş renk seçeneği, daha az büzülme göstermesi, düşük su emilimi, iyi cilalanabilirlik, aşınma direncinin yüksek olması, diş yapısına uygun termal genleşme katsayısı, hem anterior hem de posteriorde kullanılabilme gibi avantajlardır [24].

#### **2.1.2.4 Nanofil Kompozitler**

Nanofil kompozitler, 0.005-0.001µm arasında değişen çok küçük inorganik doldurucu partiküllere sahiptir. Bu partiküller, polimer zincirlerin arasına düzenli bir şekilde dizilerek homojen bir yapı oluştururlar. Dolayısıyla, doldurucu içeriğindeki artışla birlikte fiziksel özelliklerin artması ve daha iyi estetik sonuçların alınması sağlanmaktadır. Ayrıca partikül ebadının çok küçük olması cilalanabilirlik seviyesini de artırmaktadır [23]. Bu özelliklerinden dolayı nanofil ve nanohibrit kompozitler şu an kullanımdaki en popüler materyallerdir.

#### **2.1.3 Posterior Kompozit Resinler**

Arka grup dişlerin restorasyonlarında amalgama alternatif olarak diş rengine uygun estetik dolgu maddelerini posterior dişlere de uygulama girişimleri 1960'lı yıllarda posterior kompozitlerin geliştirilmesiyle başlamıştır. Bu tip kompozitlerde karşılaşılan en büyük sorun oklüzal aşınmadır. Posterior kompozit resin restorasyonlarının aşınması, abrazyon ve kimyasal ayrışma sonucu oluşur. Bu yüksek aşınma derecesini azaltmak için posterior kompozitlerde partiküller küçültülüp miktarları artırılmış ve çiğneme kuvvetlerinin etkisi tek bir partikül yerine daha çok sayıdaki partiküllere dağıtılmıştır [19]. Ayrıca su emilimine bağlı olarak temas yüzeylerindeki genleşmenin artması; kimyasal parçalanma sonucu ayrışma, oksijen inhibisyonu sonucu tamamlanmamış polimerizasyon ve yüzey sertliğindeki azalma gibi olumsuz durumlarda görülmektedir. Bu faktörlerin etkilerini azaltmak için materyalin fiziksel özellikleri artırılmalı ve uygun bir teknikle desteklenmelidir. Bu düşünce esas alınarak, indirekt kompozit resin sistemleri kullanılmaya başlanmıştır [25].

İndirekt teknik kullanılarak ağız dışında polimerize edilen ve uygun bir resin materyali ile dişe yapıştırılan kompozit inley ve onley sistemlerinin geliştirilme amacı, direkt posterior kompozitlerin olumsuz özelliklerini elimine ederek kaybolan estetiği minimum doku kaybıyla hastaya geri kazandırmaktır [26].

#### **2.2 Resin Kompozit İnleyleyler**

Çeşitli restoratif materyallerin direkt ve indirekt yöntemlerle ağız dışında hazırlanması ve modifiye edilmiş Black kavitelere uygulanmasıyla ortaya çıkan restorasyon tipine "inley" adı verilir. İnleyleyler, Arka grup dişlerde görülen kırıklar ile dişin derin dokularını içine alan geniş restoratif işlemlerde tercih edilebilen restorasyonlardır. Kompozit resin

ve adeziv teknolojisinde görülen gelişmelerle birlikte klinisyenler kalan diş dokusuna destek olan konservatif restorasyonları uygulamaya başlamıştır [16].

Direkt kompozitler, arka diş restorasyonları için en konservatif metot olarak kabul edilse de polimerizasyon büzülmesi gibi negatif özelliklerinden dolayı özellikle geniş kavitelere görülen internal streslere bağlı olarak postoperatif hassasiyete ve mikrosızıntıya yol açmaktadır. Bu yüzden hekimler inley restorasyonları, direkt kompozitlerin bahsedilen bu olumsuz etkilerini en aza indirmek amacıyla tercih etmeye başlamıştır. İnley restorasyonlarda restoratif materyal olarak indirekt kompozitlerin yanı sıra seramiklerde son yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Doğal dişle renk uyumunun en iyi sağlandığı materyal seramiklerdir. Su absorbe etmeyişi ve ağız dokuları tarafından çok iyi tolere edilmesi gibi avantajlarının aksine seramik materyalinin makaslama ve çekme streslerine karşı dayanıklılığının yetersizliğinden dolayı metal bir altyapıyla desteklenme ihtiyacı, tam seramik restorasyonlar için arayışa neden olmuştur [27]. Bu ihtiyaca karşılık, üstün mekanik özelliklere sahip rezin bazlı nano seramik bloklar (RNC) geliştirilmiştir. Bilgisayar destekli freze teknolojisiyle birlikte kullanılabilen bu materyaller restoratif diş hekimliğinde gelinen son noktadır.

### **2.2.1 Kompozit Rezin İnleylerin Avantajları**

- *Biyouyumluluk ve uygun doku cevabı:* İnleylerin yapımında kullanılan seramikler mükemmel biyouyumluluk ve yumuşak doku cevabıyla inert kimyasal materyaller olarak kabul edilirler.
- *Kontur ve kontakların kontrol edilebilmesi:* İndirekt yöntemle ağız dışında çalışıldığı için daha iyi değim açısı ve arayüz cilası sağlanır.
- *Aşınma direnci:* Seramik restorasyonlar ve indirekt kompozitler direkt kompozit restorasyonlara göre aşınmaya karşı daha dirençlidir.
- *Azalmış polimerizasyon büzülmesi:* Ağız dışında polimerize edildiği için direkt kompozit rezin restorasyonlardaki polimerizasyon büzülmesi elimine edilir. Dolayısıyla buna bağlı olarak oluşan postoperatif hassasiyetin önüne geçilir.
- *Artmış fiziksel özellikler:* Laboratuvarda işlenmiş bilgisayar yapımı kompozitler ve seramikleri içeren yüksek dayanıklılıkta restorasyonlar elde edilir [18].

### 2.2.2 Kompozit Rezin İnleylerin Dezavantajları

- *Artan fiyat ve süre:* En az iki hasta randevusu ve geçici restorasyon yapımı gerektirdiği için maliyet ve süre artar.
- *Teknik hassasiyet:* Preparasyon, ölçü alma ve simantasyon esnasında daha fazla teknik hassasiyet gerektirirler.
- *Rezin-rezin arasındaki adezyon zorlukları:* Laboratuvarında işlenmiş rezinler çapraz bağlıdır. Bu yüzden kompozit simanın kimyasal adezyonu için az miktarda çift bağ kalır.
- *Karşıt diş ya da restorasyonlarda görülen aşınma:* Seramik materyaller karşıt mine ya da restorasyonların aşınmasına neden olabilir.
- *Düşük tamir potansiyeli:* İndirekt restorasyonların özellikle seramik inleylerin kısmi kırılma durumunda tamir edilmeleri zordur [18].

### 2.2.3 Kompozit İnleylerin Sınıflandırılması

Kompozit inleyler yapım tekniklerine göre; tek seansta yapılan inleyler ve iki seansta yapılan inleyler olmak üzere ikiye ayrılırlar [28].

#### 2.2.3.1 Tek Seansta Yapılan Rezin İnleyler

Direkt ve indirekt olarak iki şekilde yapılabilirler. Direkt olarak hazırlanan inleylerde ölçü alma zorunluluğu yoktur. Doğrudan diş üzerinde yapılan inleylerdir. Preparasyon sonrası dişe suda çözünebilen, tiner türevi ayırıcı bir malzeme uygulandıktan sonra matris takılır. Ağız içerisinde “bulk tekniği” kullanılarak şekillendirilen kompozit materyali, her yönden ışınlanarak polimerize edilir. Kompozitin büzülmesine bağlı olarak inley restorasyon kaviteden kolayca çıkartılarak 110 °C deki polimerizasyon fırınına atılır. Final polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra elde edilen inley restorasyonu gerekli düzenlemeler yapılarak kaviteye simante edilir [29]. Bu teknik sayesinde yüksek sıcaklıklarda gerçekleştirilen ikincil polimerizasyon işleminin materyaldeki stres birikimini azalttığı, materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği bildirilmiştir [30].

Tek seansta indirekt olarak yapılan inleyler, ağız dışında polimerizasyon sistemleri (Ekstra Oral Systems) olarak adlandırılmıştır. Dişte çok fazla doku kaybı olduğu durumlarda bu sistem önerilir [31]. Silikon esaslı materyal ile model elde edilir. Bu modelin özelliği hızlı sertleşip, kırılma olmamasıdır. Intraoral kompozit inley



teknikinin aksine bu teknikte silikon modelin elastisitesinden dolayı, preparasyondaki küçük andırkatlar tolere edilebilmektedir [23].

### **2.2.3.2 İki Seansta Yapılan İndirekt Kompozit İnleyler**

Hibrit ya da mikrofil kompozit kullanılarak laboratuvar ortamında yapılabilen restorasyonlardır. Bu tekniğin esası, ölçü alınarak elde edilen alçı model üzerinde kompozit restorasyonun hazırlanmasına dayanmaktadır. Genellikle silikon esaslı ölçü materyali ile ölçü alındıktan sonra kavite geçici dolgu maddesi ile kapatılarak hastaya randevu verilir. Alınan ölçüye sert alçı dökülerek bir çalışma modeli elde edilir. Daha sonra restorasyon, opak ve translusent kompozitlerin alçı model üzerinde ince tabakalar halinde uygulanmasıyla tamamlanarak bir sonraki seansta simantasyon işlemi yapılır [32].

### **2.3 İnley Restorasyonlarda Kullanılan Restoratif Materyaller**

1980'lerin ortalarında indirekt inley ve onley restorasyonlarda seramikler ve işlenmiş kompozitler başarıyla kullanılmaya başlanmıştır. Ön dişler için seramik veneerler tanıtıldıktan kısa bir süre sonra feldispatik porselenler ve indirekt kompozitler kullanıma girmiştir. Bu materyallerin fiziksel özelliklerinin ve dişe olan uyumlarının daha iyi olduğu; proksimal kontak oluşturmada ve ideal oklüzal ilişkiyi sağlamada daha başarılı oldukları anlaşılmıştır [16].

Direkt kompozitlerin genellikle dişin bukko-lingual boyutunun üçte birini geçmeyen küçük kavitelere kullanımı önerilmiştir. Daha geniş kaviteler söz konusu olduğunda ise yapılan restorasyonlara ciddi oranda fonksiyonel yük binmekte ve çiğneme basıncı alttaki radiküler ve alveoler kemiğe iletilerek dişin prognozu olumsuz etkilenmektedir. Bu gibi durumlarda direkt kompozitler yerine indirekt kompozitler tercih edilmelidir. Ayrıca maksimum polimerizasyon süresi ve ışık şiddeti uygulansa bile direkt kompozitler %60 oranında polimerize olurken, indirekt kompozitlerin özel fırınlarda yapılan ikincil polimerizasyonları sonucu bu oran %95 'lere ulaşmakta ve materyalin fiziksel özellikleri buna bağlı olarak artmaktadır [16]. Yapılan çalışmalarda indirekt kompozit rezin materyallerinin ağız dışında polimerizasyonlarının daha iyi monomer dönüşümüne yol açtığı ve restorasyonun fiziksel özelliklerini geliştirdiği gösterilmiştir [33].

Günümüzde indirekt kompozit rezin materyallerinin; parsiyel protez, veneer, full-kuron yapımında kullanılmasına rağmen, bazı araştırmacılar primer endikasyon

alanlarının estetik inley ve onleyler olduğunu bildirmişlerdir [34]. Bu materyaller, estetik olmalarının yanı sıra doku dostudurlar. Kullanımları pratik ve direkt kompozit restorasyonlara oranla klinik ömürleri uzundur [35]. İndirekt kompozitlerle yapılan restorasyonlar, direkt kompozitlerin kullanıldığı restorasyonlara göre daha düşük hata payı ile dişe daha iyi adapte oldukları ve polimerizasyon büzülmesinin olumsuz etkilerini azalttıkları bildirilmiştir [36]. Ayrıca, daha iyi proksimal kontak oluşturmaları, yüksek aşınma dirençleri ve geniş defektlerde doğal diş anatomisine uygun restorasyonların kolaylıkla oluşturulabilmesi gibi avantajları vardır [37].

Restoratif materyallerdeki gelişmelere bağlı olarak kullanıma giren indirekt kompozitlerin seramiklere göre iyi bir alternatif olduğu bildirilmiştir [38]. Çünkü seramik restorasyonlar; teknik hassasiyet ve zaman alıcı yapım işlemleri gerektirmeleri, karşıt doğal dişi aşındırmaları ve yüksek elastisite modüllerinden dolayı çiğneme kuvvetlerinin az bir kısmını absorbe edip büyük bir kısmını alveoler yapıya iletmeleri gibi istenmeyen özelliklere sahiptir [39].

Seramik ve direkt kompozit rezinlere alternatif olarak geliştirilen ikinci jenerasyon indirekt kompozit rezinler ise, kompozit ve seramik teknolojilerinin hibridizasyonu olarak tanıtılsa da gerçekte bu materyaller, farklı doldurucular içeren bir kompozit rezin matriksten oluşmaktadır. %70-90 oranında ışıkla polimerize olabilen organik matriks içine gömülmüş silanize mikrohibrid inorganik seramik doldurucu içermektedir [40, 41]. Son zamanlarda rezin kompozitlerde yeni bir jenerasyon olarak ortaya çıkan seromerler (Ceramic Optimized Polymer) kompozitin gelişmiş polimer kimyasıyla seramik doldurucuların özel bir birleşimidir [42]. İndirekt rezin inleylerin yapımında başarıyla kullanılmaya başlanmıştır. Geleneksel rezin esaslı materyallerden daha sert, estetik, tamiri kolay, elastisite modülü yüksek ve uzun süreli renk stabilitesine sahiptir [39].

İndirekt kompozitler, CAD\CAM teknolojinde kullanılan indirekt kompozitler ve laboratuvarında işlenebilen indirekt kompozit rezinler olmak üzere iki grupta incelenmektedir [38].

### **2.3.1 Laboratuvarlarda İşlenebilen İndirekt Kompozitler**

İndirekt kompozit rezinler laboratuvarında ışık, ısı veya diğer metotlarla sertleştirildiği için büzülme, restorasyon ağıza uygulanmadan önce laboratuvarında gerçekleşir. Böylece sadece ince bir tabaka kompozit rezin, diş-restorasyon arayüzünde büzülmeye maruz kalmaktadır. Bunun sonucunda daha az marjinal boşluk, dolayısıyla

daha az marjinal sızıntı oluşmaktadır. Ayrıca basınç, vakum+ısı, ışık katalizörü ve ışıkla aynı anda veya sonrasında ısı kullanılan sistemler ile elde edilen polimerizasyon derecesinin sadece ışık kullanılarak elde edilen polimerizasyondan daha fazla olduğu bildirilmiştir [16, 25].

Piyasada birçok indirekt kompozit sistemi mevcuttur. Bunlardan en çok tercih edilenlerinden biri de Solidex'tir (SHOFU INC, Kyoto, Japan). Solidex, seramik esaslı bir indirekt kompozittir. % 22 oranında Bis-GMA, %53 oranında inorganik seramik mikro doldurucular (silikondioksit ve alüminyumdioksit partikülleri) ve % 25 oranında multifaktöriyel rezin kopolimer içerir. Kron-köprü, implant destekli restorasyonlarda, metal ve metal olmayan kronlarda, inley ve onleylerin yapımında kullanılmaktadır. Hibrit kompozit yapısındadır ve estetik yönden doğal dişe benzemektedir [39]. Bir diğer popüler indirekt kompozit sistemi ise porselene alternatif olarak dizayn edilen, geliştirilmiş rezin ve doldurucu teknolojisi ile polyglass bir indirekt restoratif materyal olan Artglass'dır (Heraeus Kulzer, Inc., Germany). Işıkla sertleşen, mikroglass dolgulu ve yüksek sertlikte bir malzemedir. Glass materyali çapraz bağlı organik camlardan oluşmaktadır [39].

### **2.3.2 CAD\CAM Teknolojisinde Kullanılan İndirekt Kompozitler**

Piyasaya yeni sürülen seramik/polimer CAD/CAM materyallerinden en popüler olanları; Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ve Lava Ultimate (3M ESPE, Bad Seefeld, Germany) dir [38].

Vita Enamic, üretilen dimetakrilat ve trietilen glikoldimetakrilattan oluşan polimer materyale içerisinde, alüminyum oksitçe zengin düzgün yapıya sahip bir porselen matriksten oluşan, hibrit seramik bir materyaldir. Diş hekimliğinde hibrit seramikler, kompozit matriks ile birleştirilmiş seramik alt yapıdan oluşan materyaller olarak tanımlanırlar. Lava Ultimate ise rezin bazlı nano seramik blok olarak tanımlanabilir. Bloklar tam polimerize resin matriks içerisine gömülmüş nano seramik partiküllerden oluşmaktadır. Bu materyal kompozit seramik karışımından oluşmaktadır. Üretici firma, bu materyali rezin nano seramik (RNC) olarak adlandırmıştır [38].

Bu bloklar, rezin ve seramik materyallerinin fiziksel ve estetik özelliklerini içeren materyallerdir. Karşıt dişte cam seramiklere göre daha az aşındırma yapması, glaze yapmaya gerek kalmaması, cila işlemlerinin kolaylıkla yapılabilmesi ve yüzey cilasını uzun süre koruması bu materyalin en önemli avantajlarıdır. Yüksek ve düşük translüenside farklı 4 renk olmak üzere; toplam 8 renge sahiptir [43]. Bu blokların

elastisite modülleri dentinin elastikiyet modülüne daha yakın oldukları için geleneksel seramiklere ya da metal destekli porselen protezlere göre çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe ederler. Bu yüzden periodontal ligamentten yoksun olan implant uygulamalarında avantaj sağlarlar [44].

İçeriğinde 20 nm çapında silika nanomerler ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerler bulunmaktadır. Blokların üretim aşamasında silan bağlantısının kullanılmasıyla rezin matriks ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı oluşturulur. Bu kimyasal bağlantı sonucu oluşan nanopartikül demetleri 0.6 - 10 µm boyutundadır. Resin matriks içerisinde yüksek oranda gömülü olarak bulunan bu seramik nanopartikül yapı materyale mükemmel kırılma ve aşınma dayanıklılığı sağlamaktadır. Üretim sırasında bloklar saatler süren ısısal işleme maruz bırakılmaktadır [38].

Fabrikasyon sırasında ısısal işlemler tamamlandığından, restorasyon üretilmesi sırasında ekstra ısısal işleme gerek duyulmaz. Nanomer yapılarından dolayı yüksek aşınma ve kırılma dayanıklılığı gösterirler. Nanomer içeriği materyalin kolay mekanik polisajına izin verir ve polisaj retansiyonu cam seramiklerle benzerlik gösterirken kompozitten yüksektir. Yüksek reziliens özelliği ve dentine benzerlik gösteren elastisite modülü sayesinde, çiğneme sırasında dişe iletilen kuvvetleri dişe beraber absorbe edebilir. Işıkla polimerize olan kompozitlerin kullanılması, tamir veya ilave işlemine olanak vermesi nedeniyle klinisyen için avantajdır. Floresans özelliğinin dişe benzerliği estetik alanlarda kullanımını avantajlı hale getirmektedir [45].

Her iki materyal de aslında birer seromerdir. Üretim amaçları, seramik ve kompozitlerin olumlu etkilerini kombine ederek indirekt restorasyonların başarısını artırmaktır. Seramik ve polimerden oluşan bu materyallerin daha az kırılğan, kolay işlenebilen dayanıklı restorasyonların yapımına imkan sağladığı iddia edilmektedir [38]. Seromer ve CAD\CAM sistemlerin birlikte kullanılmasıyla elde edilen bu restorasyonlar; bilgisayar ortamında dizayn edilip, bilgisayar destekli freze teknolojisi kullanılarak hazırlandığı için ağız içi dokularla tam uyumlu olup estetik sonuçların alınmasına imkan sağlamıştır [38].

## **2.4 CAD/CAM Sistemler**

Diş hekimliğinde ilk CAD/CAM uygulamaları 1970'li yıllarda Amerika'da Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Werner Moermann ile Marco Brandestini tarafından gerçekleştirilmiştir. CAD/CAM sistemler, diş hekimliği

alanındaki en büyük gelişmelerini 80’li yıllarda göstermiş ve restoratif diş hekimliğine 1984’te Francois Duret tarafından tasarlanan Duret sistemi ile giriş yapmıştır [46].

Dental CAD/CAM sistemlerin gelişim sürecinde 3 önemli firma ön plana çıkmıştır. Bunlar:

1- Sopher® : 1990-1991 yıllarında Dr. Duret tarafından tasarlanmıştır. Dayanak dişin ağız içerisinden optik ölçüsü alındıktan sonra tasarım ve frezeleme işlemleriyle oklüzal yüzeyler fonksiyonel olacak şekilde üretilebilmiştir [46].

2- Cerec® : Sistemin geliştiricisi Dr. Werner Moermann; prepare edilmiş kaviteyi intraoral bir kamera ile görüntülemiş, hasta başında kompakt bir cihaz yardımıyla inleylerin tasarımını yapmış ve seramik blokları kazıtarak inley üretimini başarmıştır. Bu sistemin ortaya çıkışı diş hekimliği tarihinde bir çığır açmıştır. Çünkü aynı gün içerisinde seramik restorasyon yapılmasını mümkün kılmıştır. Zaten diş hekimleri arasında CAD/CAM terimi, bu sistem tanıtıldığında yaygınlaşmaya başlamıştır [46].

3- Procera® : Dr. Andersson tarafından 1980’lerin başında geliştirilmiştir. Bu sistem sayesinde titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretilmesi sağlanmıştır. Bu sayede metal alerjisi bulunan hastalara titanyum alaşımlı restorasyonlar yapılmıştır [46].

Günümüzde CAD/CAM sistemleri; inley, onlay, post-kor, laminate veneer, kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant destekli protezlerde dayanak, kron-köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımlarında ve üretimlerinde kullanılmaktadır.

#### **2.4.1 Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları**

Geleneksel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmış ve bekleme süresi kısalmıştır. Daha hassas restorasyonlar daha kısa sürede elde edilebilmiştir. Restorasyonlar tek seansta bitirilebildiği için hem hastalar hem de hekimler için ekstra randevulara ve koltuk işgaline gerek kalmamıştır. Bu teknolojiyle birlikte, diş hekimi ve hasta konforunun artmasının yanı sıra freze işleminin bilgisayar ortamında yapılması (CAM) teknisyenlerin iş yükünü azaltmıştır. Bazı vakalar için geçici kron hazırlama zorunluluğu ortadan kalkmıştır. İndirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiştir. CAD/CAM teknolojisi sayesinde

kullanılan frezlerin kalite kontrolü otomatik olarak yapıldığından freze aşamasındaki hatalar en aza indirilmiştir [46, 47].

#### **2.4.2 Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları**

Birçok yeni sisteme rağmen üretim maliyeti oldukça fazladır. Monokromatik blokların kullanılması, beklenen estetik sonuçları bazen karşılamamaktadır. Komplike sistemleri kullanabilmek için donanımlı personele ihtiyaç vardır. Derin subgingival marjinlere sahip olan dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması zor olmakta ve iyi bir retraksiyon yapılması zorunlu hale gelmektedir [47].

#### **2.5 Adezyon**

Yapılan çalışmalarda diş sert dokularına bağlanmanın restorasyonların başarısı açısından büyük önem taşıdığı bildirilmiştir. Adezyon sözcük anlamı olarak “iki yüzeyin birleşmesi, bağlanması ya da her ikisini de içeren kuvvetler ile bir arada tutulduğu durum” olarak tanımlanmaktadır [18].

İyi bir adezyon için adeziv ve bağlanma sağlanacak yapı (mine ve dentin) arasında yakın temas olmalıdır. Adezyondan sorumlu sıvı karakterdeki yapıya adeziv yani “yapıştırıcı” ; tutulan ve/veya adeziv materyal aracılığıyla bağlanan katı yüzeye ise aderent yani “yapışan” adı verilir [19].

Diş hekimliğinde kullanılan rezin bazlı materyallerin adezyonu dört mekanizma ile gerçekleşebilir:

- 1- Mekanik: Resin penetrasyonu ve resin tagların oluşması,
- 2- Adsorpsiyon: Diş yapısındaki hidroksiapatitin tip 1 kollojene kimyasal bağlanması,
- 3- Difüzyon: Diş yüzeyindeki maddelerin çökelerek resin monomerlerin kimyasal ve mekanik olarak bağlanabileceği odaklar oluşturması,
- 4- Yukarıda belirtilen üç mekanizmanın kompozisyonu [18].

#### **2.5.1 Minenin Yapısal Özellikleri**

Diş minesini, insan vücudundaki dokular arasında mineralize olmuş en sert dokudur. Olgun minenin ağırlıkça %95'i inorganik, %4'ü su ve %1'i organik materyalden meydana gelmiştir. İnorganik yapının büyük bir kısmını hidroksiapatit kristalleri oluştururken yapıda ayrıca magnezyum, florid, karbonat, potasyum, çinko, kurşun,

sodyum, molibden, stronsiyum, demir, selenyum, iridyum gibi eser elementler de yer alır. Organik kısım ise proteinler ile bir miktar lipit ve karbonhidrattan oluşmuştur [48].

Minenin histolojik yapı elemanları, mine-dentin sınırından yüzeye doğru uzanan ve 1 µm aralıklarla sıralanan 4-6 µm çapındaki mine çubuklarıdır. Bu çubuklar dişin dış yüzeyinde dik bir şekilde sonlanır. Çubuklar arasında “interprizmatik substans” adı verilen bir materyal vardır. 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 [19].

### **2.5.2 Mine Dokusunun Adezyonu**

Restoratif materyallerin diş sert dokularına adeziv sistemlerle bağlanması diş hekimliğinin rutin işlemleri arasındadır. Mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi, mine yüzeyindeki hidrosiapatit kristallerini çözerek mikropürüzlülük oluşmasına neden olmakta ve pürüzlü yapıdaki bu boşluklara rezin infiltrasyonu sayesinde kompozit rezin ile diş arasında mikromekanik kenetlenme gerçekleşmektedir [12].

Mine dokusunun asitlenerek, ideal yüzey özelliklerinin elde edilmesi için gerekli olan fosforik asit konsantrasyonunun saptanabilmesi amacı ile pek çok araştırma yapılmıştır. Bu araştırmalarda % 50, %27, %10-85, %30-40 arasında değişen çözeltiler mineye uygulanmış ve en iyi sonuçları %30-40 arasında değişen konsantrasyondaki fosforik asit çözeltileri vermiştir [48]. Gilpatrick ve ark. çeşitli asit uygulama sürelerinin etkilerini araştırdıkları çalışmalarında ise en iyi sonucun 15 sn asit uygulanan gruptan elde edildiği bildirilmiştir [49]. Yapılan tüm bu çalışmaların neticesinde mineye asitleme işlemi günümüz diş hekimliğinde sıklıkla %35-37’lik fosforik asitle 15 sn boyunca uygulanır.

### **2.5.3 Dentinin Yapısal Özellikleri**

Dişin hacimsel olarak en büyük bölümünü oluşturan dentin; dış etkenlere karşı savunma mekanizması geliştiren, yapılan restorasyonlara ve ilerleyen yaşa uyum sağlayabilen, canlı ve dinamik bir dokudur. İçeriğinin yaklaşık %45-50’si inorganik apatit kristalleri, %30’u organik matriks, %25’i ise sudan oluşur. Dentin, renk olarak sarıdır ve kemik dokusundan daha sert bir dokudur [18].

Dentin dokusundaki histolojik yapılar; dentin kanalları, peritübüler dentin ve intertübüler dentin olarak sınıflandırılabilir. Her dentin kanalının çevresi diğer dentin bölgelerine oranla daha hipermineralize olan ve birbirinden farklı oranda mineralize

olmuş iç içe 3 tabakadan oluşan peritübüler dentin ile sarılmıştır. Kanallar arasında ise daha az mineralize olmuş olan intertübüler dentin yer alır. Adeziv sistemlerin güçlü bağlandığı intertübüler dentinin derin dentinde daha az bulunması, adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığını azaltmıştır [19].

Dentin kanallarının sayısı, pulpadan uzaklaştıkça içten dışa doğru sayıca azalarak pulpa tarafında 45-60000/mm<sup>2</sup> iken, mine-dentin sınırında 15-20000/mm<sup>2</sup>'dir. Her kanal peritübüler dentinle sarıldığı için pulpal bölgede, mine-dentin sınırına göre daha fazla peritübüler dentin yer alır. Tübül çapları mine-dentin birleşiminde ~0,5-1 µm, pulpa yakınlarında ~2-4 µm'dir. Hem tübül çaplarının artması, hem de dentinin nemliliğinin artması derin dentin dokusuna bağlanmayı zorlaştırır [19].

#### **2.5.4 Dentin Geçirgenliği**

Hidrodinamik teoriye göre dentin geçirgenliği; sıvının birim yüzey alandan, birim basınç altında birim zamanda geçmesine dayanır. Dentinin sıvı iletkenliğini etkileyen faktörler arasında, dentindeki sıvıyı hareket ettiren pulpa basıncı, dentin kanallarının uzunluğu ve dentin kanallarının çapı sayılabilir. Dentin tübülleri içindeki sıvı, pulpadan gelen pozitif bir basınç altındadır. Bu basınç intrapulpal basınç olarak adlandırılır. Yapılan araştırmalarda intrapulpal basıncın 34 - 40 cm H<sub>2</sub>O ya da 25 - 30 mmHg olduğu bildirilmiştir [50]. Pashley ve ark. ise intrapulpal basıncın 16,9 mmHg olduğunu bildirmektedirler [51]. İntrapulpal basınç sayesinde dentin sıvısı pulpadan periferik, mine sement sınırına ya da açık dentin tübüllerine doğru hareket eder.

Yapılan çalışmalar dentin permeabilitesinin bütün dentin boyunca eşit olmadığını, bölgesel farklılıklar olduğunu göstermiştir. Koronal dentinin geçirgenliği pulpa boynuzları etrafındaki ve aksiyel bölgedeki dentinden daha az geçirendir [18].

#### **2.5.5 Smear Tabakası**

Dentinin döner aletlerle hazırlanması sırasında oluşan 1-5 µm kalınlığındaki kan, tükürük, bakteri, hidroksiapatit kristalleri ve denatüre kollajenden oluşan amorf debris tabakasına "smear tabakası" adı verilir. İlk kez 1970 yılında tanımlanan smear tabakası; smear tıkaçları vasıtasıyla tübüller içerisindeki sıvı hareketlerini ve dentin geçirgenliğini önemli ölçüde azaltır [19]. Fakat alt tabakadaki dentine zayıf bağlandığı için adezyonu olumsuz etkiler [52].

Yapılan çalışmalar Smear tabakasının karakteristik özelliklerinin kavite preparasyonu sırasında değişkenlik gösterdiğini bildirmiştir. Düşük devirde kullanılan



bir frez, yüksek devirde kullanılan bir freze oranla daha az debris tabakası oluşturabilmektedir [53].

Bir kısım araştırmacı bu tabakanın doğal bir kavite örtücüsü olup, dentin kanallarını tıkıyarak dentin geçirgenliğini azalttığını savunurken, bazı araştırmacılar ise bakteri ve toksinlerin kaynağı olan smear tabakasının mutlaka kaldırılması gerektiğini bildirmişlerdir [8]. Daha sonraki yıllarda yapılan çalışmalarda ise birinci grup araştırmacılarla paralel sonuçlar elde edilmiş, smear tabakasının hidrodinamik sıvı hareketine karşı %86'ya varan bir direnç gösterdiği ortaya konmuştur [54]. Bazı araştırmacılar ise smear tıkaçlarının uzaklaştırılması ile açılan dentin tübülleri içindeki sıvının bağlantı yüzeyine sızarak adeziv rezinin nemlenmesine, dolayısıyla bu durumun kompozit resin ile diş dokusu arasındaki bağlantıyı olumsuz etkileyebileceğine dikkat çekmiştir [55].

Smear tabakasının kalınlığındaki değişkenlik dentin geçirgenliğinde de farklılıklara neden olur. Pashley ve ark. (1984) smear tabakasının kalınlığının; döner aletler ile sulu ya da susuz çalışmaya, çürüğün lokalizasyonuna, dentinin organik ve inorganik içeriğine ve dentin tübüllerinin yüzdesine bağlı olarak değişebileceğini bildirmişlerdir [8].

### **2.5.6 Dentin Dokusunun Adezyonu**

Diş hekimliği pratiğinde dentin dokusuna bağlanma her zaman için sorun olmuştur. Dentin dokusuna bağlanma mekanizması dentinin mikroskobik ve kimyasal yapısındaki farklılıklardan dolayı, minenin asitlenmesi yolu ile oluşan mikromekanik bağlanmadan oldukça farklı işler. Dentin dokusunun su içeriğinin fazla olması adezyonu etkileyici bir faktör oluşturur. Ayrıca pulpadan periferine doğru ışımsal olarak yayılan dentin kanallarının yüksek geçirgenlik özellikleri de adezyonu olumsuz etkilemektedir [56].

Minede olduğu gibi dentine bağlanmada da asitleme işleminin adezyonu artırabileceğine dair çalışmalar yapılmıştır. Birçok çalışmada kullanılan asit türünün ve asitleme süresinin bağlanmayı etkilediği bildirilmiştir. Nakabayashi ve ark. yapmış olduğu çalışmada çeşitli asidik solüsyonlar test edilmiş, dentine en iyi bağlanmayı sağlayan monomer olarak 4-META bulunmuştur [57]. Bir diğer çalışmada ise dentin primerleri olarak bilinen HEMA ve glutaraldehit solüsyonlarının dentin ile resin materyalleri arasındaki bağlanmayı artırdığı bildirilmiştir [58].

Dentin dokusunda iki tip bağlanmadan bahsedilebilir; kimyasal bağlanma ve mekanik bağlanma. Kimyasal bağlanmada; dentin dokusunun demineralizasyonu

sonucu içeriğindeki kalsiyumun çözünmesiyle adeziv materyalin fosfat grubu ile iyonik bağ oluşturduğu bildirilmiştir [11]. Fakat kimyasal bağların bağlanma dayanımının düşük olmasından dolayı (10 MPa) çalışmalar daha çok mikromekanik tutuculuk üzerine yoğunlaşmıştır. Bu mekanizmanın temeli, smear tabakasının bir asit ve/veya asidik primer yardımıyla kaldırılması ve dentin dokusunun yüzeysel demineralizasyonuna dayanır. Bu esnada dentinin mineral bileşenleri çözünürken kollajen fibriller desteklerini kaybedip çökerler. Uygulanan primerler kollajen fibrilleri ıslatarak fibriller boyunca penetre olurlar. Adeziv ve primer birlikte polimerize olurlar. Böylece adeziv-dentin arayüzünde mikromekanik bir bağlanma oluşur. Oluşan tabakaya da “hibrit tabaka” denir.

## **2.6 Adeziv Rezinler**

Buonocore’un 1955 yılında diş yüzeylerini asitle pürüzlendirilme yöntemini ortaya atması ile restoratif diş hekimliği yeni bir boyut kazanmış ve adeziv diş hekimliği dönemi başlamıştır [5]. Pürüzlü yüzey ile diş dokusu arasındaki bağlantıyı adeziv rezinler sağlar. Bu rezinler Bis-GMA, UDMA ve TEG-DMA gibi hidrofobik monomerler ile HEMA gibi hidrofilik monomerleri bir arada bulundururlar. Adeziv rezinlerin esas görevi hibrit tabakasını stabilize ederek dentin tübüllerinin içerisine doğru rezin uzantıları oluşturmaktır. Böylelikle adeziv sistemler ile retansiyon ve stabilizasyon sağlanması amacıyla sağlam diş dokularının mekanik olarak uzaklaştırılmasının önüne geçilmiş olur. Ayrıca diş dokuları ve restoratif materyal arasında gerçekleşen mikromekanik kenetlenme sayesinde oral sıvıların, bakteri ve bakteri ürünlerinin geçişi önlenerek, işlem sonrası hassasiyet, kenar renklenmesi, sekonder çürük gibi restorasyon ömrünü azaltan klinik problemler oldukça azaltılmıştır [12].

Mine asitlendiği zaman reçine esaslı restoratif materyallerle yüksek bağlantı kuvvetleri elde edilebilirken, dentin de kuvvetli bir bağlanma gerçekleştirebilmek oldukça zordur. Hidrofilik yapı, pulpaya karşı biyolojik uyumluluk, polimerizasyon büzülmesi, smear tabakasının işlevinin tam anlaşılabilmesi gibi nedenlerden dolayı dentinde kuvvetli bir bağlanma geliştirilememiştir [59].

### **2.6.1 Adezivlerin Sınıflandırılması**

Dentin bonding sistemler ya da dentin adezivleri olarak adlandırılan bu materyallere iki çeşit sınıflandırma yapılabilir. Kullanılmaya başlandığı tarihler esas alınarak yapılan

sınıflandırmaya “kronolojik sınıflandırma”, adeziv sistemlerin kimyasal içeriklerine göre yapılan sınıflandırmaya ise “yapısal sınıflandırma” adı verilir.

Adeziv sistemlerin mine ve dentine bağlanması iki aşamada gerçekleşir. İlk önce asitleme işlemiyle sert dokulardan inorganik maddelerin çözünüp uzaklaşmasıyla boşluklu bir yapı (mikropörözite) oluşur. İkinci aşama ise, oluşan bu boşluklara rezin monomerlerinin infiltrasyonu ve polimerizasyonu ile gerçekleşen mikromekanik kenetlenme yani hibridizasyondur. Bu yüzden hala yapılan ve en geçerli olan sınıflandırma; diş dokuları ile etkileşimin ön planda olduğu; adezyon stratejilerine göre sınıflandırmadır [12].

Bu yaklaşıma göre, günümüzde kullanılan adeziv sistemler diş sert dokularına olan adezyon stratejilerine göre şu şekilde sınıflandırılır [60].

- 1- Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler
- 2- Kendinden asitli adeziv sistemler
- 3- Cam iyonomer adeziv sistemler

#### **2.6.1.1 Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemler**

Asitlenen ve yıkanan sistemler, smear tabakasını tamamen uzaklaştırarak, yüzeysel dentinde demineralizasyona neden olur. Bu yüzden bağlanma sadece mikromekanik adezyonla sağlanır. Dentinin fosforik asitle asitlenmesi kollajen fibrilleri açığa çıkararak hidroksiapatitlerin ortamdan uzaklaşmasını sağlar [48].

Bu sistemler, diş yüzeyini asitleme ve yıkama işlemlerini gerektirir. Mineye etkili bağlanma bu sistemlerle sağlanır. İki aşamalı asitlenen ve yıkanan adeziv sistemlerde asitleme ve yıkama işlemi, primer ve adeziv reçine uygulaması takip ederken, tek aşamalı asitlenen ve yıkanan sistemlerde ise primer ve adeziv reçine tek bir şişede birleştirilmiştir [60].

Bu sistemlerde birinci basamak “pürüzlendirme ve yıkama” (etch and rinse) aşamasıdır. Bu yüzden son yıllarda total-etch sistemler “asitlenen ve yıkanan adezivler” olarakta adlandırılmaktadır [61].

Minenin asitlenmesini takiben yüzeydeki smear tabakası uzaklaştırılır. Prizmatik ve interprizmatik mineral kristalleri farklı oranlarda çözünerek mikroskobik pürüzlülük sağlanır. Bu durum yüzey geriliminin azalmasına, dolayısıyla mine yüzeyinin ıslanabilirliğinin artmasını sağlayarak rezinin mikro boşluklara kolayca dolmasına yardımcı olur [19].

Kullanılan asitin konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağı olarak mine yüzeyinde 3 tip mikroskobik pürüzlenme gerçekleştiği görülmüştür [62].

- Tip 1 pürüzlenme: Mine prizmalarının iç kısımları çözünür. Ortaya çıkan görüntü “bal peteği görünümü” olarak adlandırılır.
- Tip 2 pürüzlenme: Mine periferleri çözünerek uzaklaştırılır. Bu görüntüye “kaldırım taşı görünümü” adı verilir.
- Tip 3 pürüzlenme: Prizmatik yapıya uyum göstermeyen bir çözünme söz konusudur. Daha silik bir görünüm hakimdir.

Pürüzlendirme işlemi bittikten sonra mine yüzeyine rezin bağlayıcı ajanlar uygulanır. Bu ajanların interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu mine prizmalarının dış yüzeyleri arasında oluşan yapılar “makrotag”, daha küçük fakat çok sayıda ve ağ biçiminde olanları ise “mikrotag” adını alır. Mikromekanik retansiyonu sağlayan bu yapıların tümüne rezin tag adı verilir [62].

Dentin dokusunda pürüzlendirme işlemi ise minedekine göre biraz farklıdır. Dentin yüzeyinde kavite preparasyonu sonucu oluşan smear tabakası asit uygulama işleminden sonra ortadan kaldırılarak, intertübüler ve peritübüler dentin demineralize olur. Açığa çıkan kollajen fibrillerin arasına sızan adeziv rezinin polimerizasyonu ile oluşan yapıya da “hibrit tabaka” adı verilir [12]. Kullanılan adeziv sistemin özelliklerine bağı olarak hibrit tabakanın kalınlığının değiştiği görülmüştür. Bu tabakanın kalınlığı ile bağlanma kuvvetleri arasında herhangi bir ilişki bulunmadığı öne sürülmüştür [63].

Mine de olduğu gibi rezin tag oluşumu dentin dokusunda da görülür. Dentine bağlanmada esas rol oynayan yapı dentin tübülleridir. Sayı ve boyut olarak derin dentinde fazla olmasından dolayı bağlanmanın düşük olduğu bildirilmiştir. Resin tagların lateral tübül dallarının içine dolarak polimerize olan tiplerine “submikron rezin tag” denir. Resin tag oluşumu minede olduğu gibi dentin dokusunda da bağlanmaya katkıda bulunabilir. Fakat asıl görevi, rezin-dentin arayüzünde oluşabilecek bir hasarda dentin tübüllerini tıkamak ve pulpa hasarına engel olmaktır [12, 64].

Asitlenen ve yıkanan adezivlerde asitle pürüzlendirmeyi takiben ikinci aşama ise hidrofilik ve hidrofobik komponentlerin bir arada bulunduğu aseton, etanol, su gibi çözücülerden birini içeren primer ajanların uygulanmasıdır.

- Su: Kuvvetli hidrojen bağları ihtiva ettiği için iyi bir polar çözücüdür.
- Etanol: Buharlaşma basıncı yüksek olduğu için hava ile kurutmaya daha elverişlidir. Su ile birlikte ikincil çözücü olarak kullanılır.
- Aseton: Buharlaşma basıncının oldukça yüksek olması ana avantajıdır. Fakat uçucu olduğu için çabuk buharlaşır [48].

Primerler hidrofilik dentin yüzeyine nüfuz ederek, hidrofobik rezin materyali için uygun ortam hazırlarlar. Bağlanmanın kaliteli olması için bu monomerlerin demineralize tabakaya tam olarak penetre olmaları gerekir. Eğer su bazlı bir primerle kuru bağlanma tekniği kullanılıyorsa 15 sn primer uygulaması ile büzülmüş olan kollajen ağı tekrar genişler. Nemli bağlanma tekniğinde ise primer en az 15 sn uygulanmalıdır. Böylece yüzeydeki nemin çözücü ile birlikte buharlaşması sağlanır [12].

Primer ajan uygulanmasından sonra üçüncü ve son işlem olarak bağlayıcı ajan uygulanır. Bu ajanın en önemli görevi, dentin tübülleri içine girerek rezin tagları oluşturmak ve hibrit tabakanın stabilizasyonunu sağlamaktır. Klinik uygulama sırasında havayla hafifçe dağıtılarak ince bir tabaka haline getirilir (100µm). Buna dikkat edilmediği durumlarda çok kalın bir adeziv tabaka oluşacak, aşırı hava uygulanması durumunda ise adeziv tabakanın kalınlığı azalacaktır [61].

Günümüzde asitlenen ve yıkanan adeziv sistemleri, teknik hassasiyet gerektirmesi, uzun zaman alması ve asitleme süresinin aşılması gibi dezavantajlarından dolayı kendinden asitli adezivler kadar tercih edilmemektedir.

#### **2.6.1.2 Kendinden Asitli Adeziv Sistemler**

İlk kez 1990'lı yılların başında Scotchbond 2 (3M, Dental Product Division) adıyla piyasaya sunulmuştur. Bu sistemler ayrı bir basamakta asitleme ve yıkama fazı gerektirmezler. Mine ve dentin dokularını asidik primer sayesinde eş zamanlı pürüzlendirirler. Böylece klinik uygulama zamanını azaltmakla birlikte işlem süresince hata yapma olasılığını da düşürürler. Asitleme sonrası yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdaki uzaklaşmaz. Bunun yerine monomer infiltrasyonu ile modifiye olarak, hibrit tabakanın içine katılır ve bağlanma ara yüzeyinin bir parçası haline gelir [4]. Bu sistemlerde amaç, smear tabakasını modifiye ederek hibrit tabakanın yapısına katmaktır [65].

Kendinden asitli adezivler pH değerlerine ve asitleme potansiyellerine göre kuvvetli ( $\text{pH} \leq 1$ ), orta ( $\text{pH} = 1.5$ ) ve zayıf ( $\text{pH} \geq 2$ ) olarak sınıflandırılabilirler. Bu

sınıflandırmadaki grupların demineralizasyon derinlikleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Aşındırılmış mine üzerinde yapılan çalışmalarda fosforik asitle pürüzlendirilmeden sonra meydana gelen mikro ve makro rezin taglara karşılık, kendinden asitli adezivlerde görülen ve “nanoretantif kilitlenme” olarak tanımlanan mikro rezin tag hibridizasyonu karşılaştırılmış ve önemli bir fark bulunamamıştır [64].

Uygulama prosedürlerine göre ikiye ayrılırlar. Tek aşamalı kendinden asitli adezivler (1-SEAs) asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv birlikte yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır. Hidrofilik ve hidrofobik komponentlerin karışımıdır. Hekime kolaylık sağlamakla birlikte bazı dezavantajları vardır. İki aşamalı kendinden asitli sistemler ile asitleme yıkama sistemlerine göre diş dokularına daha zayıf bağlanırlar. HEMA-free kendinden asitli adezivler olarak da bilinen bu adezivler yüksek hidrofilm yapılarından dolayı geçirgen bir membran olarak davranırlar ve adeziv tabakaya su geçişine sebep olurlar. Polimerize olmamış rezinler ve dentin bölgesinden emilen suyun oluşturduğu bu yapıları “su ağacı” denir [12]. İki basamaklı kendinden asitli adezivlerde (2-SEAs) ise, asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonu uygulamasını takiben, ikinci basamakta hidrofobik adeziv rezin uygulaması yer alır [4].

### **2.6.1.3 Cam İyonomer Adeziv Sistemler**

Cam iyonomerler diş yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi gerektirmeden bağlanan tek materyal olma özelliğini halen devam ettirmektedirler. Likitinde bulunan polialkenoik asit yardımıyla diş yüzeyi temizlenir ve smear tabakası uzaklaştırılarak 0,5 – 1 µm'lik bölgede yüzeyel bir demineralizasyona ve mikromekanik bir bağlanmanın gerçekleşebilmesine imkân verecek kollajen ağın açığa çıkması sağlanır. Bu asit fosforik asit kadar invaziv değildir. Bu yüzden kollajenler etrafındaki hidroksiapatitlerin tamamını uzaklaştırılmaz [12, 60].

Cam iyonomer adeziv sistemlerde hem mikromekanik hem de kimyasal bağlanma görülür. Mikromekanik bağlanma; açığa çıkmış kollajen ağın içerisine cam iyonomer bileşenlerinin penetrasyonu ile sağlanır. Kimyasal bağlanma ise hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyum iyonları ile polialkenoik asitin karboksil grupları arasında oluşur. Bu bağlanma aynı zamanda hidrolitik degradasyona karşı bir direnç oluşturmaktadır. Cam iyonomer simanların bağlanma gücü; smear tabakasının ortadan kaldırılma kapasitesine, mekanik kilitlenmeden sorumlu mikropöröziteleri artıran

parşiel demineralizasyon miktarına ve polialkenoik asit ile hidroksiapatitin kimyasal etkileşimlerine bağlıdır [12].

## 2.7 Yapıştırma Simanları

Yapıştırma simanları metal ve seramiklere olan afinitesinden dolayı inley, onley ve kron preparasyonlarında kullanılmaktadır. Bunun yanında, ortodontik braketlerin yapıştırılması, periodontal splintlerin diş yüzeylerine sabitlenmesi, süt dişlerine yer tutucuların yapıştırılması gibi birçok alanda da başarıyla kullanılmaktadır [66].

Literatürde yapıştırma simanları ile ilgili birçok çalışma yapılmış olsa da halen hangisinin daha iyi olduğuna dair net bir sonuca varılamamıştır. Çinko fosfat siman yüksek rijidite göstermesine rağmen düşük pH'a sahip olduğu için pulpa irritasyonuna neden olabilir. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar ise düşük asidite gösterirler. Fakat kırılmaya karşı dirençleri zayıftır [67].

Farklı klinik uygulamalarda farklı simanların kullanılıyor olması kıyaslama güçlüğüne de beraberinde getirmiştir. Bu yüzden hekimler yapıştırma simanı ve kullanılacak restorasyonun uyumu ile yapıştırma simanının mekanik özelliklerine dikkat ederek seçim yapmalıdırlar.

İdeal bir yapıştırma simanında olması gereken özellikler [68] :

- 1- Vücut sıvıları ve dokularıyla minimum reaksiyon vermeli, pulpa dostu olmalıdır.
- 2- Toksik olmamalı, düşük alerjik potansiyelde olmalıdır.
- 3- Postoperatif hassasiyete sebebiyet vermemelidir.
- 4- Restorasyon ve diş arayüzünde çürüğü önleyebilmelidir.
- 5- Estetik sonuçlar elde etmek için renk stabilitesi iyi olmalıdır. Dual cure simanlarda bulunan amin akselarotörleri simanın renginin zamanla değişmesine neden olabilmektedir [69].
- 6- Artıkları temizlendikten sonra pöröz bir yapı bırakmamalı ve yüzeyi cilalanabilir olmalıdır.
- 7- Ağız içi sıvılarıyla ya da bakteri plağındaki organik asitlerce çözünüp mikrosızıntıya neden olmamalıdır.
- 8- Su emilimine karşı dayanıklı olmalıdır. Aksi takdirde rezinin mekanik özellikleri olumsuz etkilenebilir.
- 9- Restorasyona gelen ağız için kuvvetlere karşı koyabilecek mekanik özelliklere sahip olmalıdır.
- 10- Çalışma süresi yeterli olmalıdır.

Yapıştırma simanının restorasyon ve diş arasında oluşturduğu film kalınlığı restorasyonun klinik başarısını ve ömrünü de direk olarak etkileyebilir. Restorasyonların kalınlığını artırmak, ağız sıvıları ile minimum temasta bulunmak ve polimerizasyon büzülmesini minimuma indirmek için bir yapıştırma simanı olabildiğince ince film kalınlığında olmalıdır. Yapılan çalışmalarda ideal film kalınlığı için 50-100 µm arası uygun aralık olarak düşünülmektedir [68].

Yapıştırma simanları, kimyasal bileşenlerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilirler.

1- *Çinko Fosfat Siman*: Yaklaşık 100 yıldır kullanılan, en eski ve en çok tercih edilen yapıştırma simanıdır. Diş sert dokularına mekanik olarak tutunurlar. Ağız ortamında diğer simanlara oranla çok daha fazla çözünürler. Maksimum fiziksel özelliklerine 24 saat sonra ulaşırlar. Sıvısında %67 oranında fosforik asit bulunur. Sertleşme reaksiyonları kuvvetli asit-baz reaksiyonlarıdır. pH değerleri 4'ten daha düşüktür. Sertleştikten sonra bile asidik özelliklerini devam ettirirler. 48 saat sonunda nötralize olurlar. Bu yüzden olası bir pulpa hasarının görülebileceği derin kavitelere dikkatli kullanılmalıdır [70].

2- *Polikarboksilat Siman*: 1968 yılında diş dokularına kimyasal yolla bağlanabilen ilk yapıştırma simanları olarak piyasaya çıkmıştır. Likitinde bulunan polialkenoik asitin yüksek moleküler ağırlıkta olması sebebiyle, pH seviyesi çinko fosfat simanların aksine ağız ortamında hızla yükselerek nötr hale gelir. Böylece asit moleküllerinin dentin tübüllerine penetrasyonu önlenmiş olur. Bu durumun simantasyon sonrası postoperatif hassasiyeti minimuma indireceği düşünülmektedir [70].

3- *Cam İyonomer Simanlar*: 1970 yılında Wilson ve kent tarafından üretilmiştir. Yüksek dayanıklılık ve sertlikte dirler. Flörür salabilirler. Bu yüzden antikaryojeniktirler. Mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilirler. Bu bağlantı kollajen fibrillere bağlı hidroksiapatitlerdeki kalsiyum iyonları ile polialkenoik asitin karboksil grupları arasındaki iyonik bağ ile sağlanır. Nem kontaminasyonuna hassas olması dezavantajlarıdır. 1980'li yıllarda CİS'ların likitine rezin momonerleri eklenmesi ile rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) elde edilmiştir. Geleneksel CİS' lara göre basınç dayanıklılığı oldukça yüksektir [19, 60].

4- *Çinko Oksit Ojenol Simanlar (ZOE)*: Derin kavitelere uygulanıp, pulpa iyileşmesini sağlayarak sekonder dentin oluşumunu stimüle ederler. Analjezik ve



antiseptik etkisi vardır. ZOE'nin mikrosızıntısı az olduğundan bakterilerin pulpaya geçişini azaltır ve pulpal iyileşmeyi kolaylaştırır. Abrazyon direnci düşüktür. Ağız içi dokularda kolaylıkla çözünüp parçalanabilirler [71].

5- *Rezin Simanlar*: BIS-GMA rezin, ürethan dimetakrilat rezinler, silika, cam doldurucudan hazırlanmış mikrodoldurucu veya küçük partiküllü hibrit kompozit varyasyonlarıdır. Rezin matriks çeşitli miktarlarda seramik doldurucu içeren düşük molekül ağırlığına sahip dimetakrilat monomer ile seyreltilmiş aromatik dimetakrilat kombinasyonudur. Toz-likit sisteminde, toz genellikle organik başlatıcı ve ince polimer tozu ile birlikte silika cam veya borosilikattır. Likit ise Bis-GMA veya amin hızlandırıcı içeren dimetakrilat monomer karışımıdır [72].

### **2.7.1 Rezin Simanlar**

Rochette tarafından 1973 yılında kullanılmaları önerilmiştir. Ağız sıvılarında genellikle çözünmezler. Dişe adezyonları oldukça yüksektir (100-200 MPa). Asitlenmiş ve silan uygulanmış porselene kimyasal olarak bağlanırlar. Seramik restorasyonların simantasyonu için en iyi tercihtir [70]. Rezin simanlar aslında düşük viskoziteli akışkan kompozitlerdir ve günümüzde kullanılan resin simanların çoğunun içeriği dolgu için kullanılan kompozitlerle benzerlik göstermektedir. Bağlanma dayanımları geleneksel simanlara göre oldukça yüksektir [72].

Uygulama prosedürlerine göre resin simanlar üç gruba ayrılırlar:

- 1- Asitlenen ve yıkanan resin simanlar
- 2- Kendinden asitli resin simanlar
- 3- Kendinden adezivli resin simanlar

#### **2.7.1.1 Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemlerle Birlikte Kullanılan Rezin Simanlar**

Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler kullanım basamaklarının sayısına göre, iki basamaklı ve üç basamaklı asitlenme ve yıkama adeziv sistemler olarak ikiye ayrılır. İki basamaklı sistemlerde, asit uygulamasını takiben tek şişede birleştirilen primer ve adeziv resin solüsyonu uygulanır. Üç basamaklı adeziv sistemlerde ise asitleme işlemini takiben primer solüsyonu uygulaması ve ardından adeziv resin solüsyonu uygulaması ile işlem tamamlanır [60].

Hem iki hem de üç basamaklı asitlenen ve yıkanan adeziv sistemlerin adezyon mekanizmaları benzerdir. Minenin yüzeyinin asitlenmesi ile minedeki smear tabakası,

prizmatik ve interprizmatik substans uzaklaştırılarak mikropörözitel oluşturulur. Dentinde ise asitleme işlemi smear tabakasını uzaklaştırır ve hidroksiapatitten arınmış bir kollajen ağı ortaya çıkarır. Ortaya çıkan kollajen fibriller, rezin polimerlerin mikromekanik kilitlenmesi için adeta bir ağ görevi görür [73].

Dentine primer uygulaması açığa çıkmış kollajen fibrilleri yeteri kadar ıslatarak fazla suyu uzaklaştırır ve adeziv rezin infiltrasyonu için uygun bir ortam hazırlar. Mineye primer uygulaması ise, asitleme sonrası dehidrate olmuş mine yüzeyinin ıslanabilirliğini artırarak sonrasında uygulanacak olan adeziv rezinin infiltrasyon oranına katkıda bulunur [60, 73].

Dentinde adeziv rezinin uygulanması sonucu kollajen, hidroksiapatit, rezin, artıkları ve sudan oluşan hibrit tabakası meydana gelir. Adeziv rezinin dentin tübüllerine infiltrasyonu sonucu rezin taglar oluşur. Böylece dentindeki mikromekanik bağlanma sağlanmış olur. Mineye adeziv rezin uygulanma işlemi ise asitleme sonucu oluşan mikropörözitelere rezin monomerlerin infiltrasyonu gerçekleşir. Açığa çıkmış hidroksi apatit kristallerinin polimerize edilen monomerle kapatılması sonucu minedeki bağlanma mekanizması tamamlanmış olur [60, 73] .

### **2.7.1.2 Kendinden Asitli Adeziv Sistemlerle Birlikte Kullanılan Rezin Simanlar**

Kendinden asitli adezivler ek bir fosforik asit basamağına ihtiyaç duymazlar. Mine ve dentini eş zamanlı pürüzlendiren asidik primer solüsyonu içerirler. Kendinden asitli adezivler için literatürde birçok monomer tanımlanmıştır. Bu monomerler en az üç komponenti içeren bifonksiyonel moleküllerdir. Adeziv monomerler, fosfor içeren monomerler ve polimerize olabilen karboksilik asitler olarak ayrılırlar. Fosfonik asit ve asidik fosfat gibi fosfor içeren monomerlerin mine ve dentini asitleme özeliği vardır. Kendinden asitli adeziv sistemlere ilave edilen polimerize olabilen karboksilik asitler ise 4-META ve MAC-10'dur. Üç komponentten birincisi, kopolimerizasyon sayesinde adezivin diğer monomerleri ile restoratif materyalin her ikisiyle reaksiyon verebilen ve polimerize olabilen fosfat grubudur. İkincisi diş sert dokularını asitleyen ve diş ile bağlanabilen asit adeziv grubudur. Son grup ise çözünürlük, esneklik, ıslatma gibi monomer özellikleri etkileyen ara halka grubudur [14].

Kendinden asitli adeziv sistemler asiditelerine ve uygulama şekillerine göre alt gruplara ayrılırlar. Asiditelerine göre kuvvetli, orta kuvvetli ve hafif asidik olarak ayrılırken uygulama şekillerine göre iki ve tek basamaklı olarak sınıflandırılırlar. pH'ı 1 veya 1'in altında olanlar kuvvetli asidik, pH'ı yaklaşık 1.5 olanlar orta kuvvetli asidik,

pH'ı 2 veya 2'den büyük olanlar hafif asidik olarak adlandırılır. Bunlara ek olarak pH'ı 2.7 olanlar çok hafif asidik olarak adlandırılır [73].

Hafif asidik olanlar dentinde yüzeysel demineralizasyona sebep olurlar. Kollajen lifleri etrafındaki hidroksi apatit kristalleri ve smear tıkaçları tamamen uzaklaştırılmaz. Dolayısıyla ince bir hibrit tabakası oluşur. Kuvvetli asidik kendinden asitli adeziv sistemlerle oluşturulan hibrit tabakası ise asitlenen ve yıkanan adeziv sistemle oluşturulana benzerlik gösterir. Bunun nedeni monomerler ve hidroksiapatit kristalleri arasındaki kimyasal bağlanma olarak açıklanmaktadır [73].

### **2.7.1.3 Kendinden Adezivli Rezin Simanlar**

2002 yılında piyasaya sürülen kendinden adezivli rezin simanlar geleneksel yapıştırma simanlarının uygulama kolaylığı ile rezin simanların üstün mekanik özellikleri, adezyon ve estetik kalitelerini tek bir simanda toplamak amacıyla üretilmiştir [14].

Kendinden adezivli rezin simanlar diğer rezin simanlar gibi uygulama öncesi diş yüzeyinde bir hazırlık gerektirmezler. Siman karıştırıldıktan sonra uygulama işlemi çinko fosfat ve polikarboksilat simanlarda olduğu gibi tek adımda gerçekleşir. Diğer rezin simanlarda uygulanan adeziv sistemlerin bazıları smear tabakasını uzaklaştırmaktadır. Ancak kendinden adezivli rezin simanlar smear tabakasını uzaklaştırmadıkları için postoperatif hassasiyete neden olmadığı ileri sürülmüştür [14]. Çinkofosfat, polikarboksilat ve rezin simanların aksine nemi tolere edebildikleri ve cam iyonomer simanlarla karşılaştırılabilecek kadar florür salınımı yapabildikleri savunulmaktadır. Bunun yanında estetik özelliklerinin, mekanik özelliklerinin, boyutsal stabilitelerinin ve mikromekanik adezyonla diş dokularına bağlanabilme özelliklerinin rezin simanlara benzediği düşünülmektedir. Geleneksel simanlar ile rezin simanların olumlu özelliklerini birleştirdiği için oldukça yaygın bir kullanım alanı vardır. Aynı zamanda uygulama basamaklarının azalması, hastanın koltukta kalacağı süreyi azalttığı gibi adeziv prosedürün uygulanması sırasında oluşabilecek teknik hataları da minimuma indirir [14].

Kendinden adezivli rezin simanların multifonksiyonel monomerleri, kendinden asitli adeziv monomer içerdiği için düşük pH'a sahiptir. Diş yüzeyindeki suyla temas eden siman diş yüzeyini demineralize ederken eş zamanlı olarak diş dokularına penetre olur. Simanın polimerize edilmesiyle mine ve dentinde mikromekanik bir bağlanma sağlanmış olur. Kendinden adezivli rezin simanların polimerizasyonu kimyasal olarak

veya ışıkla başlatılabilir. Polimerizasyon, siman monomerlerinin çapraz bağlanmasıyla ve yüksek moleküler ağırlıklı polimerlerin meydana gelmesi ile sonuçlanır. Elde edilen adezyonun temeli mikromekanik bağlanmaya ve monomerin asidik gruplarıyla hidroksi apatit arasındaki kimyasal bağlanmaya dayanır [14].

## **2.8 İmmEDIATE Dentin Sealing (IDS)**

İndirekt restorasyonlarda bağlanmayı olumlu yönde etkilediği ileri sürülen “Immediate Dentin Sealing” (IDS) tekniği; ilk kez Paul ve Scharer tarafından 1997’de tanımlanmış, Dr. Pascal Magne ise bu tekniği geliştirerek yaygın hale getirmiştir. Mantık olarak prepare edilmiş dentinin kontaminasyonunu engellemek amacıyla kesildikten hemen sonra adeziv uygulanmasının en güçlü bağlantıyı sağladığı fikrine dayanmaktadır [16].

Kavite veya kron preparasyonu sırasında dentin tübüllerinin açılması kaçınılmazdır. Tübüller açıldığında, kimyasal ve bakteriyel uyarıları pulpaya ileten kanallar gibi davranırlar. Geçici kaplama materyalleri dentine koheziv olarak bağlanmaz ve final restorasyonundan önce bakteri ve artıklarının sızmasına neden olabilirler [52, 74]. Geçici dolgu yapıldıktan sonra, dentinde ölçü alımı, yıkama, kurutma ve geçici dolgunun kaldırılması işlemleri sırasında; diş hassasiyeti ve potansiyel pulpa harabiyetine yol açabilen eksternal uyarılar oluşabilir. Bu yüzden adeziv uygulaması, dentin-pulpa kompleksini koruyan biyolojik bir kaplamanın oluşabilmesi için dentin kesildikten hemen sonra yapılmalıdır [75]. Bu amaca ulaşmak için indirekt restorasyonların henüz kesilmiş dentin yüzeylerinin ölçü alınmadan önce rezin esaslı adezivlerle kaplanması önerilmektedir [52, 76]. “Resin coating” ya da “dual bonding” olarak da adlandırılan IDS tekniği, preparasyon sonrası hassasiyeti azaltan olumlu etkilerinin yanı sıra vital dişlerde geleneksel kron preparasyonu sonrası kullanıldığında retansiyonu anlamlı derecede artırdığı, marjinal sızıntıyı azalttığı ve bakteriyel kontaminasyonu önlediği bildirilmiştir [77].

Araştırmacılar IDS işleminin etkinliğini test ederken geleneksel adeziv simantasyon tekniğini, prepare edilmiş dentin yüzeyinin örtülmesindeki gecikmeden dolayı “delayed dentin sealing” (DDS) olarak adlandırmışlardır [78-80].

IDS tekniği, birçok adeziv sistem kullanılarak uygulanabilir. Normalde rezin esaslı adezivlerin polimerizasyonu, tübüllerin içinde hibridize olmuş rezin tagların dallanıp anostomoz yapmasıyla açığa çıkmış dentinin geçirgenliğini azaltır. Bu da peritubuler dentinin lateral hibridizasyonuna neden olur [51]. Asitlenen ve yıkanan adezivlerde görülen nemli bağlanma tekniği, smear tıkaçlarını koruyarak dentin

tübüllerindeki sıvı geçirgenliğinin azaltılmasına yardım eder [81]. Smear tıkaçlarını tamamen çözen daha agresif olanlar ise plazma proteinlerinin koagülasyonu ile, asitleme ve primer uygulama işlemleri sırasında dentin geçirgenliğinin azalmasına katkıda bulunur [82]. Bununla beraber pulpal basınca sahip vital dişlerde, polimerize adeziv tabakalar arasındaki dentinal sıvı akışı bu bölgenin tam olarak kaplanmasını engelleyebilir [83].

Yapılan çalışmalarda birçok dentin adezivi test edilmiş, 3 aşamalı asitlenen ve yıkanan adezivlerin bu tekniğin uygulanmasında en başarılı adezivler olduğu bildirilmiştir [84]. İlerleyen yıllarda kendinden asitli adeziv sistemlerde görülen gelişmelerle birlikte piyasaya sürülen yeni adezivler test edilmiş ve IDS tekniği kullanıldığında asitlenen ve yıkanan adezivlere nazaran yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir [85]. Bir grup araştırmacı ise IDS işleminde dentin adezivi uygulandıktan sonra akışkan kompozit kullanımını önermiş ve polimerize olmuş akışkan kompozitin hibridizasyon tabakasını koruduğunu savunmuştur [86].

## **2.9 Bağlanma Dayanımı Testleri**

Diş hekimliğinde bağlayıcı ajan sistemlerindeki hızlı gelişmeler nedeniyle yeni geliştirilen materyallerin mine ve dentine bağlanmalarındaki etkinliklerin değerlendirilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Klinik çalışmalar çok maliyetli ve zaman alıcıdır. Özellikle dentin adezivlerinin bağlanma performanslarının in vitro olarak incelenmesi daha doğru bir yaklaşımdır. Bu yüzden adeziv sistemlerin mine ve dentindeki bağlantı kalitesinin karşılaştırılması ve verilerin toplanması için dental materyal alanında yapılan çalışmalarda, uzun yıllardır makaslama (shear) ve gerilim (tensile) testleri uygulanmaktadır [87].

### **2.9.1 Makaslama (Shear) Testi**

Diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzüne paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir in vitro deney testidir. Makaslama testi ölçümünde kopma olana kadar ağırlık yüklemesi yapılır. Kırma ucu hazırlanan örneklerin kompozit ve dentin birleşim yerine denk gelecek şekilde, makaslama test düzeneğine yerleştirilir ve 1mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanır. Makaslama testi sisteminde kopma noktasında elde edilen en yüksek değer kırığı başlatan kuvvettir, arayüz bağlantı kuvveti değildir. Bu kuvvet uygulanabilen en yüksek kuvvetin arayüz alanına oranıdır ve birimi MPa' dır (Mega Pascal= N / mm<sup>2</sup>) [48].

Makro testlerden olan makaslama testinde dental restorasyon boyutlarına sahip örnekler kullanılır. Mikro-testlerde ise daha küçük test alanı boyutlarına sahip (0,5-1,5 mm<sup>2</sup>) örnekler elde edilir. Bu örnekler aynı diştten elde edildiği için örneklerin farklı test örnekleri gibi değerlendirilmeleri doğru bir yaklaşım değildir [88].

Mikro-test metotları teknik olarak çok zordur. Örneklerin hazırlanması sırasında yanlış kuvvet uygulama veya vibrasyon oluşması bağlantının bozulmasına sebep olur. Mikro-testlerde 5 MPa'nın altındaki bağlanma dirençlerinin ölçümü son derece güçtür [89]. Bu gibi nedenlerden dolayı, literatürde yapılan bağlanma dayanımı çalışmalarında en sık kullanılan yöntemdir. Bu testin sık kullanılmasının nedeni örnek hazırlanmasının daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi bir şekilde taklit etmesidir [88].

### **2.9.2 Gerilme (Tensile) Testi**

Restoratif materyal ile diş ara yüzeyine dik ve sabit hızla kuvvet uygulanmasını kapsayan in vitro bir test metodudur. Uygulanan kuvvetin bağlantı ara yüzeyinin tam olarak merkezinden geçmesi çok önemlidir. Bu yüzden dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, örneklerin birbirine yapıştırılması esnasındaki yüzey açılanmalarının aynı değerde olması gerektiğidir. Aksi takdirde bu açılanmalardaki farklılıklar test sonuçlarını etkileyerek araştırmanın gidişatını bozabilir [4].

Bu test tekniğinin, yoğun çalışma ve teknik donanım gerektiren hassas bir örnek hazırlama tekniği olması, örneklerin kolayca dehidrate olması, cihaza bağlarken kırılması, 5 MPa'in altındaki ölçümleri gerçekleştirememesi gibi dezavantajları da vardır [90].

### **2.10 Yapay Yaşlandırma Yöntemleri**

Materyallerin oral kavitede farklı sıcaklıklara maruz kalmaları, fiziksel ve mekanik özelliklerini önemli ölçüde değiştirir. İn vitro çalışmalarda test ortamını ve örnekleri ağız ortamına uyarlamak için hızlandırılmış yaşlandırma işlemleri gerçekleştirilir. Çalışmamızda makaslama testi öncesinde örneklerin yarısının termal döngülerle yaşlandırılması planlanmaktadır. Bu yüzden örnekler termal siklus cihazında 5°C ve 55°C'lik su banyolarında 1'er dakikalık bekleme süresiyle 5000 termal döngüye maruz bırakılmıştır. Literatürde kullanılmakta olan başka yaşlandırma yöntemleri de mevcuttur. Bunlar; suda bekletme ve termo-mekanik yükleme ile yaşlandırmadır [91].

### 2.10.1 Termal Siklus

Termal siklus, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Test edilecek örneklerin, ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5 ve 55 °C suda 500 döngü yapması uygun bir yaşlandırma tekniğidir. Termal siklus, ağız boşluğunun aşırı sıcak ve soğuk etkilere maruz kalmasını taklit ederek diş ile restoratif materyal arasında zamanla oluşan kimyasal ve fiziksel olayların oluşmasına neden olabilir. Gale ve Darvell 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 bir zaman olduğunu öne sürmüşlerdir [92].

Termal siklus yönteminde bağlanmayı etkileyecek başka dinamiklerin de olduğu düşünülmektedir. Örnekler termal değişikliklere ek olarak suya tabi tutulurlar. Su, matris içerisinde plastisize edici bir maddeler olarak rol oynadığı için, su alımının kompozit rezinin mekanik özelliklerinde azalmaya yol açabileceği bildirilmiştir [93]. Bazı araştırmacılar ise bağlanma dayanımının azalmasıdaki ana sebebin rezin ile hibrit tabaka arayüzündeki hidrolizin etkisi olduğunu düşünmektedir [94].

Leloup ve ark., termal siklusun dentine bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Aynı zamanda, örneklerin geometrisi çoğunlukla hesaba katılmamaktadır. Düz bir diş yüzeyine bağlanan silindirik şeklindeki kompozitlere termal siklus uygulandıktan sonra makaslama veya gerilme direnci testleri uygulanmıştır [95].

### 3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamıza, Cumhuriyet Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından, 24.12.2013 tarihli 2013-12/18 no'lu etik kurul onayı alınarak başlandı. Rezin kaplama tekniği (IDS) ve simantasyon stratejilerinin indirekt restoratif materyallerin bağlanma dayanımlarına etkisinin değerlendirildiği çalışmamız, 24 grup olacak şekilde planlandı.

Çalışmamızın laboratuvar aşaması ve makaslama testi, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında; SEM analizi ise Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (TAUM) SEM Laboratuvarında gerçekleştirildi.

#### 3.1 Dişlerin Hazırlanması

Çalışmamızda periodontal nedenlerle çekilmiş 120 adet çürüksüz insan molar dişi kullanıldı. Dişler, üzerlerindeki doku artıkları temizlendikten sonra test edilecek zamana kadar en fazla 1 hafta distile su içerisinde bekletildi. Orta koronal dentin bölgesinde çalışılacağı için dişlerin oklüzal yüzeylerindeki mine tabakası, su soğutması altında, dentin yüzeyleri açığa çıkana kadar aşındırıldı. Bu işlem için, 1,4 mm çapında yeşil kuşak elmas fissür frez (SF 11C, Fischer, Centreville, ABD) 1,5 bar basınçta kullanıldı (Şekil 3.1). Pulpa odasını açığa çıkarmak için dişlerin kök kısımları, mine-sement sınırının 1 mm altından olacak şekilde elmas fissür frez yardımıyla aynı hızda, su soğutması altında kesilerek uzaklaştırıldı. Dişlerin pulpa odasındaki artık pulpa dokusu ince bir presel yardımı ile temizlendikten sonra; taklit edilmiş pulpal basınç düzeneğine bağlanabilmeleri için pulpa odalarının tabanına 3 mm çapında delikler açıldı.



Şekil 3.1 Preparasyonu tamamlanmış molar diş

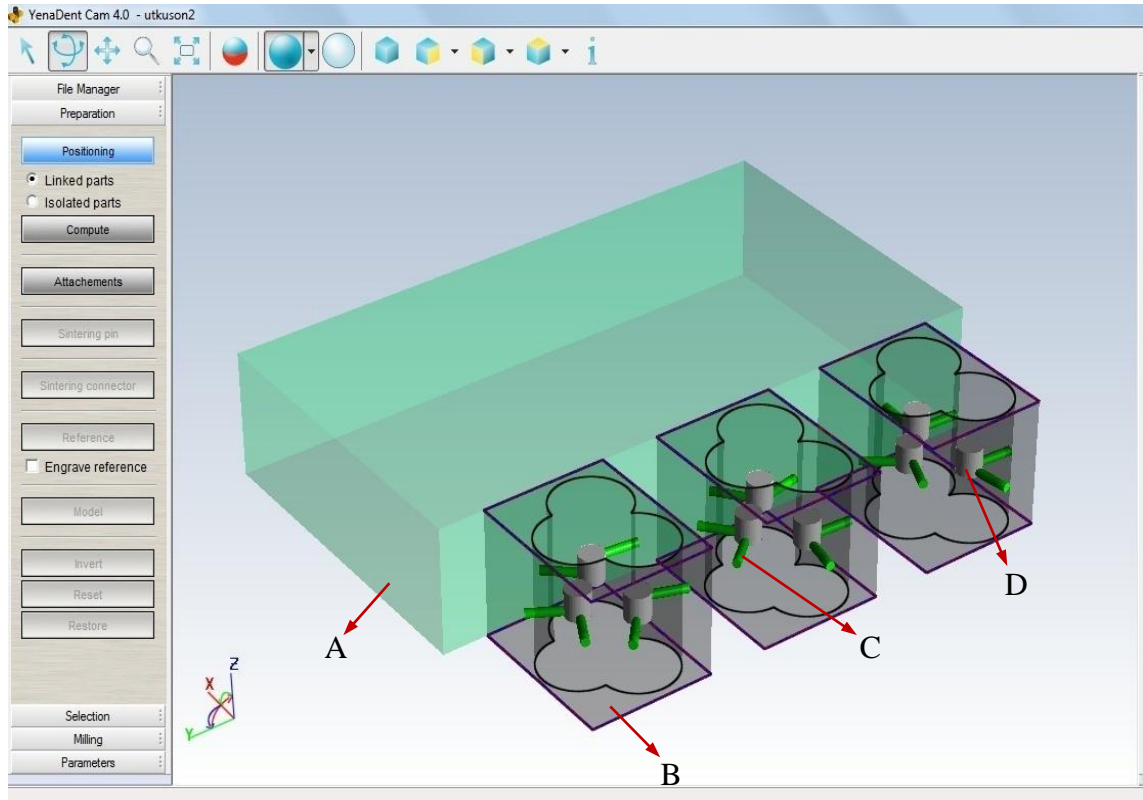


Preparasyonları tamamlanan dişler, öncelikle 2 ana gruba ayrıldı. Gruplardan birine IDS işlemi uygulandı. Diğer gruba ise herhangi bir işlem uygulanmadı (DDS). Ana gruplar kendi içerisinde uygulanan simantasyon protokollerine göre 3 alt gruba ayrıldı. Daha sonra bu 3 alt gruba 2 farklı indirekt restoratif materyalin simantasyonu yapılarak 12 grup oluşturuldu. Son olarak bu 12 grup da yapay yaşlandırma yöntemlerine göre tekrar 2 gruba ayrılarak, toplamda 24 grup elde edildi (Çizelge 3.1).

## 3.2 Numunelerin Hazırlanması

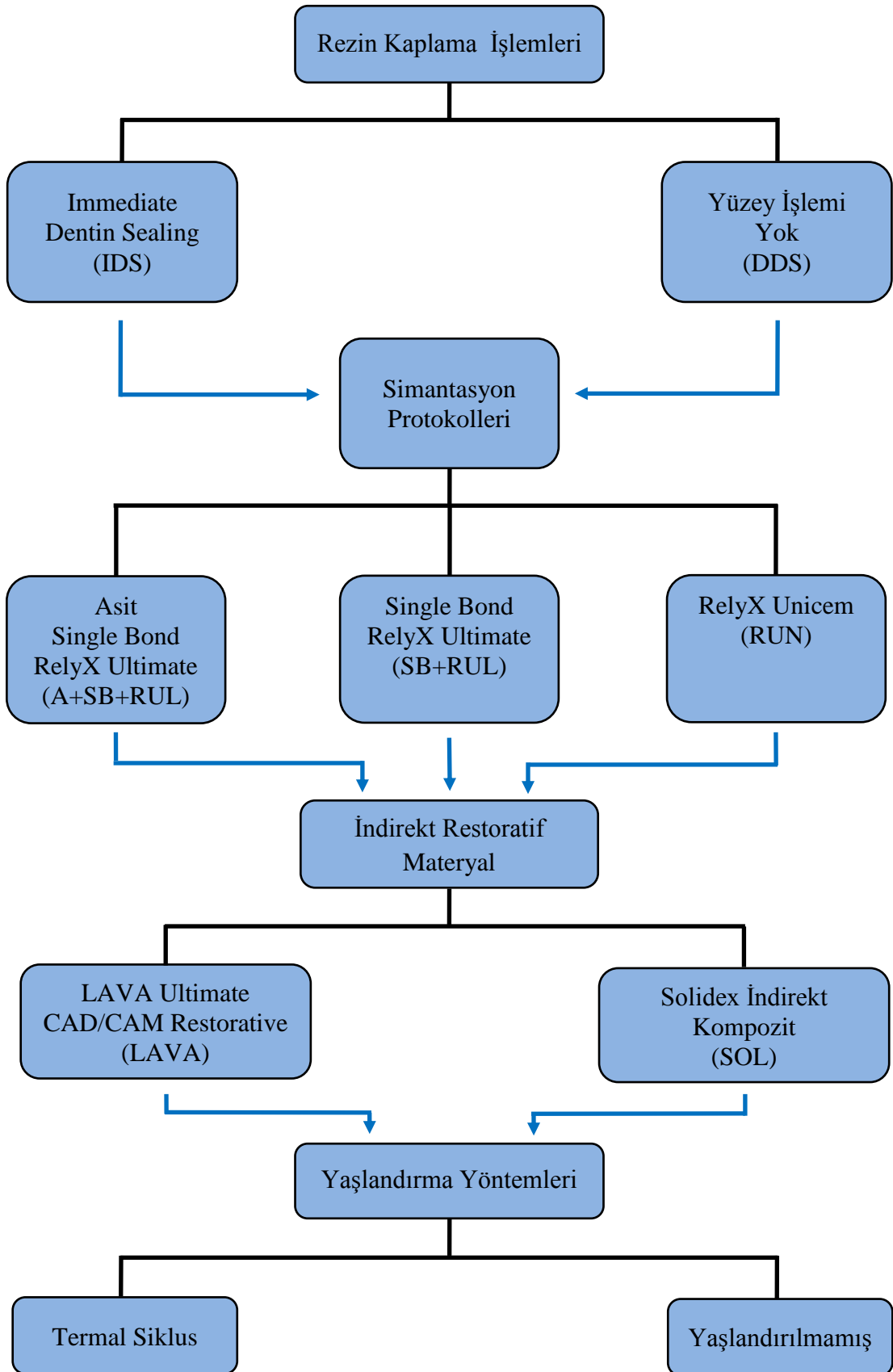
### 3.2.1 Rezin Nano Seramik Esaslı Numunelerin Hazırlanması

Bu işlem için LAVA Ultimate CAD/CAM Restorative Bloklar (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) kullanıldı. 3 mm çap ve 3 mm yüksekliğindeki silindirik numunelerin dijital ortamdaki çizimleri, YenaDent Cam 4.0 programı (PicaSoft SAS, Vierzon, Fransa) kullanılarak yapıldı. Kesilecek blokların ebatları göz önüne alındığında, her bloktan 3'er adet numune elde edilmesine karar verildi. Hassas tutucu lokalizasyonu, restorasyonun bağlanma yüzeyine gelmemesi için silindirik numunelerin yan duvarları ile blok arasına, numune başına 2 tutucu olacak şekilde tasarlandı (Şekil 3.2).



**Şekil 3.2** Silindirik LAVA numunelerinin dijital ortamdaki çizimlerinin ekran alıntısı. A: System 3R aparatı, B: LAVA Ultimate Blok, C: Hassas tutucu, D: Silindirik numune

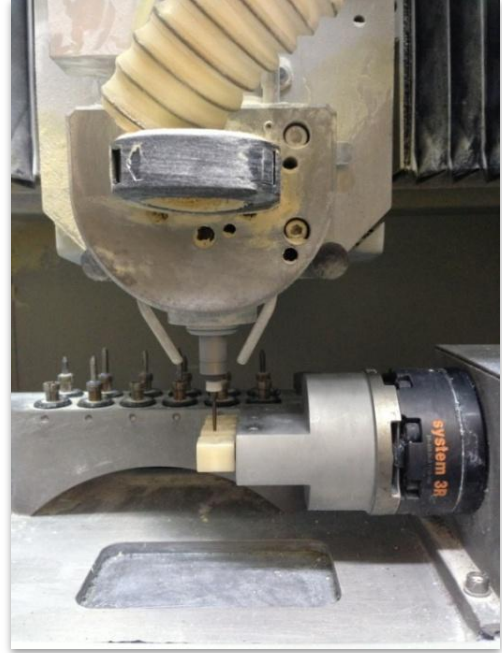
**Çizelge 3.1** Çalışmada oluşturulan gruplar



Lava Ultimate numunelerinin freze aşamasında, fakültemiz bünyesinde bulunan Yenadent D40 CAD/CAM cihazı (Yena Makine San. ve Tic. Ltd., İstanbul, Türkiye) (Şekil 3.3) kullanıldı. Bloklar cihaza SYSTEM 3R aparatı kullanılarak üçerli gruplar halinde bağlandı (Şekil 3.4). Blokların preparasyonunda 7 ve 8 no'lu frezler, cihaz tarafından değiştirme uyarısı verilene kadar kullanıldı, ve 40 adet bloğun freze işlemi tamamlandı (Şekil 3.5).



**Şekil 3.3** Yenadent D40 CAD/CAM cihazı



**Şekil 3.4** Blokların System 3R aparatına bağlanmış hali



**Şekil 3.5** Freze işlemi tamamlanmış LAVA Ultimate blok

Tesviye işleminde, numuneleri hassas tutucularından ayırmak amacıyla alev uçlu elmas frezler (TC 11C, Fischer, Centreville, ABD) kullanıldı. Daha sonra, pürüzsüz bir yüzey elde etmek için silindirik numunelerin tesviye yapılan yüzeyleri, 180 grit silikon karbit zımparayla su altında zımparalanarak simantasyon işlemi için hazır hale getirildi (Şekil 3.6).



**Şekil 3.6** Tesviye işlemi tamamlanmış silindirik LAVA Ultimate numunesi

### 3.2.2 İndirekt Kompozit Esaslı Numunelerin Hazırlanması

3 mm çap ve yüksekliğinde silindirik kompozit numuneleri hazırlamak için ölçülere uygun, şeffaf plastik kalıplar hazırlandı. Bu kalıplar, üzerinde polyester strip bant bulunan bir siman camı üzerine yerleştirildi. İndirekt kompozit (SHOFU INC, Kyoto, Japonya) siman fulvarı ile kalıba yerleştirildikten sonra, başka bir polyester strip ve siman camı kompozit rezinin üzerine yerleştirildi. Numuneler daha sonra, 180 sn boyunca 400-550 nm dalga boyuna sahip Solidilite V (SHOFU INC, Kyoto, Japonya) ışınlama cihazına (Şekil 3.7) konularak polimerize edildi. Böylece toplam 120 adet indirekt kompozit numunesi (Şekil 3.8) hazırlandı.



**Şekil 3.7** Solidilite V ışınlama cihazı



**Şekil 3.8** Şeffaf plastik kalıplar içerisine yerleştirilmiş kompozit rezin numuneler

### 3.3 Immediate Dentin Sealing Uygulaması

IDS uygulaması, henüz kesilmiş dentinin hızlı bir şekilde kaplanması esasına dayandığı için, preparasyonu bitmiş dişler vakit kaybedilmeden iki gruba ayrıldı (IDS ve DDS). IDS grubundaki dişlerin açığa çıkmış dentin yüzeyleri, 2 aşamalı kendinden asitli adeziv sistem ve bir adet akışkan kompozit kullanılarak tekniğe uygun olarak kaplandı. Bu işlem için Clearfil SE Bond (Kuraray Medical, Tokyo, Japonya) ve Filtek Ultimate Flowable (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) (Şekil 3.9) kullanıldı. İlk olarak primer, aplikatör yardımıyla 20 sn boyunca uygulandı ve hava ile hafifçe inceltildi. Sonra farklı bir aplikatör yardımıyla adeziv uygulandı ve hava ile dağıtıldı. Daha sonra 15 sn boyunca polimerize edildi. Adeziv uygulamasının ardından akışkan kompozit dentin tabakasının üzerine yaklaşık 1 mm kalınlığında olacak şekilde yayılarak, 40 saniye boyunca polimerize edildi. Ardından tüm dişlerin açığa çıkmış dentin yüzeyleri, Diatemp (DiaDent, Buk-do, Kore) geçici dolgu materyaliyle (Şekil 3.10) hermetik olarak kapatıldıktan sonra ağız ortamını taklit etmek amacıyla pulpal basınç düzeneğine bağlandı.

DDS grubundaki dişlere ise herhangi bir işlem uygulanmadı. Dişlerin açığa çıkmış dentin yüzeyleri, Diatemp (DiaDent, Kore) geçici dolgu materyaliyle kapatıldıktan sonra pulpal basınç düzeneğine bağlandı.



Şekil 3.9 Clearfil SE Bond ve Filtek Ultimate Flowable



Şekil 3.10 Diatemp geçici dolgu materyali

### 3.4 Pulpal Basınç Düzeneği ve Çalıştırılması

İn vivo koşulları taklit edebilmek amacıyla dişler, simantasyonlarından önce 7 gün boyunca pulpal basınç düzeneğine bağlı halde bekletildi. Bu düzenek; dişlerin bağlanabilmesi için 60 adet silikon hortum, düzeneğin başında ve sonunda olmak üzere 2 adet manometre ve 1 adet akvaryum pompası (OF, Z-2000, Osaka, Japonya) kullanılarak hazırlandı.



Geçici ile kapatılan kökleri kesilmiş dişler, pulpa odalarına açılan yuvalar yardımıyla 10 cm uzunluğundaki yarı şeffaf silikon hortumların ucuna modelasyon mumu kullanılarak sızdırmaz şekilde sabitlendi (Şekil 3.11). Daha sonra hortumların içerisine enjektör yardımıyla distile su eklendi. Pulpal basıncı her dişe eşit bir şekilde iletebilmek amacıyla 10 cm uzunluğundaki 60 adet hortum birbirine pnömatik “T” şekilli, plastik borular yardımıyla bağlandı (Şekil 3.12).

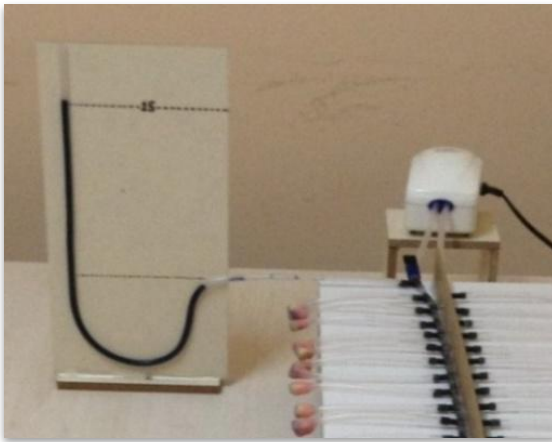


**Şekil 3.11** Silikon hortumun ucuna modelasyon mumuyla sabitlenmiş diş



**Şekil 3.12** Dişlerin birbirlerine “T” şekilli plastik borularla bağlanmış hali

Düzenek; 15 cm H<sub>2</sub>O pulpa basıncını oluşturabilmek amacıyla, 2 çıkışı bulunan ve dakikada toplam 4 litre hava pompalayabilen akvaryum pompasına bağlandı. Düzeneğin başına ve sonuna, basınç kontrolü yapmak amacıyla “U” manometreler (Şekil 3.13) yerleştirildi. Böylece dişlerin sabit basınç altında distile su ile temas etmeleri sağlandı. İstenilen düzeydeki basıncı ayarlamak amacıyla, düzeneğin başına ve sonuna 1/8’lik debi ayar vanası (Şekil 3.14) eklenerek hava kaçıışı yardımıyla basınç ayarlamaları yapıldı.

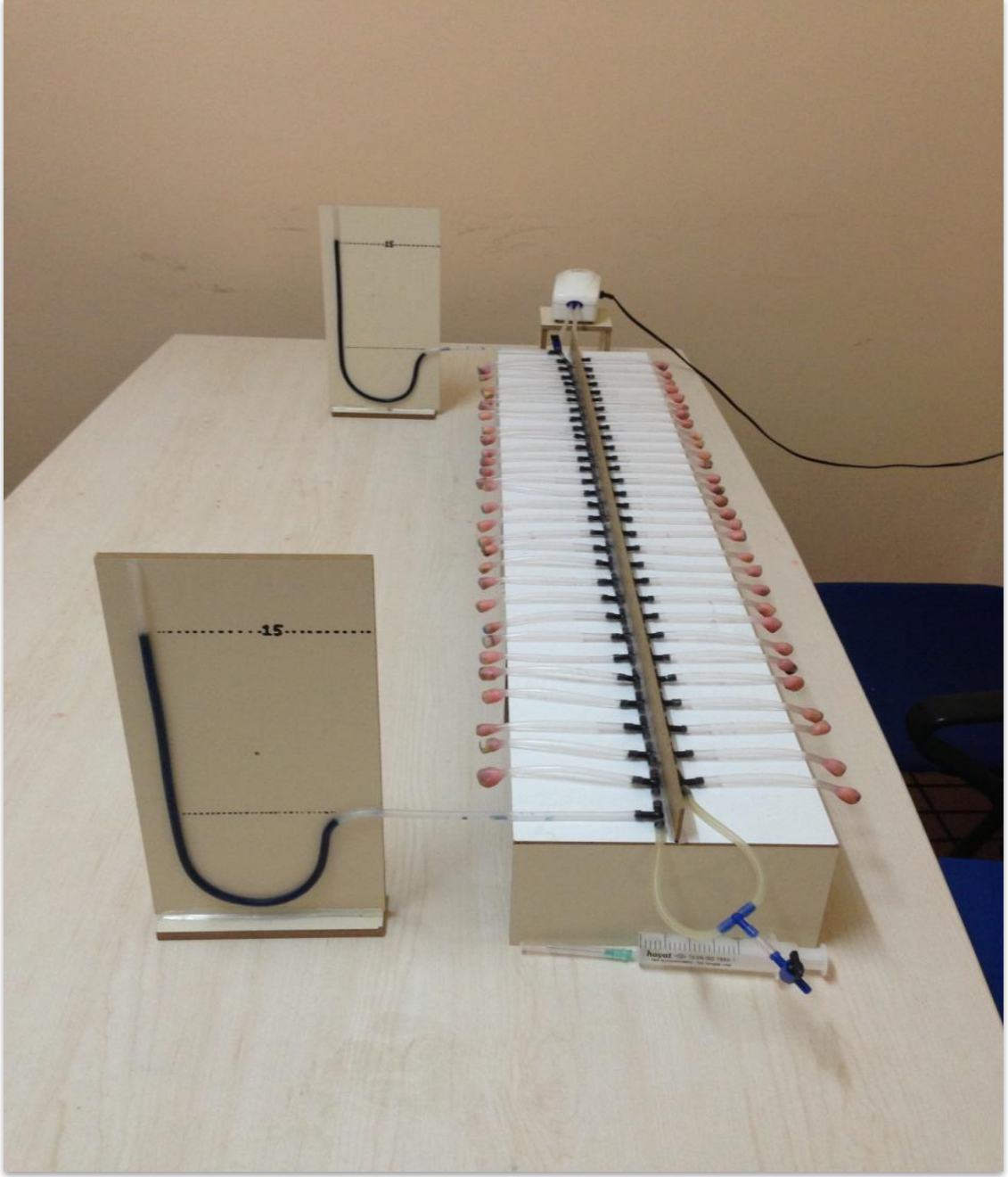


**Şekil 3.13** Kontrol “U” manometresi



**Şekil 3.14** Debi ayar vanası

Düzenegın 15 cm H<sub>2</sub>O basıncı altında, örnekler bağlandıktan sonraki görüntüsü Şekil 3.15' te görölmektedir.



**Şekil 3.15** Pulpal basınç test düzenegının çalışır durumdaki görüntüsü

Böylece hazırlanan 60 adet diş düzenegıne bağlandı ve akvaryum motoru açıldı. Bu işlem 2 sefer tekrarlanarak toplamda 120 adet dişin, 7 gün boyunca 15 cm H<sub>2</sub>O basıncı altında distile suyla temas etmesi sağlandı.

### 3.5 Simantasyon İşlemi

Pulpal basınç düzeneğine bağlanan dişler, 7 günün sonunda düzenekten ayrıldı. Üzerlerindeki geçici dolgu materyalleri uzaklaştırılarak, dentin yüzeyinin tam anlamıyla temizlendiğinden emin olundu. Her bir gruptaki dişler uygulama kolaylığı açısından silikon ölçü materyali içerisine sabitlendi. Daha sonra her bir dişe, gruba ait yapıştırma simanı kullanılarak, seçilen indirekt restoratif materyal numunesinden 2 adet olacak şekilde, üretici firmaların önerileri doğrultusunda yapıştırıldı.

LAVA Ultimate ve Solidex materyalleri kullanılarak oluşturulan silindirik numunelerin tabanları; dişlerin uzun eksenlerine dik, oklüzal yüzeylerine paralel olacak şekilde mine-dentin birleşiminden yaklaşık 2 mm uzaklıktaki dentin bölgesine simante edildi. Adeziv sistem ve yapıştırma simanları 395–480 nm ışık yoğunluğunda, led ışık kaynağı, VALO Cordless (Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) (Şekil 3.16) ile polimerize edildi.



Şekil 3.16 VALO Cordless

#### 3.5.1 Asit + Single Bond + RelyX Ultimate Clicker (A+SB+RUL) Grubu Uygulama Protokolü

Single Bond (3M ESPE, ABD), asitleme yıkama tekniği kullanılarak dişler üzerine uygulandı. Öncelikle %37'lik şırınga formundaki fosforik asit jel Scotchbond Etchant (3M ESPE, ABD) IDS uygulanmış yüzeyler ile herhangi bir işlem uygulanmamış çıplak dentin yüzeylerine uygulandı. 10 sn boyunca yıkanan adeziv; bir aplikatör yardımıyla 15 sn boyunca, 2 kat tabaka halinde sürüldü. Çözücülerini buharlaştırmak amacıyla, hafifçe 5 sn hava ile kurutuldu ve 10 sn boyunca polimerize edildi. Bu işlemin ardından RelyX Ultimate Clicker (3M ESPE, ABD) saklama tüpünden, baz ve katalizör her örnek için eşit miktarda olacak şekilde karıştırma kağıdı üzerine sıkıldı. Metal bir spatülle 10 sn boyunca karıştırma kağıdı üzerinde karıştırılan siman; Lava Ultimate bloklardan elde edilmiş silindirik numunelere uygulandıktan sonra dişlerin adeziv uygulanan yüzeylerine konularak, 20 sn boyunca polimerize edildi. Ardından siman



artıkları sondla temizlendi. Aynı işlemler indirekt kompozit numunelerinin simantasyonu için de uygulandı.

### 3.5.2 Single Bond + RelyX Ultimate Clicker (SB+RUL) Grubu Uygulama Protokolü

SB (Şekil 3.16), kendinden asitleme tekniği kullanılarak dişler üzerine uygulandı. Bir aplikatör yardımıyla 15 sn boyunca 2 kat tabaka halinde sürüldü. Çözücülerini buharlaştırmak amacıyla hafifçe 5 sn hava ile kurutuldu ve 10 sn boyunca polimerize edildi. Ardından Lava Ultimate bloklardan elde edilmiş silindirik numuneler, yukarıda belirtilen şekilde RUL (Şekil 3.17) kullanılarak örnek dişlerin adeziv uygulanan yüzeylerine yapıştırıldı. Aynı işlemler indirekt kompozit numunelerinin simantasyonu için de gerçekleştirildi.



Şekil 3.17 RelyX Ultimate Clicker ve Single Bond

### 3.5.3 RelyX Unicem (RUN) Grubu Uygulama Protokolü

RelyX Unicem kapsül (3M ESPE, ABD) Aplicap Activator'e (3M ESPE, ABD) bağlanarak 2 sn'de aktive edildi ve 10 sn boyunca Mixing Boy (MLW intermed, Berlin Almanya) (Şekil 3.18) cihazında karıştırıldı. Lava Ultimate bloklardan elde edilmiş silindirik numunelerin yüzeyine Aplicap Applier (3M ESPE, ABD) yardımıyla uygulandıktan sonra örnekler, açığa çıkmış dentin dokusunun üzerine yerleştirildi (Şekil 3.19). Ardından 20 sn boyunca polimerize edildi. Aynı işlemler Solidex kompozit numunelerinin simantasyonu için de tekrarlandı. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri Çizelge 3.1'de verildi.



Şekil 3.18 Mixing Boy cihazı



Şekil 3.19 RelyX Unicem kapsülün Aplicap Applier'a bağlanmış hali

Çizelge 3.2 Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

İNDİREKT RESTORATİF MATERYALLER			
Materyal	Esası	Kimyasal İçerik	Üretici Firma
<b>Lava Ultimate CAD/CAM Restorative</b>	Rezin esaslı nano seramik	Silika nanomerleri (20 nm), zirkonyum nanomerleri (4-11 nm), silan bağlanma ajanı, zirkon /silika nanoseramik partiküller (80 wt%), rezin matris (UDMA) (20 wt%)	3M ESPE, St Paul, MN, ABD
<b>Solidex Body</b>	İndirekt kompozit	<i>Matriks:</i> UDMA, HEMA, Bis-GMA EGDMA (%25) <i>Doldurucu İçeriği:</i> İnorganik Seramik, silikon dioksit ve alüminyum dioksit partikülleri (%22)	SHOFU INC, Kyoto, Japonya
REZİN SİMANLAR			
Materyal	Esası	Kimyasal İçerik	Üretici Firma
<b>RelyX Unicem</b>	Kendinden adezivli rezin siman (Kapsül)	<i>Toz:</i> Alkalimli ve silanlı doldurucular, başlatıcı bileşenler, pigmentler <i>Likit:</i> Fosforik asit metakrilatlar, metakrilat monomerleri, başlatıcı bileşenler, stabilizatörler	3M ESPE, St Paul, MN, ABD
<b>RelyX Ultimate Clicker</b>	Adeziv rezin siman (Tüp)	<i>Baz:</i> Metakrilat monomerleri, silanlı doldurucular, başlatıcılar, stabilizatörler <i>Katalizör:</i> Metakrilat monomerleri, alkalik doldurucular, pigmentler, reolojik katkılar, Dual-cure aktivatör	3M ESPE, St Paul, MN, ABD
ADEZİVLER			
Materyal	Esası	Kimyasal İçerik	Üretici Firma
<b>Single Bond</b>	Universal bonding adeziv sistem	HEMA, Bis-GMA, dimetakrilat rezin, metakrilat-modifiye polikarbosilik asit kopolimer, başlatıcı, su, etanol	3M ESPE, St Paul, MN, ABD
<b>Clearfil SE Bond</b>	İki aşamalı kendinden asitli adeziv sistem	<i>Primer:</i> MDP, HEMA, hidrofilik dimetakrilat, kamforokinon, N,N-Dietanol-p-toluidin, su <i>Bond:</i> MDP, Bis-GMA, HEMA, hidrofobik dimetakrilat, kamforokinon, N,N-Dietanol-p-toluidin, silanlanmış koloidal silika	Kuraray Medical, Tokyo, Japonya
DİĞER MATERYALLER			
Materyal	Esası	Kimyasal İçerik	Üretici Firma
<b>Scotchbond Etchant</b>	Asit jel	%37'lik fosforik asit jel	3M ESPE, St Paul, MN, ABD
<b>Filtek Ultimate</b>	Akışkan kompozit	BisGMA, TEGDMA, prokriyat rezinler, silika doldurucular	3M ESPE, St Paul, MN, ABD
<b>DiaTemp</b>	Geçici dolgu materyali	Poliüretan dimetakrilat, hidrofilik metakrilat, nano yapıdaki silika ve gümüş, katalizörler, stabilizatör	DiaDent, Bukdo, Kore

Bis-GMA=Bisfenol glisidil metakrilat; HEMA=2-hidroksietil metakrilat; UDMA=Üretan dimetakrilat; TEGDMA=Trietilenglikol dimetakrilat; EGDMA=Etilen glikol dimetakrilat; MDP=Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat

### 3.6 Örneklerin Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Simantasyonları tamamlanan her bir gruptaki örneklerin yarısına, yapay yaşlandırma işlemi uygulandı. Diğerleri sadece 24 saat distile su içerisinde bekletildi. Yaşlandırma işlemi, ağız ortamındaki ısı değişikliklerinin taklit edilmesi amacıyla C.Ü Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan termal siklus cihazı (GM, Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) (Şekil 3.20) kullanılarak yapıldı.

Yaşlandırma işlemi aşamasında her grup için 10 adet olmak üzere toplam 120 numune; termal siklus cihazında  $+5^{\circ}\text{C}$  soğuk suyun yer aldığı tankta 30 saniye bekletilip, iki tank arası 7 saniyelik geçiş süresinin ardından,  $+55^{\circ}\text{C}$  sıcak suyun yer aldığı tankta 30 saniye bekletildi. Yine 7 saniyelik geçiş aralığından sonra  $+5^{\circ}\text{C}$ 'ye geçilerek bir döngü tamamlandı ve bu döngü 5000 defa tekrarlandı.



Şekil 3.20 Termal siklus cihazı

### 3.7 Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü

Deney örneklerinin test cihazına bağlanabilmesi amacı ile her diş; uzun eksenli 15 mm çapında ve 20 mm yüksekliğindeki bakır ano kalıpların tabanına dik gelecek şekilde, akrilik ile sabitlendi (Şekil 3.21). Daha sonra bakır ano içerisine sabitlenen numuneler, makaslama testi için universal test cihazına (LF Plus, LLOYD Instruments, Ametek Inc., Leicester, İngiltere) bağlandı (Şekil 3.22). Cihazın hareket eden parçasına bağlanan

ve ucu künt sonlanan bir bıçak vasıtası ile dişin oklüzal yüzeyine paralel yönde kuvvet uygulandı. Bıçağın ucu, bağlantı bölgesinin tam üzerine gelecek şekilde ayarlandı. Numunelerden ilkinde kopma testi uygulandıktan sonra bıçak bir miktar aşağı indirilerek diğer numuneye geçildi. Bıçağın ucunun diğer numunenin bağlantı bölgesine temas ettiğinden emin olunduktan sonra test tekrarlandı. Kopma gerçekleşene kadar, 50 Kilogram Kuvvet (kgf) yük altında, 0,5 mm/dk kafa hızında gerilim uygulandı. Kırılma anındaki maksimum kuvvet, Nexygen software (LLOYD Instruments, İngiltere) programı ile MPa cinsinden kaydedildi.



**Şekil 3.21** Bakır ano içerisinde sabitlenmiş diş



**Şekil 3.22** Makaslama bağlanma dayanımı için universal test cihazına bağlanmış olan bir örnek görüntüsü

### **3.8 Kırılma Yüzeylerinin İncelemesi (SEM Analizi)**

Makaslama testi ardından kopma yüzeylerini görüntülemek amacı ile rastgele seçilen kırık numuneler, taramalı elektron mikroskobu (SEM, LEO 440, Zeiss, Oberkochen, Almanya) (Şekil 3.23) kullanılarak incelendi. Numuneler; çift taraflı bant kullanılarak, metal numune tutucu üzerine yapıştırıldıktan sonra püskürtme cihazına yerleştirildi. Burada vakum altına alınan numunelerin üzeri, altın püskürtülerek kaplandı. Yüzeyler tamamıyla kaplandıktan sonra kurutulan numuneler incelenecek hale getirildi. Ardından 150 militorr düşük vakumda, 20 kV flaman geriliminde çalışan SEM ile incelendi. İncelenen yüzeylerden, X1000 ve X2000 büyütmede fotoğraflar alındı.

Arayüz morfolojisini inceleyebilmek için de ayrıca simantasyon protokollerine aynen uyularak hazırlanan örnekler; kopma işlemine tabi tutulmadan, Isomet kesme

cihazında (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, ABD) bağlanma yüzeylerini ortalayacak şekilde 2 parçaya ayrıldı. Sonra düzgün dentin yüzeyleri elde etmek için örneklerin dentin yüzeyleri LaboPol otomatik polisaj cihazında (Struers, Ballerup, Danimarka), su altında 180 grenli silikon karbit zımpara ile 15 sn süre ile aşındırıldı. Daha sonra DiaPro elmas süspansiyon (Struers, Danimarka) uygulanarak 1 dk süre ile parlatma işlemi yapıldı. Standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm örneklerin aşındırma ve parlatma süreleri sabit tutuldu.



**Şekil 3.23** Taramalı elektron mikroskobu

### **3.9 İstatistiksel Değerlendirme**

İstatistiksel analizler, SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, ABD) bilgisayar paket programının 14.0 versiyonu kullanılarak yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde ortalama, standart sapma gibi tanımlayıcı istatistiksel ölçüler hesaplanmıştır. Parametrik test varsayımları (Kolmogorof Smirnov) yerine getirildiğinden varyans analizi, tukey testi ile iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi kullanılmış ve yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

## 4. BULGULAR

### 4.1 Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları

IDS ve DDS gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı değerleri Çizelge 4.1’de gösterildi. İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi sonuçlarına göre, IDS grubu, DDS grubundan anlamlı düzeyde yüksek bağlanma dayanıklılığı sergiledi ( $p=0,001$ ).

**Çizelge 4.1** IDS ve DDS grupları makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

Gruplar	N	Ortalama (MPa)	SD	Sonuç
IDS	120	16,63	± 4,88	t=6,18 p=0,001
DDS	120	12,62	± 5,12	

Gruplar arasındaki fark önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Yaşlandırma işlemi ve restoratif materyal göz önünde bulundurulmaksızın, IDS ve DDS gruplarındaki simantasyon stratejilerinin kendi aralarında kıyaslaması Çizelge 4.2’de gösterildi. IDS gruplarındaki makaslama bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. DDS grupları kendi aralarında değerlendirildiğinde ise A+SB+RUL grubu ile RUN grubu arasında ve SB+RUL grubu ile RUN grubu arasındaki fark anlamlı bulunurken, A+SB+RUL grubu ile SB+RUL grubu arasındaki fark anlamlı bulunmadı.

**Çizelge 4.2** IDS ve DDS gruplarının simantasyon stratejilerine göre bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapma değerleri

Gruplar	A+SB+RUL ( $\bar{X} \pm SD$ )	SB+RUL ( $\bar{X} \pm SD$ )	RUN ( $\bar{X} \pm SD$ )	Sonuç
IDS	16,59 ± 5,34 <sup>aA</sup>	16,22 ± 4,78 <sup>aA</sup>	17,08 ± 4,57 <sup>aA</sup>	F = 0,30 p = 0,738
DDS	15,23 ± 4,50 <sup>aA</sup>	13,78 ± 4,38 <sup>ba</sup>	8,86 ± 2,29 <sup>bb</sup>	F = 23,06 p = 0,001
Sonuç	t = 1,23 p = 0,222	t = 2,38 p = 0,020	t = 8,27 p = 0,001	

Birbirinden farklı üst yazı harfler gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir ( $p<0,05$ ). Küçük harfler bulunduğu sütünü, büyük harfler satırı temsil etmektedir.

Çizelge 4.2’de simantasyon stratejileri IDS ve DDS yönünden kendi arasında kıyaslandığında ise SB+RUL ve RUN gruplarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken A+SB+RUL gruplarında anlamlı bir fark tespit edilmedi.

Yaşlandırma işlemi göz önünde bulundurulmaksızın tüm grupların istatistiksel değerlendirilmesi Çizelge 4.3’de gösterildi. İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi sonuçlarına göre IDS tekniği uygulanan gruplarda makaslama bağlanma dayanımı ölçümleri kendi aralarında incelendiğinde, A+SB+RUL+LAVA ile A+SB+RUL+SOL ve SB+RUL+LAVA ile SB+RUL+SOL grupları arasında anlamlı bir fark tespit edilirken, RUN+LAVA ile RUN+SOL grupları arasında ise anlamlı bir fark tespit edilmedi. En yüksek bağlanma dayanımı değerlerini veren grup RUN+SOL olurken, en düşük bağlanma dayanımı değeri ise SB+RUL grubundan elde edildi. DDS gruplarının kendi arasında değerlendirilmesinde ise IDS gruplarında olduğu gibi A+SB+RUL+LAVA ile A+SB+RUL+SOL ve SB+RUL+LAVA ile SB+RUL+SOL grupları anlamlı bir fark sergilerken, RUN+LAVA ile RUN+SOL grupları arasında ise anlamlı bir fark tespit edilmediği görüldü. En yüksek bağlanma dayanımı değerleri A+SB+RUL+SOL grubunda görülürken, en düşük bağlanma dayanımı değerleri ise RUN+SOL grubunda görüldü.

**Çizelge 4.3** IDS ve DDS gruplarında kullanılan simantasyon stratejileri ve restoratif materyallere ait bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapma değerleri

		<b>LAVA</b> ( $\bar{X} \pm SD$ )	<b>SOLIDEX</b> ( $\bar{X} \pm SD$ )	<b>SONUÇ</b>
<b>IDS</b>	<b>A+SB+RUL</b>	14,52 ± 4,70	18,66 ± 5,24	t = 2,62* p = 0,012
	<b>SB+RUL</b>	14,32 ± 2,81	18,12 ± 5,61	t = 2,70* p = 0,010
	<b>RUN</b>	18,40 ± 4,81	18,75 ± 2,52	t = 1,89 p = 0,066
<b>DDS</b>	<b>A+SB+RUL</b>	12,81 ± 2,73	17,64 ± 4,68	t = 3,98* p = 0,001
	<b>SB+RUL</b>	14,40 ± 3,35	16,16 ± 4,02	t = 4,06* p = 0,001
	<b>RUN</b>	9,87 ± 4,81	7,85 ± 3,34	t = 1,50 p = 0,140

“\*” simgesi satırlar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir (p<0.05).



IDS gruplarının bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi Çizelge 4.4’de gösterildi. Yaşlandırılmamış grupların tümünde bağlanma dayanımı ölçümleri arasındaki fark önemli bulundu. En yüksek bağlanma dayanımı değerlerini veren grup SB+RUL+SOL olurken, en düşük bağlanma dayanımı değeri ise RUN+SOL grubundan elde edildi. Yaşlandırılmış gruplarda ise A+SB+RUL ile simante edilen grupların bağlanma dayanımı ölçümleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunurken ( $p<0,05$ ) diğer gruplarda farklılık önemsiz bulundu. En yüksek bağlanma dayanımı değerlerini veren grup RUN+LAVA olurken, en düşük bağlanma dayanımı değeri ise A+SB+RUL+LAVA grubundan elde edildi.

**Çizelge 4.4** IDS gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapma değerleri

		GRUPLAR	LAVA ( $\bar{X} \pm SD$ )	SOLIDEX ( $\bar{X} \pm SD$ )	Sonuç
IDS	Yaşlandırılmamış	A+SB+RUL	17,79 ± 3,35	22,00 ± 3,76	t = 2,64* p = 0,017
		SB+RUL	15,36 ± 3,13	22,44 ± 3,82	t = 4,52* p = 0,001
		RUN	19,74 ± 4,90	14,08 ± 2,52	t = 3,24* p = 0,005
	Yaşlandırılmış	A+SB+RUL	11,25 ± 3,42	15,32 ± 4,36	t = 2,32* p = 0,032
		SB+RUL	13,28 ± 2,11	13,80 ± 3,22	t = 0,42 p = 0,677
		RUN	17,42 ± 4,63	17,07 ± 4,56	t = 0,16 p = 0,868

“\*” simgesi satırlar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir ( $p<0,05$ ).

DDS gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi sonuçları Çizelge 4.5’de gösterildi. Yaşlandırılmamış grupların tümünde makaslama bağlanma dayanımı ölçümleri arasındaki fark Bağımsız-Örneklem T Testi sonuçlarına göre önemli bulundu. En yüksek bağlanma dayanımı değerleri A+SB+RUL+SOL grubunda görülürken, en düşük bağlanma dayanımı değerleri ise RUN+SOL grubunda görüldü. Yaşlandırma işlemi yapılan gruplarda ise A+SB+RUL ve SB+RUL ile simante edilen grupların bağlanma dayanımı ölçümleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunurken ( $p<0,05$ ), RUN gruplarında farklılık önemsiz bulundu. Yaşlandırılmamış gruplarda olduğu gibi en yüksek bağlanma dayanımı değerleri A+SB+RUL+SOL grubunda görülürken, en düşük bağlanma dayanımı değerleri ise RUN+SOL grubunda görüldü.



**Çizelge 4.5** DDS gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapma değerleri

		GRUPLAR	LAVA ( $\bar{X} \pm SD$ )	SOLIDEX ( $\bar{X} \pm SD$ )	Sonuç
DDS	Yaşlandırılmamış	A+SB+RUL	13,90 ± 2,51	20,04 ± 4,39	t = 2,64* p = 0,017
		SB+RUL	14,11 ± 2,05	17,63 ± 4,27	t = 4,52* p = 0,001
		RUN	13,43 ± 3,87	10,22 ± 3,06	t = 3,24* p = 0,005
	Yaşlandırılmış	A+SB+RUL	11,73 ± 2,61	15,24 ± 3,75	t = 2,43* p = 0,026
		SB+RUL	8,68 ± 1,79	14,69 ± 3,33	t = 5,01* p = 0,001
		RUN	6,31 ± 2,40	5,49 ± 2,15	t = 0,80 p = 0,430

“\*” simgesi satırlar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir (p<0.05).

Yaşlandırma işlemi uygulanmayan gruplar ile yaşlandırılmış grupların IDS işlemi açısından genel grup karşılaştırması Çizelge 4.6’da gösterildi. Elde edilen verilere göre; IDS-Yaşlandırılmamış ile DDS-Yaşlandırılmamış, IDS-Yaşlandırılmış ile DDS-Yaşlandırılmış gruplarına ait MPa ölçümleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulundu. Aynı şekilde IDS ve DDS gruplarının yaşlandırma işlemi açısından genel grup karşılaştırmasında IDS-Yaşlandırılmamış ile IDS-Yaşlandırılmış, DDS-Yaşlandırılmamış ile DDS-Yaşlandırılmış grupları arasındaki farklılık önemli bulundu.

**Çizelge 4.6** IDS ve DDS gruplarının yaşlandırma yöntemlerine göre makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapmaları

GRUPLAR	IDS ( $\bar{X} \pm SD$ )	DDS ( $\bar{X} \pm SD$ )	Sonuç
Yaşlandırılmamış	18,57 ± 4,72	14,89 ± 4,60	t = 4,32* p = 0,001
Yaşlandırılmış	14,69 ± 4,26	10,36 ± 4,66	t = 5,30* p = 0,001
Sonuç	t = 4,72** p = 0,001	t = 5,35** p = 0,001	

“\*” simgesi bulunduğu satırda “\*\*” ise bulunduğu sütunda istatistiksel farklılığı temsil etmektedir.

DDS gruplarında yaşlandırma işlemi dikkate alınmadan, her bir simantasyon stratejisi için kullanılan restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri Çizelge 4.7’de gösterildi. A+SB+RUL, SB+RUL ve RUN gruplarının tümünde LAVA Ultimate ve Solidex için makaslama bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

**Çizelge 4.7** DDS gruplarında kullanılan simantasyon stratejileri ve restoratif materyallere ait bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve standart sapma değerleri

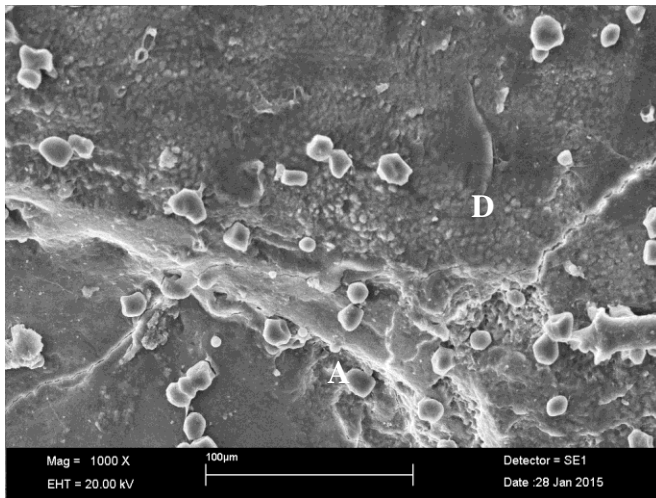
GRUPLAR	A+SB+RUL ( $\bar{X} \pm SD$ )	SB+RUL ( $\bar{X} \pm SD$ )	RUN ( $\bar{X} \pm SD$ )
LAVA	13,90 ± 2,51	14,11 ± 2,05	13,43 ± 3,87
SOLIDEX	20,04 ± 4,39	17,63 ± 4,27	10,22 ± 3,06
Sonuç	t = 3,83* p = 0,001	t = 2,34* p = 0,03	t = 2,05* p = 0,14

“\*” simgesi sütunlar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir ( $p<0.05$ ).

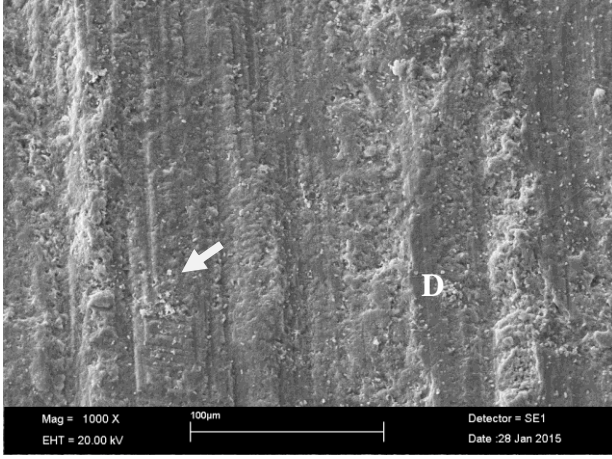
## 4.2 Taramalı Elektron Mikroskop Bulguları

### 4.2.1 Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi

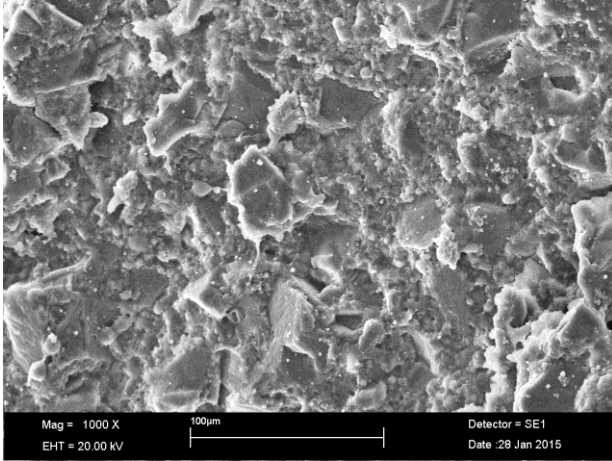
Makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra kopma yüzeyleri SEM analizi için hazırlanan kendinden adezivli ve geleneksel rezin siman gruplarına ait örneklerden elde edilen bulgular Şekil 4.1-4.4’de gösterildi.



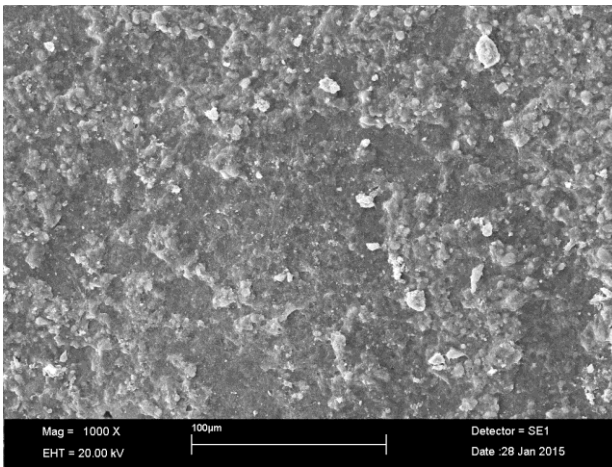
**Şekil 4.1** DDS-RUL grubuna ait numunenin SEM görüntüsü  
A: Siman Artıkları, D: Dentin



**Şekil 4.2** DDS-RUN grubuna ait numunenin SEM görüntüsü. Yüzeyi düzeltmek için kullanılan zımparaya ait izlerin yüzeyde oluşturduğu paralel çizgiler “ok” ile işaretlendi.. **D:** Dentin



**Şekil 4.3** IDS-RUL grubuna ait numunenin SEM görüntüsü. Yüzeydeki siman artıklarının oluşturduğu düzensiz tabaka izlenmektedir.



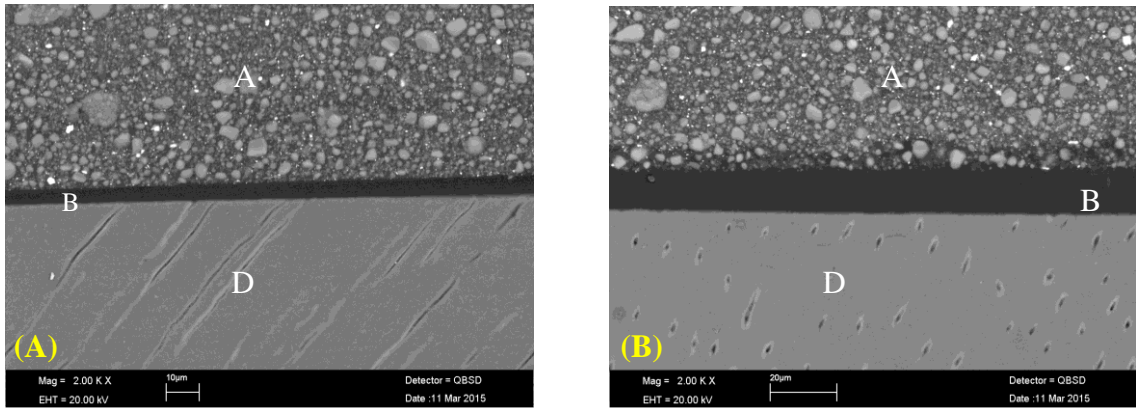
**Şekil 4.4** IDS-RUN grubuna ait numunenin SEM görüntüsü. Oluşan adeziv kırığa bağlı olarak yüzeyde herhangi bir siman artığı izlenmemektedir.

#### 4.2.2 Arayüz Morfolojisi

Çalışmamızdaki IDS işlemi uygulandıktan sonra geleneksel rezin siman (RUL) ile simante edilen numunelere ait SEM bulguları Şekil 4.5’de, IDS işlemi uygulanmadan (DDS) geleneksel rezin siman ile simante edilen numunelere ait SEM bulguları ise Şekil 4.6’da gösterildi. Kendinden adezivli rezin siman (RUN) ile IDS işlemi uygulanan ve uygulanmayan dentin arasındaki etkileşimlere ait elektron mikroskop bulguları da Şekil 4.7’de gösterildi.

Asitleme yıkama tekniği kullanılarak uygulanan geleneksel rezin simanın SEM bulgularında rahatlıkla fark edilebilen homojen ve devamlı bir hibrit tabakası ve çok sayıda rezin tag oluşumu gözlemlendi. Universal adeziv sistemle birlikte kullanılan rezin RUL, kendinden adezivli rezin siman RUN’dan daha fazla demineralizasyon gerçekleştirdiği ve bağlanma yüzeyiyle etkileşimlerinin daha iyi olduğu gözlemlendi (Şekil 4.6).

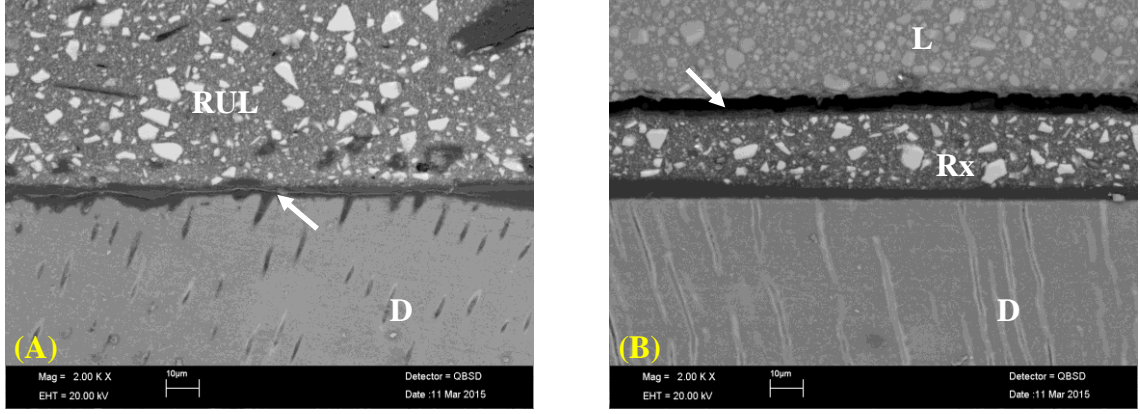
Kendinden adezivli rezin siman ile dentin arayüzünden alınan SEM görüntülerinde, kendinden adezivli rezin simanın dentin yüzeyinde sınırlı bir demineralizasyon gerçekleştirdiği ve buna bağlı olarak dentin dokusu ile etkileşimlerinin az olduğu tespit edildi. Hibrit tabaka oluşumu gözlenmedi ve dentin tübüllerine penetre olmuş rezin tag oluşumuna rastlanmadı (Şekil 4.7).



**Şekil 4.5** IDS tekniği ile kaplanan dentin üzerine geleneksel rezin siman uygulanan numunelerin arayüz kesitlerine ait SEM görüntüleri

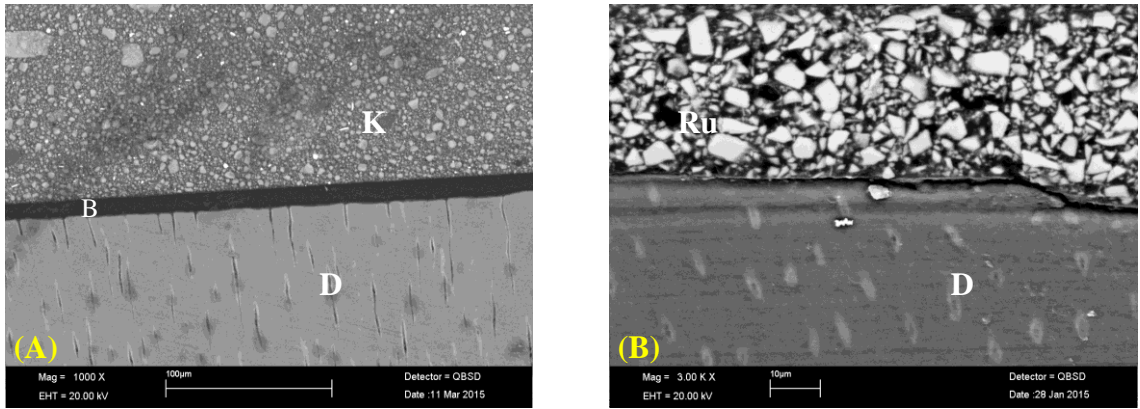
**A:** Akışkan kompozit **B:** Adeziv **D:** Dentin

A’da asitleme sonrası geleneksel rezin siman uygulanan numunenin, B’de ise kendinden asitleme tekniğinin kullanıldığı numunenin SEM bulgusu görülmektedir. IDS uygulanan ve geleneksel rezin siman kullanılan örneklerin arayüz kesitine bakıldığında her iki görüntüde de düzgün bir adeziv tabaka üstünde polimerize olmuş akışkan kompozit materyali izlenmektedir. Herhangi bir hibrit tabaka oluşumuna rastlanmamıştır.



**Şekil 4.6** IDS işlemi uygulanmamış dentin üzerine geleneksel rezin siman uygulanan numunelerin arayüz kesitlerine ait SEM görüntüleri  
**RUL:** RelyX Ultimate **L:** Lava Ultimate **D:** Dentin

A'da dentin yüzeyine asitleme sonrası geleneksel rezin siman uygulanan numunenin SEM bulgusu görülmektedir. Hibrit tabaka oluşumu okla gösterildi. Şekil 4.7'deki görüntülerin aksine rezin tag varlığı saptanmıştır. B ise kendinden asitleme tekniğinin kullanıldığı gruba ait numunenin SEM görüntüsü olup, kullanılan restoratif materyal ile siman arayüzünde muhtemelen kesim işlemi sırasında oluşmuş çatlak okla gösterildi.



**Şekil 4.7** Kendinden adezivli rezin siman ile dentin arayüzüne ait SEM görüntüleri  
**K:** Akışkan kompozit **B:** Adeziv **D:** Dentin, **Ru:** RelyX Unicem

A'da IDS tekniği ile kaplanan dentin üzerine kendinden adezivli rezin siman uygulanan numunelerin arayüz kesitlerine ait SEM bulgusu görülmektedir. B görüntüsü ise kaplama işlemi uygulanmamış dentine ait SEM bulgusudur. Her iki görüntüde de siman ile dentin arasındaki etkileşimin az olduğu gözlenirken, hibrit tabaka ve rezin tag oluşumuna da rastlanmadı.

## 5. TARTIŞMA

Günümüzün sosyo-ekonomik düzeyine bağılı olarak, estetik ihtiyaçların artmasıyla, hastaların diş hekimlerinden beklentisi artmıştır. Dolayısıyla hekimler ön ve arka grup dişlerdeki madde kayıplarını giderirken aynı zamanda estetiği de sağlamaya çalışmaktadır. Adeziv diş hekimliğindeki son gelişmelerle, kompozit veya seramik laminate vener, inley ve onley restorasyonları başarıyla uygulanmaya başlanmıştır. Bu tür indirekt restorasyonların estetik başarısının yanında restorasyonun uzun ömürlü olması da çok önemlidir. Bu yüzden simantasyon sırasında seçilecek yapıştırma simanının üstün mekanik özelliklere sahip olması gerekir. Mekanik ve estetik özelliklerinin diğer yapıştırma simanlarına göre daha iyi olması rezin simanların kullanımını artırmaktadır [16, 18].

Günümüzde indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanılan birçok rezin siman vardır. Bunlardan en sık kullanılanları; adeziv sistemlerle birlikte kullanılan geleneksel rezin simanlar ve herhangi bir adezive ihtiyacı olmayan tek aşamada uygulanabilen kendinden adezivli rezin simanlardır. Hekim, hangi yapıştırma simanını seçeceğine kendi karar vermelidir. Bu yüzden, kullanıma yeni giren bu materyallerin mine ve dentine bağlanma etkinliklerini ortaya koyan test sonuçları ile hekimlere ışık tutulmalıdır [12].

Yapıştırma simanlarının etkinliği, *in vitro* ve *in vivo* çalışmalarla belirlenebilmektedir. Klinik çalışmalar ağız ortamında yapıldıkları için daha değerli ve güvenilir sonuçlar vermelerine rağmen çok zaman almaları, maliyetlerinin yüksek olması gibi nedenlerden dolayı laboratuvar testleri daha yaygın olarak tercih edilmektedir [60]. Ayrıca, *in vivo* çalışmalar ağız ortamında gerçekleştiği için sonuçları etkileyebilecek kontrol edilemeyen faktörler de vardır. Örneğin, ortamın nem oranı, manipülasyon ve örnek seçimi çalışma sonuçlarını etkileyebilir [96]. Laboratuvar testlerinde ise, tek bir değişkenin etkisi değerlendirildiği için, diğer değişkenler sabit tutulur. Bu bilgiler doğrultusunda, yapıştırma simanlarının bağlanma dayanımlarını test etmek amacıyla çalışmamız *in vitro* olacak şekilde düzenlendi.

Dentin bağlanma dayanımı, kullanılan adeziv materyallerin yanı sıra birçok çevresel faktörden etkilenmektedir. Sağlıklı bir sonuç elde etmek için standardizasyon sağlanmalı ve kullanılan numuneler en uygun koşullarda test edilmelidir. Al-Salehi ve Burke (1997), bağlanma dayanımı testleri ile ilgili yapılan 50 araştırmayı incelemişler ve testlerdeki değişkenlerin dağılımını açıklamışlardır. Buna göre; bu testlerin %88'inde



insan dişlerinin kullanıldığını, dişlerin %86 oranında su ya da tuzlu suda bekletildiğini, dişlerin %70'inin molar dişlerden seçildiğini, testlerin %68 oranında restoratif işlemlerden 24 saat sonra gerçekleştirildiğini ve %80 oranında makaslama testinin tercih edildiğini bildirmişlerdir [97].

*In vitro* çalışmalarda kullanılmak üzere insan dişlerinin elde edilmesindeki zorluk nedeni ile bazı araştırmacılar sığır dişlerinin kullanımının mümkün olduğunu bildirmişlerdir [98]. Ancak, ISO hazırladığı bildiriye sığır dişlerinin yapı ve kimyasının insan dişlerinden farklı olduğunu, bu yüzden *in vitro* çalışmaların insan dişlerinde gerçekleştirilmesi gerektiğini belirtmektedir (ISO Technical Report 11405). Ayrıca, *in vivo* çalışmalardan elde edilen ve bağlanma dayanımının sürekliliğini gösteren ölçümlerle örtüşmesi, standardizasyonun sağlanabilmesi ve sağlıklı karşılaştırmaların yapılabilmesi amacı ile çalışmamızda çürüksüz insan büyük azı dişleri kullanıldı.

Çalışmada kullanılmak üzere toplanan dişlerin saklama koşulları da önemli bir husustur. Saklama sıvısı, süresi ve sıcaklığı belirlenirken dentinin kimyasal içeriğinin bozulmaması için en uygun koşullar sağlanmalıdır. Yapılan çalışmalarda genellikle dişlerin oda sıcaklığında +4°C'de ya da derin dondurucuda -20°C ile -40°C arasında saklandığı görülmektedir [99]. Yapılan çalışmalarda saklama sıvısı olarak serum fizyolojik, timol çözeltisi, %2'lik sodyum azid içeren tuzlu su, %1'lik kloramin solüsyonu gibi birçok sıvı kullanılsa da bizim çalışmamızda, ISO standartları gereği dişler temizlendikten sonra +4°C'de distile su içerisinde saklandı (ISO Technical Report 11405). Ayrıca dentin proteinlerinde dejeneratif değişikliklerin oluşması ve bu durumun bağlanma dayanımını olumsuz etkilemesi nedeniyle dişlerin çekildikten hemen sonra kullanılmalarına dikkat edildi [100].

Kompozit rezin yapıştırma simanları ile dentin arasındaki bağlanma dayanımının *in vitro* koşullarda incelenmesinde, sonuçları pek çok değişken etkileyebilir. Bunlardan bir tanesi de çalışılan dentin bölgesidir. Dentin derinliği arttıkça, dentinin kimyasal yapısının değişmesi, dentin tübüllerinin çap ve sayısının artması, dentin nemliliğinin artması ve dentin geçirgenliğinin değişmesi gibi faktörler nedeniyle bağlanma dayanımı değerleri arasında farklılıklar gözlenir [19]. Bununla birlikte, literatürde yüzeyel ve derin dentindeki bağlanma dayanımını karşılaştıran çalışmalardan birinde; Single Bond, Etch&Prime 3.0 ve Clearfil SE Bond'un bağlanma değerleri arasında yüzeyel ve derin dentinde istatistiksel olarak fark bulunmamıştır [101]. Çalışmamızda ise, dentin derinliğinin bağlanma dayanımı üzerine olan etkisini standardize etmek amacıyla,

dişlerin oklüzal yüzeyleri mine-dentin sınırından itibaren 2 mm daha aşındırılıp orta koronal dentin bölgesinde çalışıldı.

Adeziv rezinlerin canlı dentine bağlanma dayanımı pulpal basınç tarafından tetiklenen tübüller içindeki sıvı hareketlerinden de etkilenmektedir. Dentinde gereğinden fazla sıvının bulunması ortamı daha hidrofilik hale getirerek hidrofobik simanın bağlanmasını olumsuz etkileyebilir [102]. Çalışmamızda, hidrodinamik sıvı hareketlerinin taklit edilmesi amacıyla taklit edilmiş pulpal basınç düzeneği kullanıldı. Düzenek, deney koşullarını ağız ortamına en yakın değerlerde tutabilmek için, dişlere istenilen oranda sabit hidrostatik basınç uygulamaktadır. Basınç miktarının ne kadar olacağı ise tartışmaya açık bir konudur. Ciucchi ve ark., lokal anesteziyelerdeki vazokonstriktörün etkisini taklit etmek için 19,6 cm H<sub>2</sub>O hidrostatik basınç uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir [103]. Ancak, Mazzitelli ve ark., kendinden adeziv rezin simanların dentinle oluşturduğu bağlanmayı araştırdıkları çalışmalarında, simantasyon işlemini 15 cm H<sub>2</sub>O hidrostatik basınç altında yapmışlardır [104]. Bu çalışmada ise, rezin simanların dentine olan bağlanma dayanımlarını incelediğimiz için, örneklere 15 cm H<sub>2</sub>O hidrostatik basınç uygulandı.

Diğer taraftan, çalışmamızda, aynı zamanda, değişik rezin esaslı yapıştırma simanlarının dentine olan bağlanma dayanımları test edildi. Bu amaçla, universal bonding sistemi olan SB ile beraber kullanılan, bir adet geleneksel rezin siman RUL ve kendinden adezivli rezin siman RUN kullanıldı.

Bu simanların diş dokularıyla bağlanabilme yeteneklerini artırmak amacıyla çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Bunlardan bir tanesi de “Immediate Dentin Sealing” tekniğidir. Açığa çıkmış dentin yüzeyindeki dentinal sıvı hareketine bağlı olarak rezin-dentin ara yüzeyinin ıslanmasının bağlanmayı azalttığı rapor edilmiştir [105]. Bu teknik sayesinde, kavite preparasyonu sonrası açığa çıkan dentin tübülleri adeziv sistemler yardımıyla, aynı seansta örtülerek restoratif materyal ile siman arasındaki bağlanmanın artırılması amaçlanmıştır. Böylelikle, bu tekniğin post-operatif hassasiyeti ve bakteriyel kontaminasyonu azalttığı bildirilmiştir [86, 105, 106]. Hu ve ark. yapmış oldukları çalışmada da Prime&Bond kullanılarak yapılan IDS uygulamasıyla simantasyon sonrası postoperatif hassasiyetin azaldığı rapor edilmiştir [107].

IDS uygulaması önceden de belirttiğimiz gibi kavite preparasyonundan hemen sonra, açığa çıkmış dentin yüzeyinin bir adet dentin adeziviyle kapatılması esasına dayanır. Bu işlem çeşitli şekillerde uygulanabilir. Yapılan çalışmalarda farklı özelliklere sahip adezivler test edilmiştir [78, 80, 85].



Diğer taraftan, Magne ve ark., direkt ve indirekt restorasyonlarda IDS tekniğinin bağlanma dayanımına olan etkisini araştırmışlardır. IDS uygulanan gruptaki dişlerin bağlanma dayanımı değerleri, klasik indirekt adeziv restorasyon (DDS) yapılan gruba göre anlamlı derecede yüksek çıkarken, IDS tekniği kullanılmadan direkt teknikle restore edilen kontrol grubuna göre ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır [79].

Magne ve ark.'nın yapmış olduğu bir diğer çalışmada rezin kaplama işlemi için kullanılan 2 farklı adezivi karşılaştırmışlardır. Her iki adezivin ayrı ayrı kullanılarak uygulandığı IDS grupları DDS gruplarına göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir [80].

Duarte ve ark., yaptıkları başka bir çalışmada IDS tekniğinin bağlanma dayanımına etkisini araştırmak amacıyla açmış oldukları MOD inley kavitelere çeşitli adezivler kullanarak IDS işlemi uygulamışlardır. IDS uygulanan gruplar geleneksel simantasyon yapılan gruplara göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir [108].

Dalby ve ark., ise seramik restorasyonlar ile dentin arasındaki makaslama bağlanma dayanımı üzerine IDS'nin etkisini araştırmışlardır. Geleneksel simantasyon yapılan grup ile (DDS) 4 dentin adezivin ayrı ayrı kullanıldığı IDS grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. IDS'nin makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisi önemsiz bulunmuştur [78].

Choi ve ark., IDS işleminin porselen restorasyonların makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, IDS yapılan gruplar DDS gruplarına göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir [85].

Çalışmamızda da IDS grupları, DDS gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilemiştir. Literatürde IDS işleminin bağlanma dayanımını artırması 3 temel etkiye dayandırılmaktadır. İlk olarak kavite preparasyonu sonrası açığa çıkan yeni kesilmiş dentin tabakasının bağlanma işlemi için en uygun yüzey olduğu bildirilmiştir [105]. Eğer bu aşamada adeziv uygulaması ile dentin tübülleri kapatılmaz ise geçici restorasyonun sızdırması sonucu dentin kontaminasyonu olabilmekte ve bağlanma olumsuz etkilenmektedir [109-111].

Magne, IDS işlemi için preparasyondan hemen sonra açığa çıkmış dentin yüzeyine ince bir tabaka 3 aşamalı asitleme yıkama adezivi yada 2 aşamalı kendinden asitli adeziv sistem uygulandıktan sonra polimerize edilerek koruyucu bir rezin tabakası

oluşturulması gerektiğini bildirmiştir. Eğer kullanılan adeziv doldurucusuz ise üstüne akışkan kompozit uygulanarak polimerize edilmesini önermiştir [112].

Magne ve ark., IDS'nin bağlanma dayanımı üzerine etkisini test ettikleri çalışmalarında, hibridizasyonu sağladığı ve dentine iyi adapte olduğu için üç aşamalı asitlenen yıkanan adeziv olan OptiBond FL (Kerr, Orange, CA, USA) ile iki aşamalı kendinden adezivli Clearfil SE Bond'u kullanarak IDS işlemi uygulamışlardır. Her iki adezivde, IDS uygulanmayan (DDS) gruplara göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken, iki adeziv arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır [80].

İkinci olarak dentin adezivlerinin direkt restorasyonlarda olduğu gibi kavite açıldıktan hemen sonra uygulanmasıyla rezin infiltrasyonu ve adeziv polimerizasyonu ölçü alınmadan önce tamamlanmaktadır. Yapılan çalışmalarda IDS tekniğinin bağlanma dayanımı açısından daha iyi sonuçlar vermesi, indirekt restorasyonların klasik yapıştırma işlemlerinde (DDS) adeziv ajan üzerine konulan kompozit rezin ile birlikte polimerize edilmesi sırasında daimi restorasyon üzerine uygulanan basınca bağlı olarak, dentin-rezin arayüzündeki hibrit tabakanın zarar görmesiyle açıklanmaktadır [113, 114]. Bir diğer çalışmada porselen restorasyonların geleneksel simantasyon tekniğinde, veneerin yerleştirilmesi esnasında uygulanan basınca bağlı olarak, adeziv tabakanın gereğinden fazla incelendiği ve dentinal sıvının dışa doğru hareketi sonucu bağlanma yüzeyini ıslattığı bildirilmiştir. Bu durumun adeziv arayüzündeki bütünlüğü olumsuz etkilediği ve bağlanma dayanımını azalttığı sonucuna varılmıştır [115, 116].

Üçüncü ve son olarak IDS işlemi, adeziv sistemlerin içeriğindeki farklı monomerlerin kopolimerizasyon süreçlerinin tamamlanabilmesi için gerekli zamanı sağlamakta ve bu sayede bağlanma gücü zamanla artmaktadır [105]. Reis ve ark. yapmış oldukları çalışmada bir haftalık sürenin sonunda bağlanma dayanımının anlamlı derecede arttığını bildirmişlerdir [117]. Bu teknik sayesinde indirekt restorasyonların iki haftaya kadar sürebilen laboratuvar aşamalarına bağlı olarak daimi simantasyonun gecikmesinin bahsedilen etkinin oluşabilmesine zemin hazırladığı düşünülmektedir [118]. Belirtilen bu faktörler elde edilen yüksek bağlanma değerlerini açıklayabilir.

Dalby ve ark., seramik restorasyonların dentin ile olan makaslama bağlanma kuvveti üzerine IDS'nin etkisini araştırdıkları çalışmalarında 4 adet dentin adezivi (Optibond FL, One Coat Bond, Single Bond, Go!) kullanarak IDS işlemi uygulamışlardır. Çalışmada kullanılan üç aşamalı asitleme ve yıkama adezivi olan Optibond FL'nin kullanıldığı gruplar, tek aşamalı kendinden adezivli sistem olan One

Caot Bond'un kullanıldığı gruplara göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilemiştir [78].

Choi ve ark., bir adet iki aşamalı asitleme yıkama adezivi (Single Bond 2) ile bir adet iki aşamalı kendinden asitli adezivi (Clearfil SE Bond) kullanarak uyguladıkları IDS işleminin porselen restorasyonların makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, test edilen adezivlerden Clearfil SE Bond kullanılarak IDS işlemi uygulanan grup, Single Bond 2 grubuna göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir [85].

IDS gruplarında görülen yüksek bağlanma dayanımı değerleri, rezin kaplama işleminde kullanılan adeziv sistemle ilgili olabilir. Clearfil SE Bond'un, klasik fosforik asitten daha hafif asiditeye sahip olması nedeniyle demineralizasyon derinliği 1 µm ile sınırlıdır. Bu yüzeysel demineralizasyonda hem mikromekanik tutuculuk için yeterli derecede yüzey pörözitesi elde edilir, hem de kimyasal bağlanmaya katkı sağlayabilen hidroksiapatitler ortamdan tamamen uzaklaştırılmadan smear tabakasını smear tıkaçlarına dönüştürürler. Diğer taraftan, Clearfil SE Bond sature olmamış 10-MDP (10-Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat) fonksiyonel monomerini içermektedir. Bu monomer, demineralize dentindeki kalsiyumla reaksiyona girmesi mikromekanik tutuculuğun yanı sıra kimyasal olarak da bağlanmaya katkı sağlar [119]. Ayrıca, Clearfil SE Bond'un içeriğindeki doldurucu miktarının pek çok sisteme göre daha fazla olması, polimerizasyon büzülmesini azaltarak daha etkin bir bağlanmayı mümkün kılar. Sonuç olarak adeziv sistemin bağlanma gücü artar [120]. Bahsedilen tüm bu özelliklerinden dolayı, Clearfil SE Bond, IDS işlemi için ideal bir dentin adezivi olabilir. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda, dentin kaplama adezivi olarak 2 aşamalı kendinden asitli Clearfil SE Bond kullanıldı.

Duarte ve ark. yapmış oldukları çalışmada rezin kaplama işlemi için 2 aşamalı kendinden asitli adeziv (Clearfil Liner Bond 2V) ile akışkan kompozitin (Protect Liner F) birlikte kullanılmasını önermişlerdir. Böylece dentin yüzeyindeki hibrit tabakanın korunduğunu ve dentin kaplama işleminin daha etkin olduğunu savunmuşlardır [121]. Magne ve ark. da, derin dentin preparasyonları sonrası dentinin kaplanması işleminde adeziv uygulandıktan hemen sonra ince bir tabaka akışkan kompozit uygulamasını önermişlerdir [105].

Andrade ve ark. ise, yapmış oldukları çalışmada 1. sınıf kaviteletin pulpal ve bukkal duvarlarını geleneksel (tek tabaka adeziv) , dual bonding (çift tabaka adeziv) ve rezin kaplama (adeziv ardından akışkan kompozit) teknikleri kullanarak restore etmiş,

ardından mikro-gerilim bağlanma değerlerini ölçmüşlerdir. Çalışmalarında, akışkan kompozit kullanımının rezin siman ile dentin arayüzündeki gap formasyonunu azalttığını fakat IDS tekniğinde akışkan kompozit kullanımının bağlanmayı etkilemediğini bildirmişlerdir [86]. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda Clearfil SE Bond uygulanan dentin yüzeyleri Filtek Ultimate Flowable akışkan kompozit ile kaplandı.

Çalışmamızda, aynı zamanda, değişik rezin esaslı yapıştırma simanlarının dentinle oluşturduğu bağlanma dayanımı kuvveti, taklit edilmiş pulpal basınç altında değerlendirildi. Bu amaçla, bir adet dentin adezivi (SB) ile beraber kullanılan geleneksel adeziv rezin siman (RUL) ile kendinden adezivli rezin siman (RUN) farklı özelliklere sahip iki farklı indirekt restoratif materyali (LAVA Ultimate, Solidex) dentine bağlamak için kullanılmıştır.

Dentine bağlanma söz konusu olduğu için simanların bağlanma dayanımını kıyaslayabilmek adına, çalışmamızda, yüzey işlemi uygulanmamış (DDS) gruplarına baktığımızda; yaşlandırılmamış gruplar içerisinde en yüksek bağlanma dayanımı değerleri A+SB+RUL+SOL grubunda (20,04 Mpa) kaydedildi. RUN+SOL grubu ise en düşük bağlanma kuvvetini (10,22 MPa) gösterdi. LAVA Ultimate grubundaki değerler ise birbirine yakın olmakla beraber en yüksek değerler SB+RUL+LAVA grubundan (14,11 MPa) elde edildi. Yaşlandırılmış örneklerde de yine aynı şekilde en yüksek bağlanma dayanımı değerleri A+SB+RUL+SOL grubundan (15,24 MPa) elde edilirken, en düşük değerler RUN+SOL grubundan (5,49 MPa) elde edildi. Yaşlandırma yapılan LAVA Ultimate grupları içerisinde ise, en yüksek bağlanma dayanımı değerleri A+SB+RUL+LAVA grubunda (11,73 MPa) kaydedildi.

Mikromekanik tutuculuk adeziv sistemlerin dentine bağlanmasında temel mekanizmadır. Bu doğrultuda geleneksel rezin simanların bağlanma performansı, büyük ölçüde dentin yüzeyine uygulanan bağlayıcı ajanlar tarafından oluşturulan hibridizasyonun kalitesine bağlıdır [122]. Bu çalışmada, geleneksel rezin siman olan RUL ile birlikte kullanılan SB, üretici firma tarafından da belirtildiği gibi iki şekilde test edildi. Bunlardan biri, mine ve dentinde asitlenen ve yıkanan adeziv sistemle birlikte kullanılmasıdır. Bir diğer önerilen kullanım şekli ise, minede selektif asitleme ile birlikte dentinde kendinden asitleme tekniği uygulanarak kullanılmasıdır. Bu çalışma, dentinal bölgede gerçekleştirildiği için, RUL yapıştırma simanının dentine olan bağlanmasında SB adeziv sistemi için, asitleme yıkama tekniği ile kendinden asitleme tekniği karşılaştırmalı olarak incelendi. IDS ve DDS gruplarındaki bağlanma dayanımı değerlerine bakıldığında, asitleme yapılan gruplar, yapılmayan gruplara göre yüksek

bağlanma dayanımı değerleri gösterdi. Fakat bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Say ve ark., dolduruculu ve doldurucusuz adezivlerin dentine olan bağlanma dayanımlarında asitleme yıkama tekniği ile kendinden asitleme tekniğinin etkisini inceledikleri çalışmalarında, kullanılan adeziv tipine bağlı olmaksızın asitleme yıkama yapılan gruplarda anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri tespit etmişlerdir [123].

Bu çalışmada elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde, asit kullanılmadan yapıştırılan rezin siman-dentin arayüzünde herhangi bir hibrit tabakası oluşumu ve rezin taglara rastlanmaz iken, asitlenen ve yıkanan adeziv sistemle birlikte kullanılan geleneksel rezin siman ile dentin arayüzünde düzenli ve homojen bir hibrit tabakası ve rezin tag oluşumu gözlemlendi (Şekil 4.6). Elde edilen bulgular, Monticelli ve ark.'nın kendinden adezivli rezin simanların dentine difüzyonlarıyla ilgili yapmış oldukları çalışmadan elde edilen bulgulara paraleldir [124]. Bu durumun, asit kullanılan gruplardan elde edilen yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin sebebi olduğu düşünülebilir.

Holderegger ve ark., RelyX Unicem ile iki aşamalı asitlenen yıkanan adeziv Adper Single Bond 2/RelyX ARC ve self adeziv sistemler Multilink/Adper Scotchbond1 XT ile Panavia 2.1/ED Primer'in dentine bağlanma dayanımlarını, termal siklus öncesinde ve sonrasında makaslama dayanımı testini kullanarak değerlendirmişler ve en düşük bağlanma performansını RelyX Unicem gruplarında tespit etmişlerdir [125].

Viotti ve ark., RelyX Unicem'in de aralarında bulunduğu 6 farklı kendinden adezivli rezin simanın dentine bağlanma dayanımını RelyX ARC/Adper Single Bond 2 ve Panavia F/Clearfil SE Bond adeziv sistemlerle karşılaştırmışlar, en düşük bağlanma değerini RelyX Unicem, en yüksek bağlanma değerini ise RelyX ARC/Adper Single Bond 2 grubunda kaydetmişlerdir [126].

Lührs ve ark., kendinden adezivli rezin simanlarla (RelyX Unicem, Maxcem Elite, iCem, V 35973), geleneksel rezin simanların (Variolink II/Syntac Classic, Panavia F2.0/ED Primer) dentine bağlanma etkinliğini inceledikleri çalışmalarında en yüksek bağlanma değerinin, Variolink II/Syntac Classic grubunda olduğunu, bunu Panavia F2.0/ED Primer ve RelyX Unicem'in takip ettiğini bildirmişlerdir [127].

Hiraishi ve ark., %2'lik klorheksidinin dentindeki mikrogerilim bağlanma dayanımı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, üç adet yapıştırma simanı

kullanmışlardır (RelyX ARC, Panavia F, RelyX Unicem). Bağlanma testi sonuçlarına göre en yüksek değerler bir geleneksel rezin siman olan RelyX ARC grubundan elde edilmiştir [128].

Bu çalışmada kullanılan geleneksel rezin siman, RUL ile ilgili literatürde sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Literatürde, yapıştırma simanlarının bağlanma dayanımlarının test edildiği birçok çalışmada, benzer sonuçlar elde edilmiş ve self-adeziv rezin simanların dentinal bölgede, asitlenen ve yıkanan adeziv sistemlerle kullanılan geleneksel rezin simanlardan daha düşük bir performans gösterdikleri rapor edilmiştir [125-128]. Elde edilen bu sonuçlar çalışmamızdaki sonuçlarla da örtüşmektedir.

Ayrıca, RUN gruplarında görülen düşük bağlanma dayanımı değerlerinin simanın içeriği ve fiziksel özellikleri ile ilgili olabileceği düşünülmektedir [126]. RUN'un bağlanma mekanizması mikromekanik tutuculuk ve dentin/minedeki hidroksiapatitler ile monomer asidik fosfat grupları arasındaki kimyasal etkileşimlere dayanır. Yapılan çalışmalarda, kendinden adezivli rezin simanların dentin yüzeyinde bulunan smear tabakasını tam olarak uzaklaştıramadığı ve dentin yüzeyinde dekalsifikasyon oluşturmadığı gösterilmiştir [129].

Diğer taraftan, dentin/adeziv/siman arayüzünün kalitesi, demineralize kollejen ağ içerisine monomer infiltrasyonunun derecesiyle doğru orantılıdır. SEM çalışmalarında, karıştırıldığı anda oldukça düşük bir pH ( $pH < 2$ ) ölçülmesine rağmen, RUN'un dentin yüzeyinde hiçbir demineralizasyon alanı oluşturmadığı ve hakiki bir hibrit tabaka oluşumuna rastlanmadığı bildirilmiş ve bu durum, yüksek viskozitesi nedeniyle simanın dentin yüzeyini iyi ıslatamamasına ve yetersiz infiltrasyonuna bağlanmıştır [129].

Kullanılan restoratif materyalin bağlanmaya etkisini incelemek için elde ettiğimiz sonuçlara bakacak olursak; çalışmamızdaki RUL'un kullanıldığı tüm alt gruplarda (A+SB+RUL ve SB+RUL) Solidex'in dentine olan bağlanma dayanımı LAVA Ultimate'a göre anlamlı derecede yüksek çıkarken, RUN'un kullanıldığı alt gruplarda ise bu durumun tersi görülürken; LAVA Ultimate'ın bağlanma dayanımı Solidex'e göre anlamlı derecede yüksek çıktı. Literatürde RUN'un kimyasal bileşiminde bulunan adeziv fosfat monomerleri (APM) sayesinde simanın zirkonya seramiklere olan bağlanma gücünü artırdığı bildirilmiştir [130, 131]. LAVA Ultimate ağırlıkça %80 nano seramik içermesine karşılık Solidex yalnızca %39 oranında inorganik seramik içermektedir [36]. Çalışmamızda, LAVA Ultimate'ın RUN gruplarında Solidex'e göre

daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilemesinin, LAVA Ultimate'ın seramik içeriğinin Solidex'e oranla daha fazla olmasıyla açıklanabilir.

Diğer yandan, Solidex numunelerinin yapıştırılmasında RUL'un kullanıldığı gruplardaki bağlanma dayanımı değerlerinin yüksek çıkması kullanılan simanın içeriğiyle ilgili olabilir. RUL, bünyesinde metakrilat monomerleri, silanlı doldurucular ve inorganik doldurucular barındırır. Literatürde silanın inorganik doldurucular ile organik matriks arasında kimyasal bir bağ kurduğu bildirilmiştir [36]. Bu yüzden, bir geleneksel rezin siman olan RUL ihtiva ettiği silanlı doldurucular sayesinde, Solidex'in %25 oranındaki rezin matriksinde bulunan metakrilat monomerleri ile kimyasal bir bağ kurduğu söylenebilir.

Bu çalışmada kullanılan numunelerin yaşlandırma işlemi termal siklus yöntemi kullanılarak yapıldı. Termal siklus, büzülme/genleşme stresleri sonucu hızlandırılmış kimyasal bozulma ile sonuçlanan, adeziv ara yüzeyinde stres oluşturmak için en fazla kullanılan yöntemdir [132]. Diş dokuları ile restoratif materyal arasında, uç sıcaklıklarda büzülme stresleri yaratarak, ağız içi koşulları taklit eden bir test yöntemidir. 172 ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5 ve 55 °C suda 500 siklus uygulanması uygun bir yaşlandırma testi biçimidir [60]. Gale ve Darwell yaptıkları çalışmalarında, 10.000 devirlik termal siklus işleminin 1 yıllık ağız içi fonksiyona denk geldiğini bildirmişlerdir [92].

Luthy ve ark., termal siklusun, 6 adet yapıştırma simanının zirkon seramik materyale olan bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, yaşlandırma yaptıkları örneklere 10.000 kez termal siklus uygulamışlardır. Elde edilen sonuçlara göre RelyX Unicem ve Panavia simanlarının dentine olan bağlanma dayanımları termal siklustan etkilenmezken, Ketac-Cem, Nexus ve Superbond C&B gruplarında anlamlı derecede azalma rapor edilmiştir [130].

Attia ve ark., 3 farklı yapıştırma simanının (Ketac Cem Plus, RelyX Unicem, MultiLink Automix) zirkona olan mikromakaslama bağlanma dayanımı üzerine termal siklusun etkisini araştırdıkları çalışmalarında her üç simanın 7500 kez termal siklus ile yaşlandırma işlemi sonrası zirkona olan bağlanma dayanımlarında anlamlı derecede düşme olduğunu bildirmişlerdir [131].

Mazzitelli ve ark., termal siklusun kendinden adezivli rezin simanlar ile fiber postların bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında RelyX Unicem, G-Cem, ve Breeze olmak üzere 3 farklı yapıştırma simanı ile yapıştırılan örneklere 5000 kez termal siklus uygulamışlardır. Elde edilen sonuçlara göre termal siklus uygulanan

örneklerden RelyX Unicem ve Breeze'in kullanıldığı gruplarda kontrol gruplarına göre düşük bağlanma dayanımı değerleri elde edilse de anlamlı bir fark görülmezken, G-Cem grubunda ise bağlanma dayanımında artış olmuştur [133].

D' Amario ve ark., zirkonyum oksit seramikler ile dual cure rezin simanların bağlanma dayanımı üzerine termal siklusun etkisini araştırdıkları çalışmalarında, kompozit blokları 3 farklı rezin siman (Clearfil Esthetic Cement, RelyX Unicem, Multilink Automix) kullanarak zirkonyum oksit seramiklere yapıştırmışlardır. Daha sonra her bir gruptaki numunelerin yarısına 6000 kez termal siklus uygulamışlardır. RelyX Unicem ve Clearfil Esthetic Cement gruplarında bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değerler tespit etmişler fakat Multilink Automix grubu termal siklustan etkilenmemiştir [134].

Bu çalışmada, termal siklus uygulanan gruplardan elde edilen bağlanma dayanımı değerleri değerlendirildiğinde, Luthy ve ark., Attia ve ark., Mazzitelli ve ark. ve D' Amario ve ark., çalışmalarının sonuçları ile benzer olarak, test edilen gruplardan IDS+RUN+SOL grubu hariç, RUN'un kullanıldığı alt gruplarda termal siklus sonrası bağlanma dayanımında düşme görüldü. Simandaki fosforik asit metakrilatları ile dentindeki hidroksiapatit arasında oluşan bağlanmanın termal işlem sırasındaki suyun emilimine ve ısıl değişimlere bağlı olarak siman dentin arayüzündeki etkileşimi bozduğu söylenebilir. Bu durumun RUN gruplarında termal siklus sonrası bağlanma dayanımındaki düşüşün nedeni olabileceğini düşünmekteyiz.

Ayrıca, IDS+RUN+SOL grubunda ise diğer grupların aksine termal siklus sonrası bağlanma dayanımında artma görüldü. Literatürleri incelediğimizde, yapılan bazı çalışmalarda rezin siman kullanılarak yapıştırılan örneklerin termal siklus ile yaşlandırma işlemi sonrası bağlanma dayanımlarının arttığı rapor edilmiştir. Araştırmacılar bu durumu açıklamada zorlansalar da, işlem sırasında oluşan termal stresler sonucu, kullanılan simanların kimyasal polimerizasyonlarının devam ettiği ve böylece sertleşme reaksiyonlarının tam olarak gerçekleştiğini düşünmektedirler [135-137]. Yapılan bu çalışmaların sonuçları, çalışmamızdaki IDS+RUN+SOL grubundan elde edilen sonuçlarla örtüşmektedir. Bulgularımız, termal siklus sonrası IDS+RUN+SOL grubunda bağlanma dayanımının arttığını gösterdi.

Bu çalışmada kullanılan geleneksel adeziv rezin siman olan RUL'un kullanıldığı grupların tümünde termal siklus sonrası bağlanma dayanımında azalma görüldü. Nikaido ve ark., hibrit tabakanın uzun süreli bağlanmada en zayıf bölge olduğunu, döngüsel yüklemeye sonra mineralize dentin ve kollajen liflerin de zayıfladığını



bildirmişlerdir [94]. Bu bilgiler bağlanma performansı rezin uzantı ve hibrit tabaka oluşumuna dayanan RUL gruplarındaki belirgin düşüşleri açıklamaktadır.

Çalışmamızda, IDS uygulandıktan sonra yaşlandırılan gruplarda (A+SB+RUL, SB+RUL, RUN) Solidex kullanılan grupların bağlanma dayanımı değerleri LAVA Ultimate'a göre daha yüksek çıkmasına rağmen, sadece A+SB+RUL grubunda bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. DDS grubuna baktığımızda, RUL'un kullanıldığı alt gruplarda yine Solidex, LAVA'ya göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken RUN gruplarında ise LAVA Solidex'e göre yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergiledi, fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Farklı restoratif materyal ve simanların kullanıldığı grupların bağlanma dayanımı yönünden farklı sonuçlar vermesi simanların kimyasal kompozisyonlarındaki farklılıklar ile açıklanabilir. Simanlar ile restoratif materyal arasındaki bağlanma dayanımı değerleri, yüzeyi ıslatabilme kapasitesine, viskoziteye ve simanın mekanik özelliklerine bağlı olarak değişebilir [138]. Yapılan in vitro çalışmalarda, suda bekletme ve termal siklus gibi yaşlandırma yöntemlerinin, bağlanma dayanımını azaltan önemli faktörler olduğu [139] ve bağlanma dayanımındaki bu azalmaya, yapıştırma simanının suda çözünmesi ve suyun, siman/seramik arayüzündeki hidrolitik etkisinin neden olabileceği bildirilmiştir [140]. Ayrıca, kendinden adezivli rezin simanların otopolimerizasyon yöntemi kullanıldığında, monomer salınımlarının arttığı ve bu durumun eksik polimerizasyona sebep olduğu bildirilmiştir [141, 142].

IDS ve DDS gruplarında kullanılan siman ve restorasyona bağlı olmaksızın yaşlandırmanın etkisine bakacak olursak, yaşlandırılmış gruplar yaşlandırılmamış gruplara göre anlamlı derecede düşük bağlanma dayanımı değerleri sergiledi. DDS gruplarında olduğu gibi, IDS gruplarında da termal siklus ile yaşlandırma makaslama bağlanma dayanımını önemli ölçüde düşürdü. IDS uygulamasında açığa çıkmış dentin üzerine adeziv uygulandıktan sonra ince bir tabaka akışkan uygulamasının dentin-adeziv arayüzünde biyolojik bir kaplama meydana getirdiği böylece hibrit tabakanın korunduğu öne sürülmüştür [106]. Fakat bu etkinin termal siklus esnasında simanın biyolojik degradasyonuna engel olamadığı ve termal etkilere karşı rezin/dentin arayüzünü yeterli derecede koruyamadığı düşünülebilir.

Çalışmamızda, ağız içi ortamı, taklit edilmiş pulpal basınç düzeneği ve termal siklus tekniği kullanılarak taklit edilmeye çalışılsada, yapıştırma simanları ve restoratif materyallerin bağlanma dayanımında; ağız ortamındaki pH değişiklikleri ve çiğneme fonksiyonu gibi daha birçok etken rol oynamaktadır. Bu yüzden, elde edilen bağlanma

dayanımı değerlerinin, kendinden adezivli rezin simanlar ile geleneksel rezin simanların diş sert dokularına adezyonu konusunda yeterli olup olmadığının değerlendirilebilmesi için klinik performanslarının inceleneceği araştırmalara ihtiyaç vardır. Çalışmamızda, geleneksel adeziv rezin siman olarak kullanmayı seçtiğimiz RUL'un yeni bir materyal olmasından dolayı, literatürde, materyalin bağlanma dayanımıyla ilgili herhangi bir çalışma olmadığını görmekteyiz. Bu yüzden RUL'un indirekt restorasyonlardaki başarısını araştırabilmek adına, diş sert dokularına ve restoratif materyallere bağlanma performansını inceleyen *in vivo* çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

Üretici firmalar tarafından dentin tübüllerinden smear tıkaçlarını uzaklaştırmadan bir adezyon sağladığı savunulan ve SEM bulgularında smear tabakası ile etkileşimlerinin çok az olduğu saptanan kendinden adezivli rezin simanların, klinikte postoperatif hassasiyet açısından da değerlendirilmesi gerekmektedir. Özellikle içeriklerindeki fonksiyonel monomerlerin davranışlarının anlaşılması, kendinden adezivli rezin simanların adezyon mekanizmaları konusunda gereken bilgileri edinmemizi sağlayacaktır.

## 6. SONUÇLAR

Tez çalışmamız doğrultusunda elde ettiğimiz bulgulara dayanarak aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

1- Materyal ve simantasyon stratejisi göz önünde bulundurulmadan, elde edilen bağlanma dayanımı değerleri kıyaslandığında, IDS işlemi bağlanma dayanımını anlamlı derecede artırdı. Elde edilen bu sonuç, uzun ömürlü indirekt restorasyonların yapılabilmesi için dentin preparasyonu sonrası açığa çıkmış dentin yüzeyinin IDS tekniği ile kapatılması gerektiğini gösterdi.

2- IDS uygulanan gruplardaki bağlanma dayanımı değerleri, kullanılan simantasyon stratejisinden etkilenmezken, DDS gruplarında ise, kullanılan simanın tipine ve adezyon stratejisine göre farklı sonuçlar elde edildi.

3- Kullanılan restoratif materyal dikkate alınmadan, geleneksel adeziv simanlarda asitleme yıkama tekniği bağlanmayı artırsa da, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Dolayısıyla, universal Bondların geleneksel rezin simanlarla birlikte kullanıldığında, asitle birlikte kullanılabilme özelliği hekime büyük avantaj sağlamayabilir.

4- Çalışmamızda test edilen materyallere ait bağlanma dayanımı bulguları değerlendirildiğinde, restoratif materyal olarak Solidex'in kullanıldığı vakalarda adeziv siman olarak RUL'un, LAVA Ultimate'ın kullanıldığı vakalarda ise RUN'un tercih edilebileceğini gösterdi.

5- Elde edilen bağlanma dayanımı sonuçları, dentinal bölgeye yapıştırılmak üzere planlanan indirekt restorasyonların simantasyonunda, geleneksel rezin simanların ideal bir materyal olduğunu göstermektedir.

6- Yaşlandırma işleminin her iki teknik (IDS ve DDS) üzerine anlamlı derecede olumsuz etkisi vardır.

## KAYNAKLAR

- [1] Phillips R.W., Avery D.R., Mehra R., Swartz M.L., McCune R.J. (1971). One-year observations on a composite resin for Class II restorations. *J Prosthet Dent*, 26:68-77.
- [2] İlhan İ.A.G. (2005). Direkt Kompozit İnley, İndirekt Kompozit İnley Ve İndirekt Porselen İnley İle Restore Edilen Dişlerin, Kırılma Dayanımları Açısından Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diyarbakır.
- [3] Erakman T. (2011). Değişik Adeziv Yapıştırma Simanları Ve Uygulama Protokollerinin, Taklit Edilmiş Pulpa Basıncı Ve Okluzal Yüklemeler Altında Dentine Bağlanma Dayanımlarının İncelenmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [4] Akın E.G.G. (2011). Er:YAG Lazer Uygulanmış, Yaşlandırılmış Dentinde Self-Etch Adezivlerin Bağlanma Dayanımlarının İn-Vitro Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas.
- [5] Buonocore M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34:849-53.
- [6] Marshall G.W., Jr. (1993). Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int*, 24:606-17.
- [7] Fusayama T., Nakamura M., Kurosaki N., Iwaku M. (1979). Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*, 58:1364-70.
- [8] Pashley D.H., Michelich V., Kehl T. (1981). Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent*, 46:531-7.
- [9] Mazzitelli C., Monticelli F., Toledano M., Ferrari M., Osorio R. (2010). Dentin treatment effects on the bonding performance of self-adhesive resin cements. *Eur J Oral Sci*, 118:80-6.
- [10] Soh G., Sidhu S.K. (1994). The effect of smear layer removal on marginal contraction gaps. *J Oral Rehabil*, 21:411-7.
- [11] Asmussen E., Munksgaard E.C. (1988). Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *Int Dent J*, 38:97-104.
- [12] Schwartz RS S.J., Robbms W, Santos JD. (1996). Fundamentals of Operative Dentistry Quintessence Publishing Co, Inc, USA, 183-191.
- [13] Okay T.C. (2014). Kendinden Adeziv Rezin Siman Kullanılarak Yapıştırılan Fiber Post Uygulamalarının Bağlanma Dirençlerinin Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [14] Radovic I., Monticelli F., Goracci C., Vulicevic Z.R., Ferrari M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*, 10:251-8.
- [15] Rodrigues R.F., Ramos C.M., Francisconi P.A., Borges A.F. (2015). The shear bond strength of self-adhesive resin cements to dentin and enamel: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 113:220-7.
- [16] Freedman G. (2012). Contemporary Esthetic Dentistry. Elsevier, Missouri, 168-214, 469-482.
- [17] Kaya G. (2002). Posterior Restorasyonlar İçin Önerilen Kompozit Materyallerin Aşınma, Sertlik ve Basma Dayanıklılığı Yönünden İn-Vitro Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- [18] Roberson T.M. (2011). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry Güneş Tıp Kitabevleri, 245-248, 603-605.
- [19] Dayangaç B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi LTD. ŞTİ, Ankara, 2-19, 85-91.

- [20] Lee J.H., Um C.M., Lee I.B. (2006). Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dent Mater*, 22:515-26.
- [21] Fortin D., Vargas M.A. (2000). The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc*, 131 Suppl:26S-30S.
- [22] Willems G., Lambrechts P., Braem M., Vanherle G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*, 24:641-58.
- [23] Karaarslan E.Ş. (2008). Arka Grup Dişlerde Yapılan II. Sınıf Kompozit Dolgular Ve İnleylerin Bir Yıllık Klinik Takibi, Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun.
- [24] Cadenaro M., Codan B., Navarra C.O., Marchesi G., Turco G., Di Lenarda R., Breschi L. (2011). Contraction stress, elastic modulus, and degree of conversion of three flowable composites. *Eur J Oral Sci*, 119:241-5.
- [25] Burgoyne A.R., Nicholls J.I., Brudvik J.S. (1991). In vitro two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives. *J Prosthet Dent*, 65:206-14.
- [26] Anusavice K.J. (2003). Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier, USA, 399-437.
- [27] Rosenblum M.A., Schulman A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128:297-307.
- [28] Dietschi D., Magne P., Holz J. (1994). Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence Int*, 25:659-77.
- [29] van Dijken J.W. (2000). Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *J Dent*, 28:299-306.
- [30] Eliades G.C., Vougiouklakis G.J., Caputo A.A. (1987). Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater*, 3:19-25.
- [31] Wendt S.L., Jr., Leinfelder K.F. (1990). The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. *J Am Dent Assoc*, 120:177-81.
- [32] Çil D. (2007). Posterior Dişlerde Direkt ve İndirekt Yöntemlerle Estetik Restorasyonlarda Başarı, Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir
- [33] Asmussen E. (1982). Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res*, 90:490-6.
- [34] Brucia J.J. (2001). Materials and techniques for achieving clinical excellence with indirect composite restorations. *Dent Clin North Am*, 45:71-81.
- [35] Crispin B.J. (2002). Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic? *Compend Contin Educ Dent*, 23:611-4, 616, 618 passim; quiz 624.
- [36] Soares C.J., Giannini M., Oliveira M.T., Paulillo L.A., Martins L.R. (2004). Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Appl Oral Sci*, 12:45-50.
- [37] Turkmen C., Durkan M., Cimilli H., Oksuz M. (2011). Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci*, 19:363-9.
- [38] Spitznagel F.A., Horvath S.D., Guess P.C., Blatz M.B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*, 26:382-93.
- [39] Biçer A.Z.Y. (2010). İndirekt kompozit materyallerinin yapay tükürükte bekletilmesi öncesi ve sonrasında sitotoksik etkilerinin in vitro değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [40] Cho L., Song H., Koak J., Heo S. (2002). Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent*, 88:388-95.
- [41] Douglas R.D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent*, 83:166-70.
- [42] Walton J.N. (1992). Esthetic alternatives for posterior teeth: porcelain and laboratory-processed composite resins. *J Can Dent Assoc*, 58:820-3.

- [43] Mutaf B. (2014). Farklı CAD/CAM Blokları Kullanılarak Restore Edilen İmplant Üstü Kronlarda Termal Siklusun Kırılma Dayanımına Etkisi, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas.
- [44] SORIN MIHALI C.B., EMANUEL BRATU (2013). Nano-ceramic Particle Reinforced Composite - Lava Ultimate CAD/CAM Restorative. *REV. CHIM. (Bucharest)*, 64:435-437.
- [45] Akın A. (2011). CAD/CAM ve Preslenebilir Tüm Seramik Sistemleri ile Yapılan Kronların Marjinal ve İnternal Uyumlarının İn Vivo ve İn Vitro Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- [46] Miyazaki T., Hotta Y., Kunii J., Kuriyama S., Tamaki Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 28:44-56.
- [47] Karaalioglu O.F. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg.*, 18:25-32.
- [48] Turşucu Z. (2009). Dentin Bonding Sistemlerinin Makaslama Kuvvetlerine Dayanımlarının Farklı Uygulama Teknikleri Açısından İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [49] Gilpatrick R.O., Ross J.A., Simonsen R.J. (1991). Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence Int*, 22:47-9.
- [50] Boyer D.B.v.S., C.W. (1981). The effect of rotary instrumentation on the permeability of dentin. *Journal of Dental Research*, 60:966-971.
- [51] Pashley D.H., Pashley E.L., Carvalho R.M., Tay F.R. (2002). The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 46:211-45, v-vi.
- [52] Pashley E.L., Comer R.W., Simpson M.D., Horner J.A., Pashley D.H., Caughman W.F. (1992). Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Oper Dent*, 17:13-20.
- [53] Ayad M.F., Rosenstiel S.F., Hassan M.M. (1996). Surface roughness of dentin after tooth preparation with different rotary instrumentation. *J Prosthet Dent*, 75:122-8.
- [54] Brunton P.A., Cowan A.J., Wilson M.A., Wilson N.H. (1999). A three-year evaluation of restorations placed with a smear-layer-mediated dentin bonding agent in non-carious cervical lesions. *J Adhes Dent*, 1:333-41.
- [55] Prati C., Pashley D.H., Montanari G. (1991). Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater*, 7:54-8.
- [56] Perdigao J., Lopes M. (1999). Dentin bonding--state of the art 1999. *Compend Contin Educ Dent*, 20:1151-8, 1160-2; quiz 1164.
- [57] Nakabayashi N., Kojima K., Masuhara E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, 16:265-73.
- [58] Munksgaard E.C., Asmussen E. (1984). Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. *J Dent Res*, 63:1087-9.
- [59] Erickson R.L. (1987). Dentin bonding agents--a perspective on research and clinical use. *J Biomater Appl*, 1:336-72.
- [60] De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M., Van Meerbeek B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84:118-32.
- [61] Swift E.J., Jr. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24:456-61.
- [62] Unutmaz N. (2012). Farklı Dentin Adeziv Sistemlerin Mikrosızıntı Ve Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırmalı Olarak İn-Vitro İncelenmesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi / Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- [63] Tyas M.J., Burrow M.F. (2004). Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J*, 49:112-21; quiz 154.
- [64] Van Meerbeek B., Perdigao J., Lambrechts P., Vanherle G. (1998). The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 26:1-20.

- [65] Tay F.R., Pashley D.H. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 17:296-308.
- [66] Nakamura T., Wakabayashi K., Kinuta S., Nishida H., Miyamae M., Yatani H. (2010). Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J Prosthodont Res*, 54:59-64.
- [67] Attar N., Tam L.E., McComb D. (2003). Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthodont*, 89:127-34.
- [68] Rosenstiel S.F., Land M.F., Crispin B.J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthodont*, 80:280-301.
- [69] Brauer G.M., Dulik D.M., Antonucci J.M., Termini D.J., Argentar H. (1979). New amine accelerators for composite restorative resins. *J Dent Res*, 58:1994-2000.
- [70] Hill E.E. (2007). Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am*, 51:643-58, vi.
- [71] Koroğlu A., Ekren O., Kurtoğlu C. (2012). Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 22:205-16.
- [72] GJ C. (1997). Cements used for full crown restorations: a survey of the American Academy of Esthetic Dentistry. *J Esthet Dent*, 9:20-6.
- [73] Van Meerbeek B., Van Landuyt K., De Munck J., Hashimoto M., Peumans M., Lambrechts P., Yoshida Y., Inoue S., Suzuki K. (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J*, 24:1-13.
- [74] Christensen G.J. (1997). Tooth preparation and pulp degeneration. *J Am Dent Assoc*, 128:353-4.
- [75] Momoi Y., Akimoto N., Kida K., Yip K.H., Kohno A. (2003). Sealing ability of dentin coating using adhesive resin systems. *Am J Dent*, 16:105-11.
- [76] Jayasooriya P.R., Pereira P.N., Nikaido T., Burrow M.F., Tagami J. (2003). The effect of a "resin coating" on the interfacial adaptation of composite inlays. *Oper Dent*, 28:28-35.
- [77] Kosaka S., Kajihara H., Kurashige H., Tanaka T. (2005). Effect of resin coating as a means of preventing marginal leakage beneath full cast crowns. *Dent Mater J*, 24:117-22.
- [78] Dalby R., Ellakwa A., Millar B., Martin F.E. (2012). Influence of immediate dentin sealing on the shear bond strength of pressed ceramic luted to dentin with self-etch resin cement. *Int J Dent*, 2012:310702.
- [79] Magne P., Kim T.H., Cascione D., Donovan T.E. (2005). Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthodont*, 94:511-9.
- [80] Magne P., So W.S., Cascione D. (2007). Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *J Prosthodont*, 98:166-74.
- [81] Oliveira S.S., Marshall S.J., Hilton J.F., Marshall G.W. (2002). Etching kinetics of a self-etching primer. *Biomaterials*, 23:4105-12.
- [82] Nikaido T., Burrow M.F., Tagami J., Takatsu T. (1995). Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence Int*, 26:221-6.
- [83] Sauro S., Pashley D.H., Montanari M., Chersoni S., Carvalho R.M., Toledano M., Osorio R., Tay F.R., Prati C. (2007). Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 23:705-13.
- [84] Magne P., Douglas W.H. (1999). Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. *Int J Prosthodont*, 12:111-21.
- [85] Choi Y.S., Cho I.H. (2010). An effect of immediate dentin sealing on the shear bond strength of resin cement to porcelain restoration. *J Adv Prosthodont*, 2:39-45.
- [86] de Andrade O.S., de Goes M.F., Montes M.A. (2007). Marginal adaptation and microtensile bond strength of composite indirect restorations bonded to dentin treated with adhesive and low-viscosity composite. *Dent Mater*, 23:279-87.

- [87] Cardoso P.E., Sadek F.T., Goracci C., Ferrari M. (2002). Adhesion testing with the microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. *J Adhes Dent*, 4:291-7.
- [88] Versluis A., Tantbirojn D., Douglas W.H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76:1298-307.
- [89] Gülyüz N. (2011). Beyazlatma İşlemi Sonrası Yapılan Kompozit Restorasyonların Bağlanma Dayanımına Antioksidan Ajan ve Bekletme Süresinin Etkisi, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [90] Armstrong S., Geraldeli S., Maia R., Raposo L.H., Soares C.J., Yamagawa J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*, 26:e50-62.
- [91] Martins G.C., Sanchez-Ayala A., D'Alpino P.H., Calixto A.L., Gomes J.C., Gomes O.M. (2012). Interfacial integrity of bonded restorations with self-etching adhesives: Water storage and thermo-mechanical cycling. *Eur J Dent*, 6:169-77.
- [92] Gale M.S., Darvell B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27:89-99.
- [93] Ferracane J.L., Berge H.X., Condon J.R. (1998). In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*, 42:465-72.
- [94] Nikaido T., Kunzelmann K.H., Chen H., Ogata M., Harada N., Yamaguchi S., Cox C.F., Hickel R., Tagami J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18:269-75.
- [95] Leloup G., D'Hoore W., Bouter D., Degrange M., Vreven J. (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*, 80:1605-14.
- [96] Mason P.N., Ferrari M., Cagidiaco M.C., Davidson C.L. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent*, 24:217-22.
- [97] al-Salehi S.K., Burke F.J. (1997). Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int*, 28:717-23.
- [98] Burrow M.F., Sano H., Nakajima M., Harada N., Tagami J. (1996). Bond strength to crown and root dentin. *Am J Dent*, 9:223-9.
- [99] Perdigao J., Frankenberger R. (2001). Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int*, 32:385-90.
- [100] Lee J.J., Netthey-Marbell A., Cook A., Jr., Pimenta L.A., Leonard R., Ritter A.V. (2007). Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc*, 138:1599-603.
- [101] Toledano M., Osorio R., Ceballos L., Fuentes M.V., Fernandes C.A., Tay F.R., Carvalho R.M. (2003). Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent*, 16:292-8.
- [102] Lin J., Mehl C., Yang B., Kern M. (2010). Durability of four composite resin cements bonded to dentin under simulated pulpal pressure. *Dent Mater*, 26:1001-9.
- [103] Ciucchi B., Bouillaguet S., Holz J., Pashley D. (1995). Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J Endod*, 21:191-4.
- [104] Mazzitelli C., Monticelli F., Osorio R., Casucci A., Toledano M., Ferrari M. (2008). Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. *Dent Mater*, 24:1156-63.
- [105] Magne P. (2005). Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent*, 17:144-54; discussion 155.
- [106] Sahin C., Cehreli Z.C., Yenigul M., Dayangac B. (2012). In vitro permeability of etch-and-rinse and self-etch adhesives used for immediate dentin sealing. *Dent Mater J*, 31:401-8.
- [107] Hu J., Zhu Q. (2010). Effect of immediate dentin sealing on preventive treatment for postcementation hypersensitivity. *Int J Prosthodont*, 23:49-52.



- [108] Duarte S., Jr., de Freitas C.R., Saad J.R., Sadan A. (2009). The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *J Prosthet Dent*, 102:1-9.
- [109] Paul S.J., Scharer P. (1997). Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. *J Oral Rehabil*, 24:8-14.
- [110] Paul S.J., Scharer P. (1997). The dual bonding technique: a modified method to improve adhesive luting procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 17:536-45.
- [111] Bertschinger C., Paul S.J., Luthy H., Scharer P. (1996). Dual application of dentin bonding agents: effect on bond strength. *Am J Dent*, 9:115-9.
- [112] Magne P. (2014). IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. *J Adhes Dent*, 16:594.
- [113] McCabe J.F., Rusby S. (1994). Dentine bonding--the effect of pre-curing the bonding resin. *Br Dent J*, 176:333-6.
- [114] Frankenberger R., Sindel J., Kramer N., Petschelt A. (1999). Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent*, 24:147-55.
- [115] Dietschi D., Magne P., Holz J. (1995). Bonded to tooth ceramic restorations: in vitro evaluation of the efficiency and failure mode of two modern adhesives. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 105:299-305.
- [116] Paul S.J., Scharer P. (1993). Intrapulpal pressure and thermal cycling: effect on shear bond strength of eleven modern dentin bonding agents. *J Esthet Dent*, 5:179-85.
- [117] Reis A., Rocha de Oliveira Carrilho M., Schroeder M., Tancredo L.L., Loguercio A.D. (2004). The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *J Adhes Dent*, 6:7-11.
- [118] Dietschi D., Monasevic M., Krejci I., Davidson C. (2002). Marginal and internal adaptation of class II restorations after immediate or delayed composite placement. *J Dent*, 30:259-69.
- [119] Proenca J.P., Polido M., Osorio E., Erhardt M.C., Aguilera F.S., Garcia-Godoy F., Osorio R., Toledano M. (2007). Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dent Mater*, 23:1542-8.
- [120] Yesilyurt C., Bulucu B. (2006). Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract*, 7:26-36.
- [121] Duarte R.M., de Goes M.F., Montes M.A. (2006). Effect of time on tensile bond strength of resin cement bonded to dentine and low-viscosity composite. *J Dent*, 34:52-61.
- [122] Albaladejo A., Osorio R., Toledano M., Ferrari M. (2010). Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 15:e112-8.
- [123] Can Say E., Nakajima M., Senawongse P., Soyman M., Ozer F., Ogata M., Tagami J. (2006). Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. *J Dent*, 34:283-91.
- [124] Monticelli F., Osorio R., Mazzitelli C., Ferrari M., Toledano M. (2008). Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res*, 87:974-9.
- [125] Holderegger C., Sailer I., Schuhmacher C., Schlapfer R., Hammerle C., Fischer J. (2008). Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater*, 24:944-50.
- [126] Viotti R.G., Kasaz A., Pena C.E., Alexandre R.S., Arrais C.A., Reis A.F. (2009). Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent*, 102:306-12.
- [127] Luhrs A.K., Guhr S., Gunay H., Geurtsen W. (2010). Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig*, 14:193-9.
- [128] Hiraishi N., Yiu C.K., King N.M., Tay F.R. (2009). Effect of 2% chlorhexidine on dentin microtensile bond strengths and nanoleakage of luting cements. *J Dent*, 37:440-8.

- [129] De Munck J., Vargas M., Van Landuyt K., Hikita K., Lambrechts P., Van Meerbeek B. (2004). Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*, 20:963-71.
- [130] Luthy H., Loeffel O., Hammerle C.H. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, 22:195-200.
- [131] Attia A. (2011). Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic - influence of surface treatment and thermocycling. *J Appl Oral Sci*, 19:388-95.
- [132] do Amaral F.L., Colucci V., de Souza-Gabriel A.E., Chinelatti M.A., Palma-Dibb R.G., Corona S.A. (2008). Adhesion to Er:YAG laser-prepared dentin after long-term water storage and thermocycling. *Oper Dent*, 33:51-8.
- [133] Mazzitelli C., Monticelli F., Toledano M., Ferrari M., Osorio R. (2012). Effect of thermal cycling on the bond strength of self-adhesive cements to fiber posts. *Clin Oral Investig*, 16:909-15.
- [134] D'Amario M., Campidoglio M., Morresi A.L., Luciani L., Marchetti E., Baldi M. (2010). Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *J Oral Sci*, 52:425-30.
- [135] Bitter K., Meyer-Lueckel H., Priehn K., Kanjuparambil J.P., Neumann K., Kielbassa A.M. (2006). Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J*, 39:809-18.
- [136] Piwowarczyk A., Bender R., Ottl P., Lauer H.C. (2007). Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater*, 23:211-7.
- [137] Reich S.M., Wichmann M., Frankenberger R., Zajc D. (2005). Effect of surface treatment on the shear bond strength of three resin cements to a machinable feldspathic ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 74:740-6.
- [138] Cavalcanti A.N., Foxton R.M., Watson T.F., Oliveira M.T., Giannini M., Marchi G.M. (2009). Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent*, 34:280-7.
- [139] Wegner S.M., Gerdes W., Kern M. (2002). Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont*, 15:267-72.
- [140] Derand T., Molin M., Kvam K. (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*, 21:1158-62.
- [141] Kumbuloglu O., Lassila L.V., User A., Vallittu P.K. (2004). A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont*, 17:357-63.
- [142] Vrochari A.D., Eliades G., Hellwig E., Wrbas K.T. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater*, 25:1104-8.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Bilal Utku SAĞ
Doğum Yeri ve Tarihi	Ankara-1984
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 58140-Sivas
E-posta Adresi	butku84@hotmail.com

### Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Sivas Selçuk Anadolu Lisesi, 1999-2002
Lisans-Yüksek Lisans	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi 2004-2010
Doktora	Cumhuriyet Üniversitesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı 2010-2015

### İş Tecrübesi

Cumhuriyet Üniversitesi	Araştırma görevlisi, 2010-2015
-------------------------	--------------------------------