



T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI PREPARASYON DERİNLİKLERİNDE VE HASSASİYET GİDERİCİ  
UYGULANAN FARKLI DENTİN BÖLGELERİNDE REZİN ESASLI  
SİMANLARIN BAĞLANMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

FATİH SARI

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

SİVAS

2010

T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI PREPARASYON DERİNLİKLERİNDE VE HASSASİYET  
GİDERİCİ UYGULANAN FARKLI DENTİN BÖLGELERİNDE REZİN  
ESASLI SİMANLARIN BAĞLANMA DAYANIMLARININ  
İNCELENMESİ

FATİH SARI

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI  
PROF.DR. ALİ KEMAL ÖZDEMİR

SİVAS  
2010

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan

Doç. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR



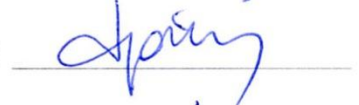
Üye

Yrd. Doç. Dr. Didem IŞIN EREN



Üye

Yrd. Doç. Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN



Üye

Yrd. Doç. Dr. Hakan DEMİR



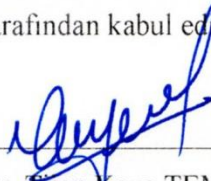
Üye (Danışman)

Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR



#### ONAY

Bu tez çalışması, 23/07/2010 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Figen Kaya TEMİZ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı toplantısında kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

## ÖZET

### FARKLI PREPARASYON DERİNLİKLERİNDE VE HASSASİYET GİDERİCİ UYGULANAN FARKLI DENTİN BÖLGELERİNDE REZİN ESASLI SİMANLARIN BAĞLANMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Fatih SARI

Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2010, 114 Sayfa

Postoperatif dentin hassasiyeti oldukça sık görülen bir klinik durumdur. Dentin hassasiyetinin giderilmesinde farklı kimyasal yapılara ve uygulama prosedürlerine sahip dentin hassasiyet giderici ajanlar kullanılmaktadır. Ancak bu ajanlar rezin simanların dentine bağlanma dayanımları üzerinde farklı etkilere sahiptir.

Bu çalışmada iki farklı preparasyon derinliğinde uygulanan beş farklı dentin hassasiyet giderici ajanın dual sertleşen üç rezin simanın dentine bağlanma dayanımına etkisi in-vitro koşullarda incelendi.

Bu çalışmada 144 adet çekilmiş insan üst keser dişleri kullanıldı. Dişlerin labial yüzlerinde rehber frezler yardımıyla 0,8 ve 1 mm. derinliklerinde preparasyonlar yapıldı. İki gruba ayrılan dişler 2,5 x 2 x 1 cm. boyutlarında şeffaf akrilik bloklara gömüldü. Elde edilen akrilik bloklar RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem rezin siman gruplarına ayrıldı. Her rezin siman için Gluma, Vivasens, Admira Protect, BisBlock ve Nd:YAG lazer hassasiyet giderici grupları oluşturuldu. Resin simanlar 0,7 mm. çapında 1 mm. yüksekliğinde tygon tüpler içerisinde her grupta 10 adet olacak şekilde dentin yüzeylerine yapıştırıldı. Örneklerin mikro-makaslama bağlanma dayanımları üniversal test cihazında ölçüldü. Kopma yüzeyleri stereomikroskop ve SEM aracılığıyla değerlendirildi. Elde edilen veriler Kruskal Wallis, Mann-Whitney U ve Ki-Kare ( $X^2$ ) testi ile değerlendirildi.

Grupların ortalama bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında 0,8 mm. preparasyon derinliğinde rezin siman ve hassasiyet gidericiler uygulanmış gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı. 1 mm. preparasyon derinliğinde ise RelyX ARC + Gluma grubundaki ortalama bağlanma dayanımı değeri

(23,96 ± 6,66 Mpa) diğer gruplara göre istatistiksel olarak daha düşük bulundu (p < 0,05).

1 mm. preparasyon derinliğinde RelyX ARC + Lazer grubundaki ortalama bağlanma dayanımı değeri (37,33 ± 7,39 Mpa) diğer gruplara göre istatistiksel olarak daha yüksek bulundu (p < 0,05).

Yüzeyel dentinde hassasiyet giderici ajanlar rezin simanların bağlanma dayanımını etkilemektedir. Nd:YAG lazerin mine-dentin birleşimine yakın yüzeyel dentinde uygulanması dentin yüzeyinde ve bağlanma dayanımında olumlu sonuçlar göstermiştir. Postoperatif dentin hassasiyetini gidermek için dentin hassasiyet giderici ajanlar kullanılabilir.

**Anahtar kelimeler:** Dentin hassasiyeti, dentin hassasiyet giderici, rezin esaslı siman, mikro-makaslama bağlantı direnci

## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF BOND STRENGTH OF RESIN CEMENTS TO DIFFERENT DENTIN SURFACES TREATED BY DENTIN DESENSITIZER AT DIFFERENT PREPARATION DEPTH

Fatih SARI

Doctorate Thesis, Department of Prosthodontics

Supervisor: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2010, 114 pages

Postoperative dentin sensitivity is a common clinical situation. Desensitizing agents which have different chemical structures and applying procedures are used to eliminate the dentin sensitivity. However, these agents have different effects on the bond strength of the resin cements to dentin.

Effects of five different desensitizing agents on the three dual polymerized resin cements' shear bond strength at two different preparation depth are investigated in-vitro in this study.

144 extracted human maxillary incisors teeth were used in this study. Labial surface of the teeth were prepared by pilot burs at 0,8 and 1 mm. depth. Maxillary incisor teeth that were divided into two groups were embedded in 2,5 x 2 x 1 cm sized self-cured acrylic resin blocks. Specimens were divided into three resin cement groups (RelyX ARC, Variolink II and Maxcem). Each resin cement group subdivided into Gluma, Vivasens, Admira Protect, BisBlock ve Nd:YAG laser desensitizer groups. Resin cements were luted to labial dentin surface with tygon tubes that have 0,7 mm. diameter and 1 mm. height. Specimens microshear bond strength was evaluated using universal testing device. Then specimens surface conditions were observed using a stereomicroscop and SEM; and evaluated. Data were analyzed using Kruskall-Wallis, Mann-Whitney U and Ki-Kare ( $X^2$ ) tests.

Groups' mean bond strength values were compared. There is no statistically difference between the groups at 0,8 mm. preparation depth. RelyX ARC + Gluma groups' mean bond strength value ( $23,96 \pm 6,66$  Mpa) was found statistically lower according to the other groups ( $p < 0,05$ ). RelyX ARC + Laser groups' mean bond

strength value ( $37,33 \pm 7,39$  Mpa) was found statistically higher according to the other groups ( $p < 0,05$ ).

The use of desensitizing agents affected the bond strength of the resin cements to superficial dentin. Application of Nd:YAG laser to superficial dentin showed positive effects to the dentin surface and bond strength. Dentin desensitizing agents can be used to prevent postoperative dentin sensitivity.

**Key words:** Dentin hypersensitivity, dentin desensitizer, resin cement, micro-shear bond strength



## TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca yardımlarını esirgemeyen ve beni yönlendiren danışmanım Sayın Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Doktoraya başladığım ilk günden itibaren maddi ve manevi olarak her konuda beni destekleyen değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan ve tez konumun belirlenmesinde önemli katkıları olan Doç. Dr. Mehmet TURGUT'a teşekkürü bir borç bilirim.

Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesine katkıda bulunan Yrd.Doç. Dr. Ziyet Çınar'a teşekkür ederim.

Laboratuvar çalışmalarındaki yardımlarından dolayı Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Laboratuvarı'nda görevli İhsan Akşit'e teşekkür ederim.

Çalıőmalarım boyunca desteğini gördüğüm Protetik Diş Tedavisi A.D.'nda görevli öğretim üyeleri ve asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Tezim süresince desteklerinden dolayı Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na teşekkür ederim.

Doktora süresi boyunca her anımı paylaştığım değerli arkadaşım Dt. Onur Şahin'e teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca her türlü desteklerini gördüğüm ve isimlerini sayamadığım bütün arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Her konuda maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve benim bu günlere gelmemi sağlayan aileme sonsuz şükranlarımı sunarım.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	I
ABSTRACT.....	III
TEŞEKKÜR.....	V
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	VIII
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	X
SİMGELER DİZİNİ .....	XI
KISALTMALAR DİZİNİ.....	XII
1 GİRİŞ .....	1
2 GENEL BİLGİLER .....	3
2.1 Adezyon .....	3
2.2 Adeziv sistemler .....	4
2.2.1 Adeziv sistemlerin sınıflandırılması .....	4
2.3 Dentin .....	7
2.3.1 Dentinin Yapısı.....	8
2.3.2 Dentin Tipleri .....	12
2.4 Pulpa Dentin Kompleksi.....	15
2.5 Dentin Adezyonu .....	15
2.6 Dentin Hassasiyeti .....	18
2.6.1 Dentin Hassasiyetinin Oluşum Mekanizması .....	19
2.6.2 Dentin Hassasiyet Teorileri .....	21
2.6.2.1 Odontoblast Reseptör Teorisi.....	22
2.6.2.2 Nöral Teori .....	22
2.6.2.3 Hidrodinamik Teori.....	22
2.6.3 Dentin Hassasiyetinin Tedavisi .....	23
2.6.3.1 Evde Tedavi .....	23
2.6.3.1.1 Hassasiyet Giderici Diş Macunları.....	24
2.6.3.1.2 Ağız Gargaraları ve Sakızlar .....	24
2.6.3.2 Klinikte Tedavi.....	24
2.6.3.2.1 Kavite Cilaları .....	25
2.6.3.2.2 Potasyum Nitrat .....	25
2.6.3.2.3 Kortikosteroidler .....	25
2.6.3.2.4.Kalsiyum Bileşikleri.....	25
2.6.3.2.5 Florit Bileşikleri .....	26
2.6.3.2.6 Stronsiyum Klorit .....	26
2.6.3.2.7 Oksalat Bileşikleri .....	27
2.6.3.2.8 Gluteraldehit ve Formaldehit.....	27
2.6.3.2.9 Gümüş Nitrat .....	27
2.6.3.2.10 Florit İyontoforezi .....	28
2.6.3.2.11 Rezinler .....	28
2.6.3.2.12 Lazerler.....	28
2.7 Rezin Esaslı Simanlar .....	29
2.7.1 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar .....	31
2.7.2 Poliasit Modifiye Kompozit Rezin Simanlar (Kompomer).....	32
2.7.3 Kompozit Rezin Simanlar .....	32
2.7.3.1 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması .....	34
2.7.3.1.1 Self-Cure Rezin Simanlar.....	35

	2.7.3.1.2 Light-Cure Rezin Simanlar .....	36
	2.7.3.1.3 Dual-Cure Rezin Simanlar .....	36
	2.8 Self-Adeziv Modifiye Rezin Simanlar .....	37
	2.9 Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri .....	39
	2.10 Scanning Elecktron Microskope (SEM) Analizi .....	41
3	GEREÇ VE YÖNTEM .....	43
	3.1 Dişlerin Toplanması ve Saklanması .....	48
	3.2 Dişlerin ve Bağlantı Yüzeylerinin Hazırlanması .....	48
	3.3 Dentin Hassasiyet Giderici Ajan Uygulamaları ve Simantasyon İşlemleri .....	50
	3.3.1 RelyX ARC Rezin Siman Grubu .....	51
	3.3.1.1 RelyX ARC Kontrol Grubu .....	51
	3.3.1.2 RelyX ARC Gluma Grubu .....	52
	3.3.1.3 RelyX ARC BisBlock Grubu .....	52
	3.3.1.4 RelyX ARC Vivasens Grubu .....	53
	3.3.1.5 RelyX ARC Admira Protect Grubu .....	53
	3.3.1.6 RelyX ARC Nd:YAG lazer Grubu .....	53
	3.3.2 Variolink II Rezin Siman Grubu .....	54
	3.3.2.1 Variolink II Kontrol Grubu .....	54
	3.3.2.2 Variolink II Gluma Grubu .....	55
	3.3.2.3 Variolink II BisBlock Grubu .....	55
	3.3.2.4 Variolink II Vivasens Grubu .....	56
	3.3.2.5 Variolink II Admira Protect Grubu .....	56
	3.3.2.6 Variolink II Nd:YAG lazer Grubu .....	56
	3.3.3 Maxcem Rezin Siman Grubu .....	57
	3.3.3.1 Maxcem Kontrol Grubu .....	57
	3.3.3.2 Maxcem Gluma Grubu .....	57
	3.3.3.3 Maxcem BisBlock Grubu .....	58
	3.3.3.4 Maxcem Vivasens Grubu .....	58
	3.3.3.5 Maxcem Admira Protect Grubu .....	58
	3.3.3.6 Maxcem Nd:YAG lazer Grubu .....	58
	3.4 Mikro-makaslama Bağlantı Direnci Testi .....	59
	3.5 Kırılma Tipi Değerlendirilmesi .....	60
	3.6 SEM analizi .....	60
	3.7 İstatistiksel Değerlendirmeler .....	62
4	BULGULAR .....	63
	4.1 Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları .....	63
	4.2 Stereomikroskop Bulguları .....	71
	4.3 SEM analizi Bulguları .....	77
5	TARTIŞMA .....	82
6	SONUÇLAR .....	101
7	KAYNAKLAR .....	102
8	ÖZGEÇMİŞ .....	114

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Dentin dokusu ve dentin tübelleri içerisindeki odontoblast hücrelerinin sitoplazmik uzantıları .....	8
Şekil 2.2 Dentin Tübülleri .....	10
Şekil 2.3 Dentin tübüllerinin şematik görüntüsü .....	11
Şekil 3.1 Maxcem Rezin Siman.....	44
Şekil 3.2 Variolink II Rezin Siman.....	44
Şekil 3.3 RelyX ARC Rezin Siman .....	44
Şekil 3.4 Gluma hassasiyet giderici .....	44
Şekil 3.5 BisBlock hassasiyet giderici .....	44
Şekil 3.6 Vivasens hassasiyet giderici .....	44
Şekil 3.7 Admira Protect Hassasiyet giderici .....	45
Şekil 3.8 Nd:YAG lazer cihazı .....	45
Şekil 3.9 Rehber frez yardımıyla diş kronunun labial yüzünde hazırlanmış oluklar.....	49
Şekil 3.10 Rehber frezler .....	49
Şekil 3.11 Tygon Tüp .....	49
Şekil 3.12 Akrilik bloklara gömülmüş dişler.....	50
Şekil 3.13a-Dentin yüzeyine rezin simanın tygon tüp içinde yerleştirilmesi b-Tygon tüplerin kesilerek uzaklaştırılması c,d- Dentin yüzeyine yapıştırılmış bağlantı örnekleri.....	51
Şekil 3.14 RelyX ARC rezin esaslı siman ve 3M Single Bond.....	54
Şekil 3.15 Variolink II rezin siman, Syntac Primer, Syntac Adhesive ve Heliobond ....	55
Şekil 3.16 Maxcem rezin siman.....	57
Şekil 3.17 Universal Test Cihazı .....	59
Şekil 3.18 Test cihazına yerleştirilen örnek ve 0,2 mm'lik tel ile oluşturulan bağlantı düzeneği .....	59
Şekil 3.19 Stereomikroskop SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japonya .....	60
Şekil 3.20 Erciyes üniversitesi bünyesinde bulunan ve örneklerimizin resimlerinin alındığı SEM cihazı .....	61
Şekil 4.1 Adeziv tip başarısızlık stereomikroskop görüntüsü.....	73
Şekil 4.2 Koheziv tip başarısızlık stereomikroskop görüntüsü.....	73
Şekil 4.3 Karşık tip başarısızlık stereomikroskop görüntüsü .....	73
Şekil 4.4 %37'lik ortofosforik asit uygulanmış dentin yüzeyi (X10000).....	77
Şekil 4.5 Gluma hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeyi (X2000) .....	77
Şekil 4.6 BisBlock hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeyi (X2000) .....	78
Şekil 4.7 Vivasens dentin hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeyi (X2000) .....	78
Şekil 4.8 Admira Protect hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeyi (X2000) .....	79
Şekil 4.9 Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyi (X10000).....	79
Şekil 4.10 Adeziv tip kopma SEM görüntüleri (X90).....	80
Şekil 4.11 Koheziv tip kopma SEM görüntüleri (X90-800).....	80
Şekil 4.12 Karışık tip kopma SEM görüntüleri (X90).....	81

Grafik 4.1: 0,8 mm. preparasyon derinliğinde kontrol ve hassasiyet giderici uygulanmış grupların bağlanma dayanımı değerleri (Mpa).....	64
Grafik 4.2: 1 mm. preparasyon derinliğinde kontrol ve hassasiyet giderici uygulanmış grupların bağlanma dayanımı değerleri (Mpa).....	67
Grafik 4.3: 0,8 ve 1 mm. preparasyon derinliklerinde gruplara göre RelyX ARC rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri (Mpa).....	68
Grafik 4.4: 0,8 ve 1 mm. preparasyon derinliklerinde gruplara göre Variolink II rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri (Mpa).....	69
Grafik 4.5: 0,8 ve 1 mm. preparasyon derinliklerinde gruplara göre Maxcem rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri (Mpa).....	70

## ÇİZELGELER

Çizelge 2.1	Kompozit rezinlerde bulunan inorganik doldurucu taneciklerin büyüklük ve ağırlıkça yüzdelerine göre sınıflandırılması .....	35
Çizelge 2.2	Self-adeziv rezin siman ve diğer rezin simanların uygulama basamakları	39
Çizelge 3.1	Çalışmada kullanılan rezin siman ve hassasiyet gidericilerin gruplara göre dağılımı .....	43
Çizelge 3.2	Çalışmada kullanılan rezin simanların içerikleri ve üretici firmaları .....	46
Çizelge 3.3	Çalışmada kullanılan dentin hassasiyet giderici ajanların içerikleri ve üretici firmaları .....	47
Çizelge 4.1	RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem rezin simanların 0,8 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri.....	63
Çizelge 4.2	RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem rezin simanların 1,0 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri.....	66
Çizelge 4.3	RelyX ARC rezin simanın 0,8 ve 1,0 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri .....	68
Çizelge 4.4	Variolink II rezin simanın 0,8 ve 1,0 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri .....	69
Çizelge 4.5	Maxcem rezin simanın 0,8 ve 1,0 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri .....	70
Çizelge 4.6	0,8 mm. preparasyon derinliğinde RelyX ARC rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları.....	74
Çizelge 4.7	1 mm. preparasyon derinliğinde RelyX ARC rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları.....	74
Çizelge 4.8	0,8 mm. preparasyon derinliğinde Variolink II rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları.....	75
Çizelge 4.9	1 mm. preparasyon derinliğinde Variolink II rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları.....	75
Çizelge 4.10	0,8 mm. preparasyon derinliğinde Maxcem rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları.....	76
Çizelge 4.11	1 mm. preparasyon derinliğinde Maxcem rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları.....	76

## SİMGELER DİZİNİ

Gr	: Gram
<sup>0</sup> C	: Santigrat derece
Mpa	: Megapaskal
Mm	: Milimetre
mm <sup>2</sup>	: Milimetre kare
sn	: Saniye
cm	: Santimetre
cm <sup>2</sup>	: Santimetre kare
dk	: Dakika
mm/dak	: Milimetre/dakika
ml	: Mililitre
P	: İstatistiksel olarak önem
pH	: Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)
Nm	: Nanometre (10 <sup>-9</sup> m)
μ=μm	: Mikrometre (10 <sup>-6</sup> m)
A <sup>o</sup>	: Angstrom (10 <sup>-10</sup> m)
Dyne/cm	: 10 Pa (yüzey gerilim birimi)
mmHg	: Civa basıncı
mW/cm <sup>2</sup>	: Miliwatt/santimetrekare

## KISALTMALAR DİZİNİ

Bis-GMA	: Bisfenol a glisidilmetakrilat
GPDM	: Gliserofosforik asit dimetakrilat
Ca(OH)	: Kalsiyum hidroksit
GPDM	: Gliserofosforik asit dimetakrilat
BPDM	: Bisfenil dimetakrilat
TCB	: Tetrakarboksil bütan
H	: Hidrojen
HCl	: Hidroklorik asit
HEMA	: 2-Hidroksietil metakrilat
MMA	: Metil metakrit
NPG	: N-fenil glisin
NPG-GMA	: N-fenilglisin glisidil metakrilat poliüretan
SEM	: Scanning electron microscope (taramalı elektron mikroskobu)
UDMA	: Üretan dimetakrilat
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
Nd:YAG	: Neodymium – Yttrium Aluminum Garnet
Er:YAG	: Erbium- Yttrium Aluminum Garnet



## 1.GİRİŞ

Diş hekimliğinde estetik beklentinin giderek artması ve yapılan tedavilerde konservatif yaklaşımların benimsenmesi yeni ürünlerin ortaya çıkmasına ve bu yaklaşımların klinik uygulamalarda daha fazla yer bulmalarına neden olmuştur.

Estetik ve konservatif restorasyonların klinik uygulamalarda daha çok yer bulması adeziv diş hekimliği kavramını literatüre sokmuştur. Adeziv diş hekimliği ilk defa Buonocore (1) tarafından tanımlanan dişin sert dokularının asitle pürüzlendirilmesi ve pürüzlendirilen mine yüzeyine rezin esaslı materyallerin bağlanmasının bulunmasıyla ortaya çıkmıştır. Bu gelişmeyi takiben Bowen (2) Bis-GMA (bisphenol-glycidyl methacrylate) içerikli kompozit rezinleri geliştirerek adeziv diş hekimliğine katkıda bulunmuştur.

Rezin simanların ve dentin bonding ajanların geliştirilmesine bağlı olarak konvansiyonel simanlar yerine hem porselen hem de mine ve dentine daha iyi bağlanan rezin simanlar daha çok kullanılmaya başlanmıştır. Dual sertleşen rezin simanlar ise özellikle ışığın ulaşmadığı kalın restorasyonlarda tercih edilmektedir (3).

Adeziv sistemlerin ve restoratif materyallerin gelişmesiyle protetik restorasyonlar için diş dokularına daha konservatif yaklaşılmasına rağmen kron preparasyonları sonucunda çok sayıda dentin tübülü ağız ortamına açık hale gelmektedir. Pulpa sınırında mm<sup>2</sup>'de 45.000-65.000 tübül bulunurken, mine-dentin sınırında mm<sup>2</sup>'de 15.000-20.000 tübül bulunmaktadır (4). Kron preparasyonu sonrasında açığa çıkan dentin yüzeyinin alanı bir molar dişte yaklaşık 1 cm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (5).

Dentin hassasiyeti açığa çıkan dentin yüzeyinde oluşan kısa ve keskin ağrı olarak tanımlanır (6). Bu ağrı ısı ve basınçtaki değişikliklerle ya da kimyasal uyarılarla ortaya çıkabilir. Dentin yüzeyi, bir çok nedenle açığa çıkabilir. Atrizyon, erozyon, abrazyon, mine defektleri ve çürük lezyonları bu nedenlerden birkaçıdır. Hatta bazen anatomik olarak birleşmeyen mine ve sement dolayısıyla açıkta kalan dentin yüzeyleri de hassasiyet gösterebilir. Dentinin açığa çıkmasının nedenlerinden birisi de yapılan diş preparasyonudur. Açık dentin tübüllerindeki dentin sıvısı hareketi, dentin hassasiyetine neden olmaktadır (7). Özellikle simantasyon işlemleri sırasında diş yüzeyinin asitlenmesi ve uygulanan rezin simanın etkileri sonucunda vital dişlerin %15'inde simantasyon sonrası hassasiyet görülmektedir (8). Bu yüzden preparasyon sırasında oluşan ısı, basınç ve kaldırılan diş dokusunun miktarı göz önünde bulundurulmalıdır.

Preparasyon sonrası görülen dentin hassasiyetini en aza indirmek için prepare edilmiş dentin yüzeylerine bağlayıcı ajanlar uygulanarak örtülmeleri veya buna ek olarak dentin hassasiyet gidericilerin kullanılmaları önerilmektedir (9). Dentin hassasiyetini giderici ajanlar açığa çıkan dentin tübüllerinde farklı derecelerde tıkanma oluşturarak dentin tübüllerindeki sıvının hareketini engellemektedir.

Rezin simanların dentine olan bağlantısında dentin yüzeyinde yapılan asitle pürüzlendirme işlemi dentinin kimyasal yapısında ve fiziksel özelliklerinde; rezin-dentin bağlantısının kalitesini, kuvvetini ve dayanıklılığını etkileyecek büyük değişimler meydana getirmektedir. Smear tabakası uzaklaşıp tübül ağzları genişlerken, intertübüler dentinde pörözitenin artmasına ve kollojen yapıda denatürasyona neden olmaktadır (10). Uygulama yapılacak olan dentin yüzeyinin pulpaya olan mesafesi de önemlidir. Adeziv sistemler intertübüler dentine daha fazla bağlanmaktadır. Ancak derin dentin yüzeylerinde intertübüler dentin daha az oranda bulunduğu için bağlanma dayanıklılığı azalmaktadır (11). Bu nedenle yapılan preparasyonunun derinliği ve pulpal mesafe bağlantıda etkili faktörlerdendir (12).

Rezin esaslı simanların bağlanma dayanımında etkili olan dentin yüzey koşullarının hassasiyet giderici ajanların kullanılmasıyla tübüllerde oluşan farklı derecelerdeki tıkanmadan nasıl etkilendiğinin bilinmesi rezin esaslı simanların ve hassasiyet giderici ajanların klinik kullanımlarının değerlendirilmesinde yardımcı olacaktır.

Bu çalışmanın amacı, üç farklı dual sertleşen rezin simanın, değişik iki preparasyon derinliğinde uygulanan beş farklı içerikteki dentin hassasiyet giderici ajan sonrası dentine bağlanma dayanımlarının incelenmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Adezyon

“Adezyon”, Latince adhaerere (yapışmak) kelimesinden gelir ve iki materyalin birbirine temas etmesi durumunda yüzeyler arasında oluşan tutunmayı ifade eder (13). Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise aderent adı verilir. Adezyonun oluşabilmesi için adeziv ve aderent arasında tam bir temas olması gerekir (14,15).

Adezyon fiziksel, kimyasal ve mekanik olmak üzere üç türde meydana gelir. Fiziksel adezyon, Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanma türüdür. Kimyasal adezyon, iyonik, kovalent ve hidrojen bağları ile oluşur (16). Kimyasal adezyon farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve yine zayıf bir bağlanmadır. Mekanik adezyon ise girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasındaki güçlü kilitlenmedir. Bu kilitlenmede geometrik ve reolojik etkenler söz konusudur. Yüzey pürüzlülüğü veya mikroskobik porözitenin neden olduğu mekanik bağlanma geometrik etkenlere, materyalin akışkanlık özelliğinden dolayı bir çıkıntı etrafına akması ve büzülerek tutunması ise reolojik etkenlere örnektir (17). Diş hekimliğinde, diş yapısına olan bağlanma en çok mekanik adezyon ile gerçekleşmektedir. Diğer bağlanma yöntemlerinin katkısı ise sınırlıdır(11,14).

İyi bir adezyon için adezyon türüne bakılmaksızın sağlanması gereken bazı koşullar vardır. Bunlar; yüzeylerin temizliği, ıslanabilirlik, temas açısı ve kritik yüzey gerilim değeri gibi faktörlerdir. Bu gereksinimlerin doğru biçimde sağlanması, adeziv ile aderentin arasındaki bağlanma kuvvetini arttıracaktır (18). Adezivin yüzey gerilim değeri, yapışma yüzeyinin yüzey gerilim değerine eşit veya daha az olmalıdır. Diş dokusunun yüzey gerilim değeri kalıtım, hijyen ve beslenme gibi etkenlere göre değişir. Değeri bireysel olarak 30-40 dyne/cm arasındadır. Adezivlerin yüzey gerilim değeri de yaklaşık 20-30 dyne/cm arasında olmalıdır. Diş yüzeyinde plak, diş taşı, tükürük, kan, enzimatik bileşikler ve yiyecek artıkları gibi eklentilerin bulunması, kurutma işleminde kullanılan havadaki nem ve yağ taneciklerinin varlığı, diş dokusunun yüzey gerilim değerini düşürür ve adezyonu olumsuz yönde etkiler (11).

Mine ve dentin dokusunun asitle pürüzlendirilmesi sonucu yüzeyde girinti ve çıkıntılar meydana gelir. Boşluklara rezinin girmesi ile kompozit rezinlerle dişin sert dokuları arasında adeziv bağlanma sağlanır (11).

## **2.2 Adeziv Sistemler**

Adeziv diş hekimliği asitlenmiş mine yzeyindeki pürüzlü alanlara yayılan rezinin güçlü bir mikromekanik bağlanma oluşturduğunun 1955 yılında Buonocore tarafından gösterilmesiyle atılmıştır. Ancak asidin klinik olarak kullanılmı kompozit rezinlerin geliştirilmesinden sonra 1962 yılında Bowen'ın BIS-GMA yapısını bulmasıyla gerçekleştirilmiştir. Diş dokusuna ilk kimyasal adezyon Smith tarafından sağlanmış ve 1960'ların sonlarında çinkopolikarboksilat siman diş dokusuna kimyasal olarak bağlanabilen ilk materyal olarak piyasaya çıkarılmıştır. Bunu takiben cam iyonomer simanlar ve adeziv sistemler geliştirilmiştir. Hidrofobik rezinin dentine bağlanması ise Nakabayashi'nin çalışmalarıyla gerçekleştirilmiştir (11,19,20). Mine yzeyine asit uygulanarak mineye başarılı adezyon sağlanmasıyla elde edilen gelişmeler konvansiyonel prensiplerin geçerliliğini yitirmesine ve konservatif tedavi konseptlerinin gelişerek tam seramik, kompozit ve fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonların gelişmesine sebep olmuştur (21).

### **2.2.1 Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması**

Mevcut adeziv sistemlerde farklı bileşimlerde, farklı kimyasal ajanlar bulunduğundan, sınıflandırma oldukça karmaşıktır. Diş dokularına adezyon sağlamak amacıyla geliştirilen bonding ajanların sınıflandırılmaları; üretim dönemlerine göre, kimyasal yapılarına göre, adeziv materyallerin smear tabakasına etkisine göre, bağlanma gücüne göre ve uygulama basamaklarına göre yapılabilir.

A. Üretim tarihlerine göre (11)

1. Kuşak: 1980 öncesi
2. Kuşak: 1980'li yıllar
3. Kuşak : 1980'lerin sonrası
4. Kuşak: 1990'lı yıllar
5. Kuşak: 1990'lı yıllar
6. Kuşak: Son yıllarda üretilenler
7. Kuşak : Son yıllarda üretilenler

B. Dentine bağlanma dayanıklılık değerlerine göre (11)

1. Kuşak: 2-6 MPa
2. Kuşak: 1-10 MPa
3. Kuşak: 10-14 MPa
4. Kuşak: 18-20 MPa

5. Kuşak: 30 MPa ve üzeri

C. Klinik Kullanım Aşamalarına Göre (11)

1. Tek aşamalı(all-in-one)
2. İki aşamalı
3. Üç aşamalı(konvansiyonel)

Bu sınıflandırma daha sonra Hewlett (22) tarafından modifiye edilerek total-etch ve self-etch olmak üzere alt gruplara ayrılmıştır.

D. Uygulama şekillerine göre (11)

1. Smear tabakası üzerine uygulananlar
2. Smear tabakası modifiye edilerek uygulananlar
3. Smear tabakası kaldırıldıktan sonra uygulananlar

E. Kimyasal yapılarına göre

1. Oksalat içerikliler
2. Gluteralehit/HEMA içerikliler
3. Poliheksanit metakrilat rezin içerikliler
4. Hidrofilik monomer/Bis-GMA içerikliler
5. Fosfanat dimetakrilat/ Fosfanat Bis-GMA içerikliler

## **I. Nesil Adeziv Sistemler**

Buonocore mineye yaptığı hidroklorik asit ile asitleme ve GPDM (gliserofosforikasit dimetakrilat) rezin uygulaması işlemlerini dentine de uygulamış ancak bağlanma dayanıklılığı 2-3 MPa bulunmuştur(23). GPDM rezin bağlarının su varlığında hidrolize olduğu görülmüştür. Daha sonraki yıllarda dentindeki kalsiyum ile rezin şelasyonunun bağlantı dayanıklılığını arttıracak şekilde düşünülerek NPG-GMA (N-fenilglisidilmetakrilat) geliştirilmiştir. Ancak bu sistem de 3 MPa'nın üzerine çıkamamıştır (11). Yapılan çalışmalarda NPG-GMA ile hidroksiapatit arasında aslında herhangi bir iyonik bağlantı gerçekleşmediği görülmüştür (24).

## **II. Nesil Adeziv Sistemler**

1. kuşak adeziv ajanların ardından dentin dokusunun asitlenmediği, rezin bağlantısını smear tabakası üzerinde gerçekleştiren, metakrilat yerine fosfat esterleri olan BIS-GMA (bisfenol A-glisidilmetakrilat) ve HEMA (hidroksietilmetakrilat) içeren adeziv ajanlar geliştirilmiştir. Bu materyallerin etki mekanizması, rezin içerisindeki negatif yüklü fosfat grupları ile smear tabakasındaki pozitif yüklü Ca arasındaki etkileşime

dayanmaktadır(11,23,25). Bu sistemde bağlantı 5-6 MPa ile sınırlı kalmıştır. Tükürük veya dentinin kendi nemiyle gerçekleşen hidroliz nedeniyle ortaya çıkan marjinal sızıntı da önlenememiştir (11).

### **III. Nesil Adeziv Sistemler**

Üçüncü nesil ürünler smear tabakasını tamamen kaldırarak ya da modifiye ederek asidik monomerlerin penetrasyonuna izin verecek şekilde tasarlanmışlardır (11,23,25). Adeziv sistemlerin yapısına suda çözünebilir glüteraldehit ve yüzey aktif HEMA monomerleri ilave edilmiş ve dentin kollojenlerinin amino grupları ile de bağlanma sağlanabilmiştir. Mine ve dentin yüzeyinin fosfat ester tipi bir bonding ajan uygulanmadan önce fosforik asit ile pürüzlendirilmesi kavramı yani total-etch tekniği ilk olarak 1979 yılında Fusayama ve ark. tarafından ortaya atılmıştır (11,23,25). Ancak bonding ajanın hidrofobik yapısı sebebiyle dentin yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi rezinin açılmış olan olan dentin tübülleri içerisine akmasına karşın dentine bağlanma kuvvetinde belirgin bir artış sağlayamamıştır (26). Çok basamaklı uygulamalar içermesiyle karakterize olan 3. kuşak adeziv sistemlerinde ilk önce dentine asitleme işlemi yapılır. Kullanılan asitler smear tabakasını kaldırır veya modifiye eder. Daha sonra primer ve adeziv uygulanır. Bu sistemin dentin marjiniindeki mikrosızıntıyı azaltmada önceki sistemlere göre daha etkili olduğu fakat mikrosızıntıyı tamamen önleyemediği görülmüştür (11).

### **IV. Nesil Adeziv Sistemler**

Bu sistemin dentine bağlanma stratejisi 3 esasa dayanır:

- 1) Demineralize dentin yüzeyine rezinlerin girmesiyle hibrit tabaka oluşması
- 2) Asitlenmiş dentin yüzeyindeki tübüller içinde rezin uzantılarının (rezin tag) oluşması
- 3) Dentinin inorganik ve organik içeriğinin kimyasal birleşmesi (27).

Dördüncü nesil bağlayıcı sistemler üç (Total etch sistemler) ya da iki basamakta (Self-etching sistemler) uygulanmışlardır.

Üç basamaklı uygulamalar:

- 1.Dentin conditioner
- 2.Dentin primer
- 3.Adeziv rezin

İki basamaklı uygulamalar ise:

- 1.Self-etching primer

2. Adeziv rezin, şeklidir.

Bu sistemde dentine bağlanma çeşitli asitlerle smear tabakası ya modifiye edilerek ya çözümlenerek ya da tamamen kaldırılarak sağlanır. Bu sistemlerle 18-20 MPa'a ulaşan değerler elde edilmiştir (11).

#### **V. Nesil Adeziv Sistemler**

Dördüncü kuşaktaki zor ve karışık uygulama işlemlerinin hızlandırılması amaçlanarak oluşturulmuştur. Primer ile adeziv veya primer ile conditioner tek şişede toplanmıştır. Bu tür adezivlerin yapılarında BIS-GMA, BPDM (bisfenildimetakrilat), HEMA ile ışıkla polimerizasyon sağlayan ajanlar bulunur ve hidrofilitesi daha fazladır. Beşinci kuşak bonding ajanlar "iki aşamalı total-etch adezivler" olarak da adlandırılabilirler. Bu adeziv sistemde bağlanma dayanıklılığı 30 MPa değerine ulaşmıştır (11).

#### **VI. Nesil Adeziv Sistemler**

Mine ve dentinin aynı anda asitle pürüzlendirilmesi (total-etch) prensibine dayanan dördüncü ve beşinci kuşak sistemlerden sonra klinik uygulamayı hızlandıran self-etch adezivler oluşturulmuştur (11). Tek aşamalı (self-etch adeziv) ya da iki aşamalı (self-etch primer) şeklinde olabilen bu sistemlerde asit uygulamasının olmaması hekime kolaylık sağlar. Etki mekanizması smear tabakasını çözüp geçirgen hale getirerek dentine penetrasyon şeklindedir. Yüzeydeki smear tabakasının kalınlığının fazla olması bağlantının dördüncü ve beşinci kuşak sistemlere göre daha düşük olmasına yol açar. Bu sistemlerin ilk örnekleri dentin yüzeylerine iyi bağlanırken mine bağlantıları daha az etkilidir (28,29).

#### **VII. Nesil Adeziv Sistemler**

Son zamanlarda geliştirilen bu bağlayıcı sistemleri 6. nesil bağlayıcı sistemlerden cam iyonomer içerikli olması ve bazı türlerinin flor salabilmesi ile ayrılırlar (30).

### **2.3 Dentin**

Dentin; mine veya sement tabakası ile pulpa dokusu arasında kalan ve dişin asıl kütlelerini oluşturan yapıdır (28). Sarımsı beyaz renkte, ışığı yarı geçirgen özelliğe sahiptir. Sert ve kırılabilir olan minenin aksine hafif deformasyonlara karşı koyabilir ve çok elastiktir. Pulpa-dentin kompleksinin mineralize bileşeni olan dentin; kendine özgü pöröz bir doku olup, kısmen mineralize olmuş kollajen bir matris içinde, yüksek

oranda mineralize olmuş peritübüler dentinle çevrelenmiş mikroçaplı tübüllerin gömüldüğü heterojen, biyolojik bir kompozit gibi tanımlanabilir (31). Bu mineralize matriks, gelişimsel olarak mine-dentin sınırında kollajen salgılamaya başlayan ve daha sonra merkeze doğru ilerleyerek odontoblast uzantılarını sürükleyen odontoblastlar tarafından oluşturulmaktadır (32).

Dentin; diş tomurcuğunun dental papillasından oluşan, odontoblast hücreleri tarafından yapılan, mezoderm kökenli özelleşmiş bir bağ dokusudur. Dentini salgılayan odontoblast hücrelerinin gövdeleri pulpa içerisinde yer alırken, sitoplazmik uzantıları dentin tübülleri içine uzanmaktadır (Şekil 2.1). Bu odontoblastik hücre uzantıları sebebiyle dentin, fizyolojik ve patolojik uyarılara reaksiyon verebilen canlı bir doku olarak değerlendirilmektedir (28).



Şekil 2.1: Dentin dokusu ve dentin tübülleri içerisindeki odontoblast hücrelerinin sitoplazmik uzantıları (33).

### 2.3.1 Dentinin Yapısı

Odontoblast hücreleri tarafından oluşturulan bu pöröz ve sarımsı kemik benzeri yapının ağırlık olarak % 70'ini inorganik materyaller oluştururken % 20'sini organik materyaller, % 10'unu su oluşturur. Dentinin 2.05-2.30 g/cm<sup>3</sup> arasında değişen yüksek yoğunluğuna bağlı olarak, ağırlık yüzdesi hacim yüzdesinden çok daha fazladır. Hacimsel olarak %45-%50'si inorganik, %30'u organik, %20-25'i sudur. Bu bileşenler,



dentin dokusunda düzensiz biçimde dağılmaktadırlar. Bu yüzden dentin yapısı mikroskopik düzeyde oldukça fazla farklılık göstermektedir, homojen değildir. Dışın farklı kısımlarındaki dentin dokuları arasında belirgin kompozisyonel farklılıklar bulunmaktadır (34,35,36).

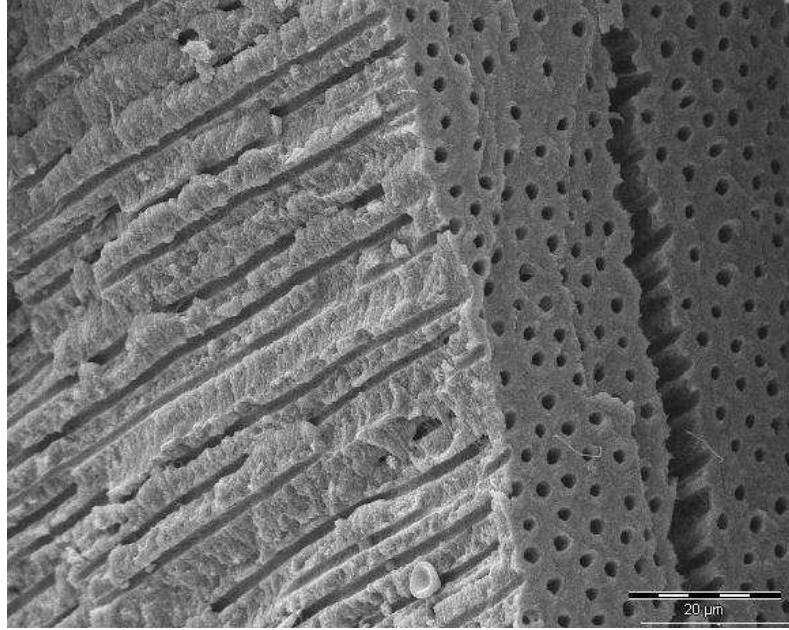
Organik matriksin yaklaşık %93'ü kollojen fibrillerden oluşur. Geri kalanını ise nonkollajenöz protein büyüme faktörleri ve proteoglikanlar oluşturmaktadır. Kollajen fibrillerin %90'unu meydana getiren tip I kollajenler tübüllerin uzun eksenlerine dikey olarak yerleşim gösterir. Az miktarda da Tip V kollajen içermektedir. Kollajen fibriller 0.05-0.20 µm çapındadır ve 640 Å aralıklarla tekrarlanan periyodik enine çizgilenmeler gösterirler. Bu durum organik matriksin kireçlenebilir özellikte olmasını sağlar. Kollajen lifler birbirleriyle çok sıkı temasta olup demetler yaparlar. Dentinde iki cins kollajen fibril mevcuttur ve bu fibriller iki ana doğrultuda seyretmektedirler. İlk fibriller, miktar olarak diğerinden daha çok olup, demetler halinde spiral seklinde turlar yaparak dış yüze paralel seyreden von Ebner lifleridir. İkinci lifler ise, yine aynı spiral seklinde fakat kanalcıkları takiben radyer seyreden von Korff lifleridir. Fibriller kollajenden meydana gelmektedirler. Organik yapının kollajen olmayan bileşenleri ise fosfoproteinler, glikozaminoglikan, proteoglikanlar, proteinler, asidik glikoproteinler, büyüme faktörleri ve yağlardır (37,38).

İnorganik matriks ise diğer mineralize dokularda da olduğu gibi, genel olarak kalsiyum hidroksiapatit kristallerinden ( $Ca_{10}[PO_4]_6[OH]_2$ ) meydana gelir. Bu hidroksiapatit kristallerin boyları 200–1000 Angstron ( $Å$ ), genişlikleri ise  $30 Å$  civarındadır. Dentindeki hidroksiapatit kristalleri minedekinden daha küçük yapıdadır. Dentinin 6,7' lik yüksek kritik pH' sından dentindeki bu küçük kristal boyutunun sorumlu olduğu düşünülmektedir (39).

Dentinin su içeriği %8-16 arasında olmakla birlikte; bulunduğu bölgeye bağlı olarak da değişmektedir. Bu suyun çoğu,  $120^\circ C$ 'de uzaklaştırılabilen bağlı olmayan sudur. Mevcut suyun % 1' den az bir miktarının da apatit kristalleri ve kollajenle birlikte olduğu düşünülmektedir. Dentin derinliğindeki artışla birlikte, dentinin su içeriği de artmaktadır. Mine-dentin sınırında dentinin su içeriği hacimsel olarak %1 civarında iken, pulpa yakınlarında bu oran 20 kat artarak %22' lere ulaşmaktadır (31).

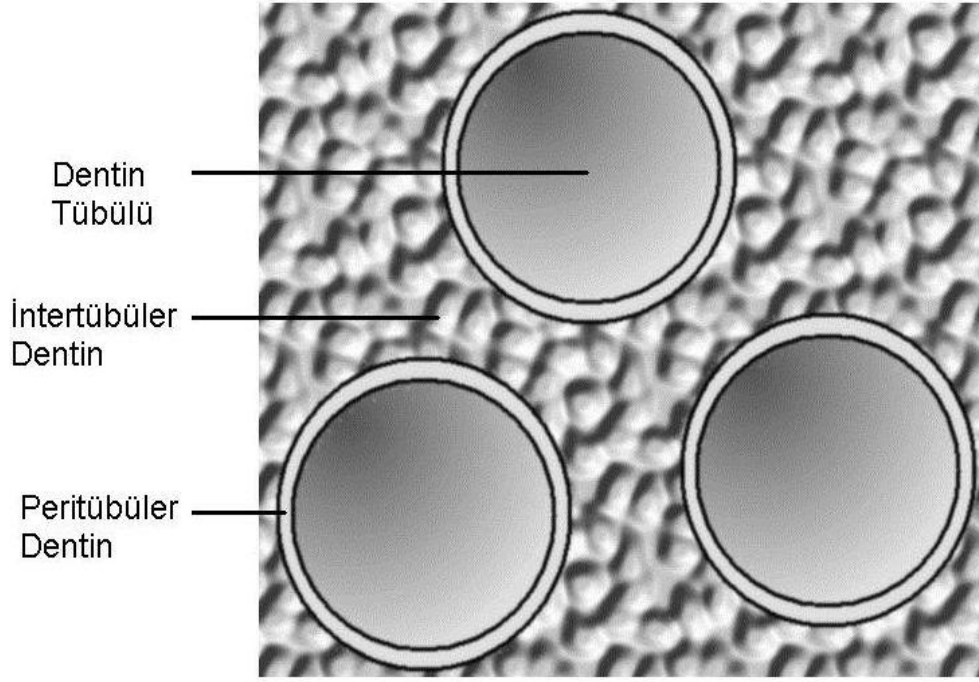
Pulpadan başlayıp mine-dentin ya da sement-dentin sınırına kadar uzanan (28,40) ve dentin hacminin %20-30' unu oluşturan dentin kanallarına dentin tübülleri adı verilmektedir (Şekil 2.2) (28). Dentin tübülleri yaklaşık olarak 2,5-3,5 mm. uzunluğundadırlar (32). Sayıları ve genişlikleri, yaşa ve buldukları yere göre

değişmektedir. Pulpa sınırında tübüller geniş, mine-dentin ya da sement-dentin sınırında ise daha dar olmakla birlikte sayıları da daha azdır (32,40).



Şekil 2.2: Dentin tübülleri (41)

Organik yapıyı oluşturan kollajen ağ üzerine çökelmiş olan hidroksiapatit kristallerinin oluşturduğu dentin, “intertübüler dentin” olarak adlandırılır. İntertübüler dentin tüm dentin dokusunun esas kütesini oluşturur (31). İntertübüler dentin mine-dentin sınırında %96’ lık bir alanı kaplarken, pulpaya yakın bölgelerde bu oran %12’dir. Tübüllerin içerisinde ise kollajenden fakir, hipermineralize, peritübüler bir halka bulunur (42). Tübüller arasında, kollajen ağın bulunmadığı bu kısma ise “peritübüler dentin” adı verilmektedir (Şekil 2.3)(43). Peritübüler dentin dişlerin dış etkenlere maruz kalması sonucunda oluşan hipermineralize bir dokudur. Hipermineralize yapıdaki peritübüler dentin intertübüler dentinden yaklaşık 5 kat daha sert olup, tübül çapını yüzeyel dentinde 0.6-0.8 µm’ye kadar daraltabilir. Peritübüler dentin yapımı çok yavaştır (31).



Şekil 2.3: Dentinin tübüllerinin şematik görüntüsü ( 43)

Farklı yüzey derinliklerindeki organik ve inorganik yapıların oranları, dentinin yapısına göre değişkenlik gösterir. En az sayıda tübül, özellikle okluzal fissürlerin altındaki alanlarda; en çok sayıda tübül ise pulpa boynuzlarında ve okluzal yüzün altındaki pulpal yüzeyde bulunmaktadır (12,31). Derin dentin dokularında tübül sayısı ve yoğunluğu arttığından, yüzeyel dentine göre daha fazla su içerirken, mineralize doku oranları düşüktür. Aynı şekilde derin dentinde tübül çapının artması, intertübüler dentin kalınlığının azalmasına ve kollajen miktarının yüzeyel dentine oranla daha az görülmesine neden olur (12).

Yaşın ilerlemesiyle birlikte tübüller hemen hemen yarı yarıya darlaşmaktadır. Dentin tübülleri krona mineye kadar uzanırken, köklerde sement sınırına gelmeden sona ermektedir. Tübüller, etraflarına dallandırdıkları ince kollar sayesinde de komşu tübüllerle anastomozlar yapmaktadırlar (40). Dentin tübüllerinin dallanması mine-dentin sınırında en fazla iken, orta dentin bölgesinde daha azdır; pulpa sınırında ise neredeyse hiç dallanma gözlenmemektedir (44).

Dişin koronal kısmındaki dentin tübülleri mineden pulpaya uzanır ve 2,5-3,5 mm. uzunluğundadır. Her bir dentin tübülü en geniş boyutu pulpada, en küçük boyutu mine-dentin birleşiminde olan ters çevrilmiş koni gibidir. Koronal dentinde dentin tübüllerinin çapı; mine-dentin sınırında ortalama 0,5-0,9  $\mu\text{m}$  iken, pulpa sınırında ise

ortalama 2-3 µm'dir (4,28). Buna bağılı olarak pulpa sınırında bulunan tübüllerin sayısı, periferde aynı genişlikteki sahada bulunan kanalcıklardan 5 kat daha fazladır.

Dentin tübülleri, dentin içinde seyrederken S şeklinde kıvrım meydana getirmektedirler; bunların ilk yarısı kök ucuna doğru konveks, diğer yarısı ise krona doğru konvektir. Dentin kanalları mine-dentin sınırında birkaç dala ayrılmakta ve adeta bir mine altı pleksusu meydana getirmektedirler. Ancak kanalların dallanması sadece uç kısmında olmayıp bütün dentin kitlesi içinde görülmektedir. Kanallar devamlı olarak diğer kanallara açılan yan dallar vermektedir. Dentin kanallarının içini, gövdesi pulpanın çeperlerine sıralanmış olan odontoblast hücrelerine ait bir uzantı doldurur. Bu uzantılar dentin tübüllerinin toplam uzunluklarının ortalama % 25-30'una kadar ilerlemektedir (45). Genellikle Tomes lifleri olarak adlandırılan bu odontoblast uzantıları ile kanal çeperi arasında bir aralık kalır ki bu aralığı dentin lenfi doldurur. Tomes lifleri kanalların yan dal verdikleri yerlerde dallanarak yan kanalcıkların içerisine de girerler. Kimyasal, bakteriyel, fiziksel, ısıl ve travmatik uyarılar dentin kanalları vasıtasıyla pulpaya iletilirler (46).

Dentin lenfi pulpa kan damarlarında dolaşan kanın bir ultrafiltratıdır ve yapı olarak plazmayı andırır. Bu sıvı odontoblastlar arasından dentin kanallarına girer ve sonuçta minede bulunan küçük deliklerden dışarı akar. Dentin lenfi dentin hacminin % 22'sini oluşturan sıvılar arasında yer alır. Açığa çıkmış dentinden sızan dentin sıvısı, bol miktarda albumin içermektedir. Dentin sıvısının dışa doğru hareketi, tıkaçlanmış tübüllerde difüzyon yoluyla oluşandan daha çok miktarda mineral iyonlarını tübül duvarlarına taşımaktadır (31,47).

Dentin kompleks bir yapıya sahiptir. Pulpal kaviteden başlayan ve her yöne uzanan mikroskobik boyutlardaki milyonlarca dentin kanalı, sement dokusunda veya mine sınırında son bulur. Bu kanalcıkların çapları ortalama 0,8 µm ile 2,5 µm arasındadır. Diş dayanıklılığın yanı sıra esneklik de kazandıran bu kanalcıkların içerisinde dentin sıvısı ve odontoblastların sitoplazmik uzantıları yer alır. Dentin, bu yapısal özellikleri ile canlı ve oldukça dinamik bir dokudur (48).

### **2.3.2 Dentin Tipleri**

Dentinogenez, odontoblastların kollajen matriks sentezi ile başlamaktadır. Kollajen matriks sentezi sonrasında mineralizasyon meydana gelmekte ve odontoblastlar hücre uzantılarını geride bırakarak mine-dentin ya da sement-dentin sınırından pulpaya doğru çekilmektedirler (28,49).

Diş gelişimi yönünden incelendiğinde üç tip dentin oluşumu görülür. Bunlar primer dentin, fizyolojik sekonder dentin ve tersiyer dentindir.

Primer dentin, diş erüpsiyonundan önce ektomezenşimal hücrelerden köken alan odontoblastlar tarafından oluşturulur. Büyük oranda sürme döneminden önce oluşan, ancak diş sürmesinden sonra da kök gelişiminin tamamlanmasına kadar yaklaşık 3 yıl boyunca yapımı devam eden orijinal tübüler dentindir (49). Primer dentinin dış tabakası manto dentin olarak adlandırılır ve merkezden uzaktaki dentine göre ortalama % 4 daha az mineralizedir. Manto dentin yeni farklılaşmış odontoblastlar tarafından ilk oluşturulan dentin tabakası olup, yaklaşık olarak 150 µm genişliğindedir. Bu hücreler tam olarak farklılaşmamış olabilirler ya da ideal mineralizasyondan daha az mineralizasyona neden olacak şekilde daha kısa odontoblast uzantılarına sahip olabilirler. Primer dentin yapımı günde ortalama 4 µm kalınlığındadır (35).

Primer dentin yapımının tamamlanmasından sonra, belirgin bir uyaran olmadan; yine primer dentinin yapımından sorumlu odontoblastlar tarafından sentezlenen dentin tabakasına fizyolojik sekonder dentin adı verilir. Fizyolojik sekonder dentin, pulpa-dentin sınırı boyunca günde yaklaşık olarak 0,5 µm kalınlığında üretilir. Sekonder dentin, çok köklü dişlerde pulpa odasının tavanında ve tabanında yan duvarlara göre daha kalındır (28).

Fizyolojik sekonder dentin yapımında kişiler arasında farklılık görülmesine rağmen bu iki tip dentinin tübülleri devamlılık gösterir. Primer ve sekonder dentin arasındaki en büyük farklılık, sekonder dentinin primer dentine göre çok daha yavaş salgılanmasıdır (31). Bununla birlikte, her iki tip dentin de aynı odontoblastlar tarafından oluşturulduğu için, tübüllerin devamlılığı korunmaktadır (31,49). Fizyolojik sekonder dentin; pulpa canlılığını sürdürdüğü sürece pulpa-dentin sınırında, günde yaklaşık olarak 0,5 µm kalınlığında salgılanmaktadır. Pulpa odasının tavanında ve tabanında uzun yıllar süresince çok fazla miktarda sekonder dentin oluşturulması sonucu pulpa odası giderek daralmaktadır (31).

Pulpa dentin bütünlüğünün çürük, atrizyon, abrazyon, erozyon veya restoratif işlemler karşısında göstermiş olduğu lokalize yanıt ise tersiyer dentinin oluşumunu sağlamaktadır. Reparatif ve reaksiyoner tip olmak üzere iki tip tersiyer dentin mevcuttur. Pulpa dentin bütünlüğünde irritasyon oluşturan etken hafif ya da orta şiddette ise primer ve fizyolojik sekonder dentini yapan odontoblastlar hayatta kalarak reaksiyoner tersiyer dentini sentezlerler. Pulpa boynuzlarında, kesilmiş dişlerde, açık kolelerde, dentin kanallarının pulpaya bakan uçları tarafında tamir dentini oluşturur (38).

Reaksiyoner dentin yapım hızı, fizyolojik sekonder dentin yapım hızının üç katıdır. İrritasyon çok şiddetli olduğunda bu odontoblastlar ölür ve pulpadaki farklılaşmamış mezenşimal hücreler yeni sekonder odontoblastlara farklılaşarak reparatif tersiyer dentini yaparlar (50).

Yavaş ilerleyen çürük gibi hafif bir irritasyon sonucunda intertübüler mineral depozisyonu ya da peritübüler dentinin genişlemesi ile oluşan dentine “sklerotik dentin” adı verilmektedir ve primer dentinin bileşiminde değişikliklere sebep olmaktadır. Dentin sklerozu, mine-dentin sınırından pulpaya doğru ilerlemektedir. Sklerotik dentin, tübüllerin kısmen ya da tamamen tıkanması ile karakterizedir. Sklerotik alanlar daha sert, daha az geçirgen ve daha az hassastır ve yabancı maddelerin dentinden pulpaya geçişini azaltmaktadır (28,48).

Mendis ve Darling, atrizyon ve abrazyon sonrası intratübüler dentinde değişime uğramamış dentine göre %20 oranında kalınlaşma tespit etmişlerdir. Reaksiyoner veya reparatif dentin yapımı pulpa dentin bütünlüğünün kendini yenileme özelliğini açıkça ortaya koyan ciddi bir savunma mekanizmasıdır. Lokal tersiyer dentinin yapısı ve bileşenleri, primer ve sekonder dentinden oldukça farklıdır. Tersiyer dentin düzensiz, daha az mineralize ve primer dentinden daha yüksek bir organik içeriğe sahiptir. Sekonder dentin ile tersiyer dentinin birleşim yerindeki dentin tübülleri direkt ilişkide olmayıp bu kesintili yapı yabancı maddelerin pulpaya geçişinde bir bariyer görevi görmektedir. Bu yapı genelde düzensizdir. Dolayısıyla oluşan kanallar primer dentindeki gibi devamlılık göstermez. Bu özellik nedeniyle dentin kanallarındaki sıvı iletimi yavaşlar (51).

Odontoblastların dentin yapısı içerisinde çok farklı yönlere uzantılar yapmasına rağmen tam fonksiyonu hala tam açıklanamamış bir konudur. Ancak primer olarak peritübüler, sekonder ve tersiyer dentin yapımında rol aldığı ileri sürülmektedir (52). Bununla birlikte duyusal iletide de rolü olabileceği düşünülmektedir. Odontoblast tabakanın geçirgen oluşu sıvının dentin tübülleri ve pulpa arasındaki iletimini düzenlediği göz önünde bulundurularak, bu döngünün interodontoblastik birleşim noktaları tarafından yönlendirildiği ileri sürülmüştür. Öte yandan yaralanmaya karşı odontoblastik cevabın mekanizması halen araştırılmakta olan bir konudur.

#### **2.4 Pulpa – Dentin Kompleksi**

Pulpa ve dentin, ortak bir organı oluşturmaktadırlar. Pulpanın esas görevi mineralize dokuların üretilmesidir ve mineralize olmuş dentin ise pulpa dokusunu koruyucu bir

görev üstlenmektedir. Pulpa; hücreler, hücrelerarası esas madde, kan ve lenf damarları, sinir dokusu ve fibriller içeren son derece özelleşmiş ve mezodermden köken alan bir bağ dokusudur (53).

Pulpa-dentin kompleksinin önemli bir bileşeni olan dentin sıvısı, pulpa ile dentinin uzak bölgeleri arasında bir iletişim aracı olarak görev yapmaktadır. Dentin tübüleri içinde yer alan dentin sıvısı, pulpal basınca bağlı olarak dışarı ya da içeri doğru hareketlilik göstermektedir (28). Dentin tübülü uyarının pulpaya ulaşmasını sağlayan bir yoldur. Bu kanallar farklı noktalarda, debris, intratübüler sıkışmalar ve tersiyer dentin oluşumu gibi nedenlerle tıkanabilir. Tüm bunlar pulpadaki sıvının akışını, tübüller boyunca difüzyonunu değiştirir. Yapılan incelemeler daha hassas olan dentinin dış yüzeyinde bulunan tübüllerin daha geniş ve sayıca daha fazla olduğunu göstermiştir. Dış yüzeyde tübüleri açık olmasına rağmen hassas olmayan dişlerde ise daha derinde tersiyer dentin gibi faktörlerin etkisiyle tıkanma belirlenmiştir. Bu durum yaşlı bireylerde daha az dentin hassasiyeti görülmesini açıklamaktadır (52).

Normal şartlarda dentin sıvısının kompozisyonu odontoblastlar tarafından kontrol edilmektedir. Fakat dentinin açığa çıkması ya da diş çürüğü gibi etkenler dentin sıvısının kompozisyonunda değişikliklere yol açabilmektedir. Açığa çıkmış dentinden sızan dentin sıvısı, bol miktarda albumin içermektedir. Dentin sıvısının dışa doğru hareketi, tıkaçlanmış tübüllerde difüzyon yoluyla oluşandan daha çok miktarda mineral iyonlarını tübül duvarlarına taşımaktadır (54).

## **2.5 Dentin Adezyonu**

Kompozit rezinler ile mineye bağlanma kısa sürede rutin bir işlem haline gelmiştir. Ancak her preparasyonun mine seviyesinde olmaması, dentinin açığa çıktığı durumlarda dentine de bağlanma ihtiyacı doğurmuştur. Fakat dentinin kompleks histolojik yapısı ve değişiklik gösteren özellikleri bağlanmanın hem zor hem de daha düşük olmasına neden olmaktadır. Dentin dokusunun kişilere, dişlere ve hatta aynı dişin farklı bölgelerine göre farklı özellikler göstermesi dentine bağlanmayı önemli derecede etkilemektedir.(55)

Dentin yüzeylerini adeziv ajanların bağlanabileceği uygun şekle getirebilmek amacıyla kimyasal, mekanik veya termal yöntemler kullanılabilir. Kimyasal yöntem olarak asit veya şelasyon yapan ajanlar kullanılırken mekanik yöntem olarak air abrazyon ve termal yöntem olarak lazer uygulamaları yapılmaktadır (11).

Yüzey koşulları conditioner kullanılarak değiştirilmiş ve primer uygulanmış dentin yüzeyine hem dentin hem de rezine bağlanabilen bağlayıcı ajanlar uygulanır.

Bağlayıcı ajanlar, BIS-GMA ve TEGDMA gibi düşük viskoziteli hidrofobik monomerlerden oluşur. Primer uygulandıktan sonra oluşan hibrit tabaka, bağlayıcı ajan ile birlikte polimerize olur. Bu nedenle bağlayıcı ajan, hibrit tabakanın polimerizasyonunu sağlayacak yeterli kalınlıkta olmalıdır. Bağlayıcı ajanların intertübüler dentine kenetlenmeleri sonucu, tübüler rezin tagları oluşur. Bağlayıcı ajanın dentin yüzeyine adaptasyonu ve oluşan rezin taglarının uzunluğu, rezinin bağlanma dayanıklılığını önemli ölçüde etkiler. Eğer adaptasyonu tam olan bağlayıcı ajan 10 µm uzunluğunda taglar oluşturabilmişse, 22-35 MPa değerinde klinik olarak kabul edilebilir rezin bağlanma dayanıklılığı elde edilebilir. Resin taglarının dentin tübüllerine adaptasyonu tam değilse, hibrit tabaka ile primer arasında ve kollajen lifler çevresinde, intertübüler dentin geçirgenliğine bağlı olarak nano düzeyde boşluklar oluşur. Hibrit tabakanın poroz bir nitelik alması sonucu, nanoleakage diye tanımlanan ve rezinin bağlanma dayanıklılığının kalitesini de etkileyen sızıntı olayı başlar (56).

Minerin inorganik hidroksiapatit içeriği hacimce % 92 oranında iken dentinde bu oran % 45'tir. Dentin mineye göre daha az, sement ve kemiğe göre ise daha fazla mineralizedir. Dentinin mineral içeriği yaşla birlikte artar. Bu mineral içeriğinin büyük kısmı hidroksi apatit kristalleridir.(12)

Dentin, mineye göre daha esnek bir yapıya sahiptir. Gelen kuvvetler karşısında mineden farklı davranış gösterir. Minedeki kollojen yapı hacimce % 6 iken dentinde %30-40 arasındadır. Minede düzenli biçimde dizilen hidroksiapatit kristalleri de dentinin organik matriksi içinde yer almıştır(12).

Dentinin yapısı mine kadar homojen değildir. Tübüller oldukça düzensizdir. Her tübül peritübüler dentin denilen hipermineralize dentinle çevrelenmiştir. Tübüller arasında intertübüler dentin denilen daha az mineralize dentin yer alır. Tübül sayısı pulpadan uzaklaştıkça azalır. Adeziv sistemler intertübüler dentine daha fazla bağlanmaktadır. Derin dentin yüzeylerinde intertübüler dentin daha az olduğundan bağlanma dayanıklılığı azalmaktadır. Dentinin derinliğine bağlı olarak tübüllerin sayı ve çapları değişiklik gösterdiğinden dentin geçirgenliği lokalizasyona göre çeşitlilik gösterir. Adeziv sistemler intertübüler dentine daha fazla bağlanmaktadır. Ancak derin dentin yüzeylerinde intertübüler dentin daha az oranda bulunduğu için bağlanma dayanıklılığı azalmaktadır. Bu nedenle kavite preparasyonunun derinliği ve pulpal mesafe bağlantıda etkili faktörlerdendir (57).

Dentin pulpal dokularla ilişki içindedir. Pulpadan mine-dentin sınırına uzanan tübüller sıvı içerirler. Odontoblastik yapılarda pulpadan tübülün içine doğru uzanırlar.



Tübüller içindeki sıvı, pulpadan dışa doğru bir basınca sahiptir. Bu intrapulpal basınç 25-30 mmHg olup rezinin penetrasyonu açısından dezavantaj oluşturur. (11). Bu nedenle dentin dokusu her zaman nemlidir. Hidrofobik yapıda rezin bu sıvının varlığından olumsuz etkilenir. Pulpal basınç ve içerideki nem miktarı derin dentinde orta ve yüzeysel dentinden daha fazladır (57). Kollajen liflerin içindeki suyun bir kısmının kaybı kollojen liflerin büzülmesine neden olur, buna karşılık yüksek su konsantrasyonu, kollojen fibrillerde genişleme (çaplarında ve uzunluklarında artma) yapabilmektedir (58).

Preparasyon sırasında açığa çıkan dentin talaşları dentin tübüllerinin ağzını tıkar. Smear tabakası olarak adlandırılan bu tabaka yaklaşık 0,5- 5,0 µm kalınlığındadır. Bu tabaka dentinin geçirgenliğini azaltarak difüzyonu önler. Smear tabakası kan, tükürük, bakteri, hidroksiapatit kristalleri ve denature kollojen fibrillerden oluşan 1-5 µm kalınlığındaki bir tabakadır. Bu tabaka daha çok intertubuler dentin ya da dentin tübüllerinin içinde oluşur ve tıkaç gibi kapatır, dentin lenfinin kaviteye akışını engeller (59). Smear tabakasının dentine bağlanması zayıf olduğu için tercih edilen adeziv sistemin prosedürüne uygun olarak kaldırılır ya da modifiye edilerek adezyon mekanizmasına katılır (59,60).

Sklerotik ya da tamir dentinine bağlanma kuvveti normal dentinden yaklaşık olarak % 30 daha düşüktür. Bunun nedeni tübüllerin mineral tuzlarının çökmesiyle kapanması, dolayısıyla rezin uzantılarının oluşmamasıdır. Her iki tipteki dentin yapısına bağlanma, normal dentin ile kıyaslandığında azalmaktadır. Bunun sebebi sklerotik dentinde demineralizasyon ve remineralizasyon reaksiyonlarından, intertübüler dentinin mineral kaybından dolayı dentinin mikrosertliğinde aşağı yukarı % 50 oranında azalma olmaktadır (59). Sklerotik dentindeki tıkalı dentin tübülleri içerisinde rezin tag oluşumu ve interdiffüzyon zonu oluşturmak güç olmaktadır. Aside dirençli hipermineralize tabakanın varlığı ve hipermineralize tabakanın altında remineralize denature kollojenin varlığı etkin bir şekilde asitlenmesini engeller (60).

Çürükten etkilenmiş dentinde sağlam dentine göre bağlanma dayanımı oldukça düşüktür. Adeziv sistemlerin çürükten etkilenmiş dentinde meydana getirdikleri hibrit tabakası kalındır. Bunu sebebi çürükten etkilenmiş dentinin demineral yapısının asitlenmeye yatkın olmasından kaynaklanır (61). Hibrit tabakasının altında, kollojenden zengin tabaka içinde tamamlanmamış rezin infiltrasyonu görülür, bu tabaka sağlıklı dentinden daha kalındır. Bu düzensiz ve pöroz bölge bağlanma dayanımını azaltır. Çünkü rezin infiltrasyonunun yetersiz olması, sınırlı olarak kalması bağlanmanın zayıf

olmasını sağlar. Genişletilmiş asitleme zamanları çürükten etkilenmiş dentinde bağlanma dayanımını arttırmıştır. Bu nedenle etch-rinse sistemler çürükten etkilenmiş dentine güçlü bir bağlanma gösterirken, self-etch sistemler daha zayıf bağlanma göstermektedirler (62). Çürükten etkilenmiş dentinde bağlanmanın daha zayıf olmasına sebep olan bir diğer konu ortamda bakterinin var olmasıdır. Imizato, self-etch adeziv sistemlerde primerin içeriğine antibakteriyel monomer katılması ile ilgili çalışmasından sonra kavite preperasyonundan hemen sonra, restorasyondan önce kalan (rezidüel) bakterinin elimine edilmesi ve sonuçta sekonder çürüğün önlenmesi konusunda gelişmeler elde etmiştir (63).

## **2.6 Dentin Hassasiyeti**

Dentin hassasiyeti herhangi bir dental defekt veya patoloji ile açıklanamayan tipik olarak kimyasal, ısısız, temas, ozmotik veya buharlaştırıcı uyarana karşı ortama açılmış dentin yüzeylerinden yayılan kısa süreli keskin bir ağrı olarak tanımlanabilir (64). Ağız ortamına açılmış dentin dışındaki herhangi bir diğer dental defekt veya patoloji şekline bağlı ağrı semptomları, dentin hassasiyeti teşhisinde elimine edilmelidir (64,65).

Dental ağrı durumlarının çoğu dentin hassasiyetini taklit eden semptomlar oluşturabilirler. Bu durum aynı ağızda hatta dentin hassasiyeti gösteren aynı dişte bile ortaya çıkabilir. Pulpa irritasyonuna ve sonrasında ağrıya neden olan birçok faktör vardır. Bunlardan herhangi biri yine pulpal inflamasyona neden olabilir. Benzer semptomlar ortaya çıkararak dentin hassasiyeti tanısını zorlaştıran dental patolojiler ise çatlak dişler, kırılmış restorasyonlar, restoratif tedaviler, diş çürükleri, tüberkül kırıkları, sızıntı oluşturan dolgular, okluzal travma, ileri pulpitis evreleri, palatogingival oluklar ve ağız ortamına açık dentine neden olan mine invajinasyonlarıdır (66).

Gelişmiş ülkelerde dentin hassasiyeti artan bir problem haline gelmiştir. İnsanlar kişisel oral hijyen bakımlarına özen göstererek dişlerini ağızlarında uzun süre tutabilmektedir ve bu yüzden dentin hassasiyetiyle karşılaşma riskleri de artmaktadır. Açığa çıkan dentinde başlayan bu ağrı belirtisinin görülme sıklığı yapılan çalışmalarda %4'den %74'e kadar değişiklik göstermiştir (66). Bu geniş aralığın sebebi büyük oranda veri toplama metoduna bağlıdır. Dentin hassasiyeti genç yetişkinlerde en yüksek oranda prevalansa sahip iken artan yaşla birlikte bu prevalans düşmektedir. Bu durum daha çok 20-40'lı yaşlarda daha yaygın görülmektedir. Benzer araştırmalar, vakaların %90'ında hassas olan bölgelerin, dişlerin bukkal veya lingual yüzeylerinin servikal

kenarları olduğunu göstermiştir. Etkilenen dişler ise büyük oranda birinci premolarlardır ve bunu birinci molarlar takip eder (6,66,67).

Çalışmalar daimi veya geçici olarak yapıştırılmış kron veya köprülerde mikrosızıntı olduğunu göstermektedir (68). Simantasyon sonrası vital dişlerin %15'i aşırı hassas hale gelebilmektedir. Klinik çalışmalar kronlanmış vital dişlerin %6'sının 6 yıl içerisinde endodontik tedavi gerektirdiğini ortaya koymaktadır. Bu oran diğer faktörlerin de etkisiyle zaman içinde %15'e kadar çıkabilmektedir. Isı ve basınçta meydana gelen değişikliklerle kesimin miktarı, preparasyon sırasında göz önünde bulundurulması gereken risk faktörleridir. Bir dişin herhangi bir yüzeyindeki açık dentin yüzeyi duyarlı hale gelebilir, ancak daha çok dişlerin bukkal bölgelerinin servikal alanları etkilenmektedir (69).

Çok büyük miktarlarda ortama açılmış dentin yüzeyi bulunsa bile bir diş her zaman hassasiyet göstermeyebilir. Bunda pulpanın dış kaynaklı irritasyonlara karşı kendi savunma cevabı olan doğal hassasiyet giderme mekanizması rol oynayabilir. Tükürükte bulunan mineraller bu mekanizmaya yardımcı olur. iyileşme işleminin nasıl geliştiği halen bilinmemektedir. Dentin tübüllerinin tıkanması; sekonder veya peritübüler dentin yapımıyla, tübül sklerozu oluşumuyla ve dentin yüzeyinde diş taşı oluşumuyla sağlanabilir (70). Smear tabakası dentin sıvısının akışını durduran bir bariyer oluşturarak hassas yüzeylerde 1-2 µm kalınlığında ince bir koruyucu film tabakası oluşturur. Nârhi ve ark. airtör ve dönen el aletleri ile oluşturulan smear tabakasının dentin hassasiyetini azalttığını bildirmişlerdir (71).

### **2.6.1 Dentin Hassasiyetinin Oluşum Mekanizması**

Herhangi bir organizmanın yaşamını sürdürebilmesi, tanıma, tepkime verme ve ortamdaki zararlı değişimlere uyum sağlama gibi özelliklere bağlıdır. Bu temel duyu ve defans fonksiyonu diş pulpası için göz önüne alınabilir. İrritanların bilinçli tanınması canlıya irreversibl etkiler oluşmadan problemi düzeltmesi şansını verir. Bu tanıma pulpa dentin kompleksinin ağrı reseptörleri aracılığıyla mümkün olmaktadır (53).

Hassas dentin, dokunma veya ısıda meydana gelen normal değişikliklere ağrıyla cevap verir. Bu hassasiyetin ortaya çıkması dentin yüzeyinin ağız ortamıyla temasa geçmesiyle bağlantılıdır. Dentin yüzeyi, mine tabakasının erozyon, atrizyon ve abrazyon gibi çeşitli nedenlerle kaybına veya dişeti çekilmesi ve sement dokusu kaybına bağlı olarak ortaya çıkabilmektedir.

Pulpa dentin kompleksi içerisindeki sinir lifleri büyük periferik sinir sisteminin bir parçasıdır. Diş pulpasında iki tip sinir hücresi (nöron) vardır. Dişler afferent ve post-ganglionik sempatik aksonlar içeren trigeminal sinirin dalları tarafından innerve edilirler. Dişlerin duyuşal innervasyonu ilk olarak koronal odontoblast tabakası, predentin ve dentinin iç tabakalarından başlamaktadır. Morfolojik olarak değişik bölgelerde bulunabilen en az 6 değişik sinir lifinden oluşmaktadır (72,73). Bunlar A-alfa ( $\alpha$ ), A-beta ( $\beta$ ), A-gamma ( $\gamma$ ), A-delta ( $\delta$ ), B ve C lifleridir.

En geniş çaplı olan fibriller A fibriller, en dar çaplı olan fibriller C fibriller, çap genişliği ikisinin ortasında olanlar B fibriller olarak adlandırılır. A fibriller miyelinlidir ve daha geniş çaplı olan A-alfa ve A-beta, ara büyüklükte A-gamma ve daha küçük A-delta fibrillere ayrılır. A-beta, A-gamma fibriller dokunma, basınç ve proprioseptif impulsları 80m/sn. hızla taşır. A-delta fibriller travmatik veya yaralayıcı etkenlerle oluşan ağrı duyusunu (nocipersepsiyon) 12-30 m/sn. hızla taşır. C fibriller miyelinsizdir ve ağrı duyusunu daha yavaş hızda (0,4m/sn.) taşır. Çünkü miyelinleri yoktur ve daha küçük çaplıdır (53).

Diş dokusunun A-delta fibrilleri daha hızlı iletim hızına sahip olduklarından başlangıç ağrı algılamasından sorumludurlar. Devamlı zonklayan ağrının ise daha küçük C fibrilleri aktivitesi sonucu olduğu düşünülmektedir (53).

Dental sinir liflerinin % 25-50'si birçok farklı reseptörler içeren küçük miyelinize A-delta liflerdir. Bu sinir liflerinin çoğu dentini, predentini ve mine altındaki koronal bölgelerdeki odontoblast tabakalarını innerve eder (73). Şiddetli soğuk veya sıcak uyarının, hava ile kurutmanın, sondlamanın ve hidrostatik basıncın intradental A liflerinin aktivasyonuna neden olduğu deney hayvanları üzerinde yapılan çalışmada gösterilmiştir (71). Bu uyarılar dentin tübülleri içerisinde sıvı hareketine neden olmaktadır. Araştırmaların ışığında pulpa sinirlerinin fonksiyonel karakteristikleri hakkında A liflerinin dentin hassasiyetinden sorumlu oldukları söylenebilir.

Byers ve ark. (74) yaptıkları histolojik çalışmada sinir liflerinin pulpadan dentin tübülleri içerisine sadece 100–200  $\mu$ m uzandıklarını göstermişlerdir. Bu sebeple dış kaynaklı uyarılar doğrudan sinir uçlarını etkileyemezler, çünkü dentin tübüllerinin periferik 2/3'ünde hiçbir sinir yapısı bulunmamaktadır. A liflerinin aktivasyonu için dentin tübülleri içerisinde yeterince güçlü sıvı hareketine neden olabilecek ısısal, kimyasal, ozmotik veya mekanik uyarılara gerek vardır. Zayıf olarak lokalize edilebilen donuk bir diş ağrısı C liflerinin aktivasyonu ile ilişkilidir. C lifleri pulpaya tam olarak ulaşmış sıcak veya soğuk ve yine hidrodinamik olarak dentin uyarısı

olmayan histamin ve bradikinin gibi inflamatuvar mediatörler gibi şiddetli dış kaynaklı uyarılara karşı cevap verirler (53,72-74).

Uyarılan sinir uçları nörotransmitter peptitler salgılayarak sinirsel inflamasyonu tetikleyebilmektedir. Dolayısıyla preparasyon sonrası pulpa inflamasyonu ve buna bağlı dentin hassasiyeti ortaya çıkabilmektedir. (53).

Araştırmacılar bu hassasiyeti temelde iki mekanizmayla açıklamaktadırlar. Bunlardan birincisi hidrolik sıvı hareketi, ikincisi ise difüzyondur. Her iki mekanizmanın açıklaması da tübüllere ve bu tübüllerin genişliği prensibine dayanır. Hassas olan dişlerin tübül boyutlarının hassas olmayanlara kıyasla yaklaşık iki kat daha geniş olduğu bulunmuştur. Bu genişlik 40 µm'ye kadar ulaşabilir (75).

Diş preparasyonu sonucunda genellikle mine tabakasının tamamının uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu da binlerce açık dentin tübülünün ortaya çıkması demektir. Karmaşık bir yapıya sahip olan dentin kanalları mekanik, kimyasal ve bakteriyel uyarıları pulpaya iletir. Geçici tıkama sağlayan materyallerin diş yapısına koheziv olarak bağlanmaması nedeniyle kalıcı restorasyona kadar geçen süre içinde gerçek bir koruma sağlanamaz. Bu da her türlü zararlı dış etkiye karşı savunmasız olan dişte dentin hassasiyetinin oluşma mekanizmasını belirlemektedir. Kısa sürede sonlanan, keskin ve nispeten iyi lokalize edilebilen bir ağrı, muhtemelen pulpada A lifleri aktivasyonu ile hissedilmektedir. Bunun gibi ağrılar dentin hassasiyetinin karakteristik semptomudur (76).

## **2.6.2 Dentin Hassasiyet Teorileri**

Isısal, dokunma, ozmotik, kimyasal veya buharlaşma gibi fiziksel ve kimyasal birçok uyarı ortama açılmış dentin üzerine uygulandığında ağrı oluşturur. Uyarının periferik dentinden pulpa dentin sınırındaki duyu reseptörlerine nasıl iletiildiği tartışılmaktadır. Dentin dokusunun hassasiyetini açıklığa kavuşturmak için bugüne kadar üç hipotez destek görmüştür. Araştırmacılar dentinin morfolojik yapısını ve bu yapının pulpa ile ilişkisini inceleyerek çeşitli hassasiyet teorileri geliştirmişlerdir (53,72-76).

### **2.6.2.1 Odontoblast Reseptör Teorisi**

Bunlardan ilki odontoblastik teoridir. Bu teori “dental reseptör mekanizması” olarak da bilinmektedir (53,76). Uyarının dentin tübülleri içerisinde bulunan Schwann kılıfı taşımayan miyelinsiz duyu sinir liflerinin doğrudan uyarılması sonucu oluştuğu düşünülmektedir. Bu teoriye göre odontoblastik uzantılar dentin yüzeyinde açığa

çıkarak nörotransmitterlerin salınımına neden olurlar. Bu araçlar sinir köklerini uyararak hassasiyeti oluşturur. Ancak bu teoriyi destekleyen bir aracı henüz bulunamamıştır.

Odontoblastların mine dentin sınırında dallanmalar yapması mine dentin sınırındaki hassasiyeti açıklayabilir. Ancak Brännström ve Aström yaptıkları çalışmada dentin tabakasını tamamen kaldırılıp yerine kan ve nekrotik maddeler bıraktıklarında bu teorinin aksine dentinin daha da hassasiyet gösterdiğini belirtmişlerdir (77). Yapılan bu çalışmaya göre eğer odontoblast uzantısı iletimde görev alıyor olsaydı dentinin içerisindeki odontoblast uzantıları tamamen ortadan kalkmasıyla dentin duyarlılığının tamamen yok olması gerekirdi.

#### **2.6.2.2 Nöral Teori**

İkincisi nöral teoridir (53,76). Bu düşünce odontoblastik teorinin bir uzantısı gibidir. Dentin kanalları içinde sonlanan sinir uçları dış uyarılarla direk etkileşerek sinir köklerini uyarır. Bu fikir; miyelinsiz sinir uçlarının ve nörojenik polipeptitlerin dentin kanallarının içinde bulunduğunun ortaya çıkarılmasına rağmen hala ispatlanmamış bir teori olarak düşünülmektedir. Histolojik çalışmalar sinir liflerinin mineralize dentin içerisinde sadece 1/3'lük kısmı boyunca uzandığını göstermektedir. Bunun dışında asetil kolin, potasyum klorit ve bradikinin gibi pulpa üzerine uygulandığında ağrıya neden olan maddelerin, açılmış kaviteler üzerine uygulandığında sinir sonlanmalarını etkileyerek ağrıya neden olmaları beklenirken ağrının oluşmaması açık dentin yüzeyinde doğrudan bir sinir sonlanması olmadığını göstergesidir. Açık sinir uçlarına uygulanan lokal anestezipler ağrı iletimini tamamen durdurmaktadır. Halbuki açık dentin yüzeylerine uygulanan lokal anestezipler ağrı oluşumunu durduramamaktadır (78). Bunlar hassasiyet mekanizmasının doğrudan bir sinir sonlanmasına bağlı olmadığını göstermektedirler.

#### **2.6.2.3 Hidrodinamik Teori**

Yaygın olarak kabul gören hidrodinamik teori ilk olarak Brannström ve Aström tarafından tanımlanmıştır (77). Buna göre ısısız, fiziksel veya ozmotik uyarılar nedeniyle dentin kanallarındaki sıvı hareketlerinde değişim gerçekleşmektedir. Bu değişim sinirsel deşarjı oluşturan baroreseptörleri uyarır. Isının dışındaki tüm uyarılar dentin sıvısını dışarıya doğru hareket ettirirken, ısı ise içeriye doğru hareket ettirir. Hava püskürtülmesi şeklindeki uyarı dentinde buharlaşmaya neden olur. Dentinde sıvı

kaybını telafi etmek için kapiller atraksiyon kuvvetleri harekete geçerek dentin sıvısını dışarı doğru hareket ettirirler. Ağrı oluşturan uyarı, dentin tübülleri geniş olduğu zaman dentin yüzeyinden iletmeye daha yatkındır. Açık ve geniş dentin tübüllerinin varlığı dentinin sıvı geçirgenliğini artırır ve uyarı iletiminin de artmasıyla ağrı cevabı oluşur. Hassasiyet gösteren dişlerin dentin tübüllerinin, hassasiyet göstermeyen dişlere göre 2 kat daha geniş oldukları bildirilmiştir (5). Bu teori, pulpa boşluğundan, oral kaviteye kadar uzanan içi sıvı dolu dentin kanallarının varlığı temel alınarak geliştirilmiştir.

Araştırmacılar, dentine bağlı ağrı şikayetinin, hidrodinamik mekanizmadan kaynaklandığı hipotezinde birleşmektedirler (53,64,66,69,72-75).

### **2.6.3 Dentin Hassasiyetinin Tedavisi**

Dentin hassasiyetinin tedavisinde birçok yaklaşım bulunmaktadır. Bunun nedeni hassasiyetin gerçek etki mekanizmasının tam olarak bilinmemesidir. Ancak tedaviler, hassasiyetin kaynağı göz önüne alınarak planlanabilir. Buna bağlı olarak dentin hassasiyetinin tedavisinde, dentin tübüllerini tıkamak ya da odontoblastik hücrelerin potansiyel sinir hareketlerini deprese etmek amaçlanmaktadır.

Dentin hassasiyetinin tedavisinde evde tedavi ve dental klinikte tedavi olmak üzere iki yöntem uygulanabilir. Evde yapılan tedaviler genellikle kendiliğinden ortaya çıkan ve birden fazla dişi etkileyen hassasiyet durumlarında, kolay uygulanabilen ucuz yöntemlerdir. Klinikte uygulananlar ise daha karmaşık olup bir veya birkaç dişle sınırlanmış olan hedefe yöneliktir. Tedavi seçenekleri klinik tablonun karmaşıklığına göre seçilebilir (64).

#### **2.6.3.1 Evde Tedavi**

Günümüzde dentin hassasiyetini gidermek için evde kullanılan ürünler; potasyum tuzları, stronsiyum tuzları, kalay florid ve florid tuzları, aliminyum laktat, sodyum monoflorofosfat gibi dentin hassasiyet giderici ajanlar içeren diş macunları, ağız gargaraları veya bu gargaraların jel formları ve bu gibi içerikler kazandırılmış sakızlardır. Bu ajanların, hem dentin tübüllerini tıkayıp nöral stimulusu bloke ederek hem de nöral cevabı engelleyerek dentin hassasiyeti semptomlarını azalttığı bildirilmektedir (79).

### **2.6.3.1.1 Hassasiyet Giderici Diş Macunları**

En yaygın kullanılan ajanlardır. İçerdiği stronsiyum tuzları ve floritlerle dentin tübüllerini tıkayarak veya formaldehit benzeri yapıları yıkarak fonksiyon görmekteyken. Günümüzde çoğu hassasiyet giderici diş macunu potasyum nitrat, potasyum klorit veya potasyum sitrat gibi tuzlar içermektedir. Bu tuzlar dentin tübülleri boyunca yerleşerek interdental sinirlerin membran potansiyelini etkiler ve sinirsel iletimi yavaşlatırlar. Kaufman ve arkadaşları sodyum florit (NaF) ve kalsiyum fosfat (CaPO<sub>4</sub>) içeren remineralize diş macunlarının da hassasiyeti önlediğini rapor etmişlerdir (80).

### **2.6.3.1.2 Ağız Gargaraları ve Sakızlar**

Potasyum nitrat (KNO<sub>3</sub>), sodyum florit (NaF), potasyum sitrat veya florit karışımları içeren ağız gargaralarının dentin hassasiyetini önlediği gösterilmiştir (81,87). Bir başka çalışmada potasyum klorit (KCl) içeren sakızların da hassasiyeti belirgin oranda azalttığı görülmüştür (82).

### **2.6.3.2 Klinikte Tedavi**

Muayenehane şartlarında profesyonel uygulamalarla yapılmaktadır. Muayenehanede yapılan dentin hassasiyeti tedavileri: polimerize olmayan cilalar, presipitanlar ve primerlerin uygulanması, polimerize olan rezin ve simanların uygulanması, iyonoforez ve lazerin uygulanması şeklindedir. Bu ajanların klinik kullanımları; hassasiyetin şiddeti, etkilenen diş sayısı, diş yapısı kaybının derecesi ve gereken tedavi süresine bağlı olarak değişmektedir.

Hassas dişlerdeki açık dentin tübülü sayısının hassas olmayan dişlere oranla belirgin bir artış gösterdiği bilinmektedir (83). Bu da sıvının tübüller içerisinde daha kolay ve serbestçe hareket etmesini sağlamaktadır. Hidrodinamik teori uyarınca dentin tübüllerindeki hızlı bir sıvı hareketinin interdental duyu liflerinin uyarılacağı fizyolojik veriler ışığında düşünüldüğünde tedavinin bu tübülleri tıkamayı hedef alması gerektiği ortaya çıkmaktadır.

Hassasiyet giderici yöntemlerin uygulanmasında birtakım seçim kriterleri göz önünde bulundurulmalıdır (84). Bunlar;

- 1- Bir ajan uygulama sırasında ve sonrasında pulpayı irrite etmemelidir.
- 2- Hızlı olarak uygulanabilmeli ve uygulaması kolay olmalıdır.
- 3- Hassasiyet giderici etkisini en kısa sürede göstermeli ve bu etki kalıcı olmalıdır.



- 4- Hassasiyet giderici ajan uygulaması hastalar tarafından iyi tolere edilmelidir ve ağrıya neden olmamalıdır.
- 5- Uygulanan dişte herhangi bir renklenmeye neden olmamalıdır.

#### **2.6.3.2.1 Kavite Cilaları:**

Dentin tübüllerini ince bir tabaka şeklinde kaplayarak fonksiyon görürler. Ancak bu yöntemin etkisi geçicidir (85). Sürenin uzaması için florit içeren cilalar önerilebilir.

#### **2.6.3.2.2 Potasyum Nitrat**

Potasyum tuzlarının dentin hassasiyeti tedavisinde klinik olarak etkili olduğu bildirilmiştir. Hodosh % 1-15 doygunluktaki potasyum nitrat (KNO<sub>3</sub>) solüsyonlarının topikal uygulamasının dentin hassasiyeti semptomlarını azaltmada etkili olduğunu bulmuştur (86). Potasyum iyonları yüksek oranda çözünürlüğe sahiptirler ve vücut sıcaklığında bütün potasyum tuzları çözünebilirler. Bundan dolayı potasyum tuzları dentin tübülleri içerisine çökelemezler. Bu durumda potasyum nitrat dentinin hidrolik iletkenliğini azaltmamaktadır. Potasyum iyonlarının hassasiyet giderme etkinliklerinin doğrudan intradental sinirlerin aktivasyonunu inhibe edilmesi sonucu olduğu bildirilmiştir (87).

#### **2.6.3.2.3 Kortikosteroidler**

Misteller yaptığı bir çalışmada % 1'lik prednizolu; % 25 paraklorofenol, % 25 m-kresil asetat ve % 50 kafur yapıştırıcısı ile kombine etmiş ve kavite duvarlarına uygulamıştır. Bu çalışma sonucunda postoperatif ısıl hassasiyeti tamamen engellediğini bildirmiştir (88). Bazı klinik çalışmalarda ise dentin hassasiyetinin tedavisinde kortikosteroidlerin klinik olarak kullanışlı olmadığı bildirilmiştir (89).

#### **2.6.3.2.4 Kalsiyum Bileşikleri**

##### **a- Kalsiyum Hidroksit**

Ca(OH)<sup>2</sup> Uzun yıllar boyunca hassasiyet tedavisinde kullanılmıştır. Brännström TEM kullanarak yaptığı incelemede kalsiyum hidroksit yapının kanalları tıkadığını, ancak derinliğin 0,1 mm civarında olduğunu bulmuştur (70). Mekanizması tam olarak çözülememiş olsa da kalsiyum hidroksitin peritübüler dentin yapımını sağladığı ve dentin tübüllerini tıkadığı anlaşılmaktadır.

### **b- Kalsiyum Fosfat:**

Kalsiyum fosfatın ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) dentin hassasiyetini etkili bir şekilde azalttığı bildirilmiştir (90). Kalsiyum fosfat yüzeyde bulunan açık dentin tübüllerinin çevresinde birikir dentin tübüllerinin ağzını kapatır ve dentin tübüllerinin geçirgenliğini azaltır. Yapılan çalışmalar bu bileşiğin hassasiyeti önlemede etkili, ancak kalıcılığının yetersiz olduğunu bildirilmektedir (91).

### **2.6.3.2.5 Florit Bileşikleri:**

#### **a- Sodyum Florit ( $\text{NaF}_2$ )**

Hassasiyet giderici olarak kullanılması ilk kez Lukomsky tarafından önerilmiştir(92). Tal ve ark. (93) dentine sodyum florid uygulamasının dentin sıvısını kalsiyum ve fosfat iyonlarına doyurarak kalsiyum florid kristallerinin çökelti oluşturmasıyla dentin tübüllerinin mekanik olarak tıkanıldığını veya tübüllerin içerisindeki floridin uyarı iletimini durdurduğunu bildirmektedirler. Bu fikirden yola çıkılarak daha sonra NaF, kil ve gliserinli patlar yapılmış ve açık kök yüzeylerine ovalama (burnishing) yöntemiyle uygulanmıştır. Bu yöntemle hassasiyetin belirgin olarak ortadan kalktığı gözlenmiştir. Ancak elde edilen başarının uygulama sırasındaki aşınmalarda ortaya çıkan smear tabakaya bağlı olduğu da düşünülebilir.

#### **b- Kalay Florit ( $\text{SnF}_2$ )**

Blank ve Charbeneau %10'luk kalay floritin hassas kök yüzeylerine uygulanmasını önermişlerdir (94). Bunu takiben Ellingsen ve Rolla elektron mikroskopta yaptıkları incelemede ince dairesel yapıda florit içeren bileşiklerin dentin tübüllerini tıkadığını rapor etmişlerdir (95).

### **2.6.3.2.6 Stronsiyum Klorid ( $\text{SrCl}_2$ )**

Stronsiyumun kalsifiye dokular tarafından kuvvetli bir şekilde absorbe edildiği bilinmektedir. Konsantre stronsiyum kloridin ( $\text{SrCl}_2$ ) aşınmış dentin yüzeyine topikal olarak uygulandığında, dentinde neredeyse 20  $\mu\text{m}$ 'lik derinliklere ulaşabilen ve dentin tübülleri içerisine uzanan bir stronsiyum tortu tabakasının oluştuğu bildirilmiştir. Stronsiyumun dentindeki kalsiyum ile yer değiştirmesiyle dentinde tekrar kristalleşerek stronsiyum apatit kompleksinden meydana gelen bir tortu tabakası oluşur (96). Gedalia ve ark. (97) topikal olarak % 2'lik sodyum florid uygulamasından sonra % 10'luk stronsiyum klorid uygulamasının sadece sodyum florid uygulamasına göre hassasiyeti

azaltmada çok daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Stronsiyum kloride batırılmış dentin örneklerinin radyoopasitelerinin kontrol grubuna göre belirgin bir şekilde arttığını ve stronsiyumun diş yapıları içerisine bağlandığını bildirmişlerdir.

#### **2.6.3.2.7 Oksalat Bileşikleri:**

##### **a- Potasyum Oksalat**

Potasyum oksalat ( $K_2C_2O_4 \cdot H_2O$ ) dentin yüzeyine uygulandığında dentindeki kalsiyumla reaksiyona girerek dentin tübüllerini tıkayan çözünmeyen kristaller oluştururlar. Greenhill ve Pashley %30'luk potasyum oksalatın dentin geçirgenliğini %98 azalttığını bulmuşlardır (98). Araştırmayı takip eden dönemde birçok oksalatlı bileşik hassasiyet tedavisinde denenmiştir. %6'lık ferrik oksalat, %30'luk dipotasyum oksalat ve %3'lük monohidrojen-monopotasyum oksalat bunların arasında en yaygın kullanılanlardır.

Önal ve ark. (99) potasyum oksalat içeren dentin hassasiyet giderici ajan BisBlock'un dentin üzerine etkilerini inceledikleri araştırmalarında; SEM'de dentin kanallarının ağızlarının kristal yapılar ile tıkalı olduğunu ve bu kristalize yapıların dentin kanalları boyunca da devam ettiklerini bildirmişlerdir.

##### **b- Ferrik Oksalat**

Ferrik oksalatın iyi tübül tıkama kabiliyetinin yanında klinik olarak iyi bir hassasiyet giderme etkisine sahip olduğu bildirilmiştir. Sonuçlar ferrik oksalatın ( $Fe_2(C_2O_4)_3 \cdot 5H_2O$ ) kristale benzer yapılar oluşturarak neredeyse tüm tübüllerin ağzını tıkadığını ve potasyum oksalata göre daha yüksek bir oranda dentin tübüllerini tıkama yeteneğine sahip olduğunu göstermiştir (100).

#### **2.6.3.2.8 Gluteraldehit ve Formaldehit**

Gluteraldehit ( $C_5H_8O_2$ ) ve formaldehitin ( $CH_2O$ ) tükürük proteinlerini dentin tübüllerini içerisine çökeltme kabiliyetlerinden dolayı dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılabileceği düşünülmektedir (6). Gluteraldehitin dentin hassasiyeti semptomlarını azaltmada etkin olduğu bildirilmiştir. Ancak formaldehit dentin hassasiyetini tedavisinde çok az veya hiçbir etki gösterememiştir (101).

#### **2.6.3.2.9 Gümüş Nitrat**

Gümüş nitrat ( $AgNO_3$ ) günümüzde çok nadir olarak kullanılsa da dentin hassasiyet giderici olarak geçmişte kullanılmıştır. Etkinliğini odontoblast uzantıları üzerine protein

çökelterek dentin tübüllerini kısmi olarak tıkayarak göstermektedir. Greenhill ve Pashley (98) yaptıkları çalışmada, amonyaklı ve formalinli gümüş nitratin % 47.4-59.2 oranında dentinin sıvı iletkenliğini azalttığını bulmuşlardır. Yüzeyleri boyayan gümüş nitratin pulpa ve diş etine zarar verdiği bildirilmiştir. Gümüş tuzları dentinden pulpaya geçerek minör pulpa inflamasyonuna neden olabilmektedirler (102).

#### **2.6.3.2.10 Florid iyontoforezi**

İyontoforez, düşük amperli elektrik akımından yararlanılarak iyonların doku içerisine girmelerini sağlar. İyontoforez ile dentin tübüllerinde florid iyon konsantrasyonu artırılmaktadır. Bu artmış konsantrasyon, kalsiyum floridin çökeltmekle odontoblastik uzantıların parastezisini ve sekonder dentin oluşumunu sağlayarak, uyarıların hidrodinamik mekanizmayla ağrı oluşturmasını engeller (103).

#### **2.6.3.2.11 Rezinler**

Rezin içerikli hassasiyet giderici ajanların ve dental adezivlerin dentin hassasiyet giderici olarak uygulanmalarındaki amaç dentin tübüllerinin ağızlarının örtülmesiyle pulpaya dentin tübülleri boyunca ulaşabilen ve ağrı ortaya çıkarabilecek uyarıların iletilmelerini engellemektir (96).

Topikal olarak uygulanan çoğu hassasiyet giderici ajan dentin yüzeyine bağlanma sağlamadığı için etkileri geçicidir. Brännström ve ark. (70) rezin impregnasyonu ile dentin hassasiyetini azaltmayı planlamışlardır. Bowen ve Cobb (104) yaptıkları çalışmada çok aşamalı dentin bağlayıcı sistem kullanmışlardır ve ortaya çıkan dentin geçirgenliğinin smear tabakasıyla oluşandan daha az olduğunu bulmuşlardır. Daha sonra Pashley ve ark. (105) yaptıkları benzer çalışmalarda çok aşamalı dentin bonding ajanı kullanarak dentin tübüllerini tıkayabileceklerini ve bu yolla geçirgenliği azaltabileceklerini rapor etmişlerdir.

#### **2.6.2.12 Lazerler**

Nd:YAG lazer diş hekimliğinde kullanım için tasarlanmış ilk lazer cihazıdır ve en yaygın kullanılan lazerler arasında yer almaktadır(106). Aktif madde olarak Neodimiyum ile kaplanmış Yttriyum-Alüminyum-Garnet kristali kullanılmaktadır. Işık aktarımı fiber optik kablo aracılığıyla, sebest atımlı iletim modunda ve genellikle dokulara temas edilerek yapılmaktadır (107).

Nd:YAG lazer elektromanyetik spektrumun infrared bölümde yer alan, 1064 nm dalga boyunda bir kristal lazerdir. Suda ve hidroksiapatitte iyi absorbe olamamaktadır. Dolayısıyla bu lazer ışını diş sert dokuları tarafından iyi absorbe edilememekte ve uygulandığı dokudan daha derin tabakalara kadar penetre olmaktadır. Sonuçta foton enerjisi ısı enerjisine dönüşmektedir. Bu sistem farklı lazer tiplerinde farklı sonuçlar meydana getirmektedir. Örneğin Er:YAG lazer oluşan mikropatlamalarla dokuyu uzaklaştırırken, Nd:YAG lazer temel olarak hedef dokuyu ısıtmaktadır. Bu lazer ışınının en temel avantajı bakterisidal bir etki oluşturmastır. Suda iyi absorbe edilmemesine karşın pigmente dokular tarafından iyi absorbe edilmektedir. Nd:YAG lazer uygulama moduna bağlı olarak oral dokularda 4 mm' ye kadar penetre olabilmektedir (108). Nd:YAG lazer dokuya uygulandığında enerjisinin yaklaşık % 90' ını suyun içerisinde kaybetmektedir. Çoğunlukla organik dokularda daha fazla absorbe edilmekte ve penetrasyon derinliği dokunun tipine göre değişmektedir (109).

Nd:YAG lazerin etki mekanizması, anlık termal değişimlerin sebep olduğu mikroskobik patlamalardır. Nd:YAG lazeler komşu diş dokularında herhangi bir etki oluşturmaksızın diş yapılarında selektif olarak ablasyon oluşturabilmektedir. Nd:YAG lazer uygulanan dentin yüzeyinde geçirgen olan dentin tübüllerinin ağızları kapanmaktadır. Nd:YAG lazer ve CO2 lazer uygulamaları sırasında, dentin eriyip dentin tübüllerinin ağzını tıkamaktadır. Sonucunda dentin geçirgenliği azalarak hassasiyet giderme etkisi ortaya çıkmaktadır (110). Ayrıca yüzeydeki mikroorganizmalar ve organik debris uzaklaştırılmaktadır. Dentin yüzeyinde organik yapı azalırken inorganik yapı artmaktadır. Nd:YAG lazerin mine ve dentin yüzeyinde kırıklar ve erime alanları oluşturduğu, yüzeyde yanma alanları meydana getirdiğini bildiren çalışmalar bulunmaktadır (111).

Kaviteye Nd:YAG lazer uygulanması sonucu mikrosızıntının azaldığı gösterilmiştir. Uygun enerji seviyelerinde kullanıldığı takdirde adeziv restorasyonlar için elverişli bir yüzey elde edilebileceği öne sürülmektedir (112).

## **2.7 Rezin Esaslı Simanlar**

Rezin esaslı yapıştırma simanları içeriğinde belli oranda rezin içeren kimyasal bileşiklerdir. 1973 yılında ilk kez Rochette tarafından kullanımı önerilen rezin simanlar, doldurulmuş BIS-GMA rezin ve diğer metakrilat türevleridir (113). Genellikle organik polimer bir matriks içerisinde inorganik kısım (doldurucular), bağlantı ajanı, çözücüler,

reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve pigmentler içerirler. Rezin simanlar Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA yapısındaki organik rezin matriksin çeşitli boyut ve şekildeki kuartz (kristalin silika), borsilikat camı, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, itterbiyum ve çinko gibi inorganik doldurucular ile güçlendirilmesinden oluşur (11,114).

Rezin simanlar kompozit restoratif rezine ve silan uygulanmış porselene kimyasal olarak bağlanabilirler. Ayrıca kumlanmış metal alaşımlarla da kuvvetli bağlantı oluştururlar (113,115).

Rezin esaslı simanlar, kompozit rezin restoratif maddeler gibi pulpayı irite eder. Dolayısıyla, dentine bağlanmayı gerektiren indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanıldığında, kalsiyum hidroksit veya cam iyonomer siman kavite örtücüler ile pulpanın korunması gerekir. Fakat bağlanma mine seviyesinde ve kalan dentin kalınlığı yeterli ise monomerin iritan özelliği önemli değildir (113).

Farklı substratlara bağlanabilen, dayanıklılığı yüksek ve çözünürlüğü düşük rezin simanlar, rezin kompozit/seramik/fiberle kuvvetlendirilmiş kompozit inley, onley, lamina, kron ve köprülerin simantasyonunda başarıyla kullanılırlar (113,115,116).

Rezin simanlar optimum renk karakteristiklerine ve yüksek dayanıklılığa sahiptir. Termal genleşme katsayısı uyumsuzluğuna bağlı kenar sızıntısı, polimerizasyon büzülmesi ve postoperatif hassasiyete neden olması ise önemli dezavantajlarıdır. Günümüzde geleneksel simanların çözünürlük ve adezyon eksikliği gibi dezavantajlarından dolayı kompozit ve seramik esaslı estetik restorasyonların yapıştırılmasında bu simanlar yerine bağlantı ajanlarıyla birlikte rezin simanlar kullanılmaktadır (113,114).

Rezin simanların manüplasyonlarının güç oluşu kullanımlarını sınırlayabilmektedir. Ancak manüplasyon tekniklerini zorlaştıran adeziv uygulamalarının tutuculuğu arttırmakta ve mikrosızıntıyı azalttığı bildirilmektedir (117).

Simanın diş yüzeyine bağlanabilmesi için yüzeyin pürüzlendirilip ıslatılması ve bağlantı ajanının uygulanması gereklidir. Diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi için genellikle %37 ortofosforik asit, %10 maleik asit, %2.5 nitrik asit ya da %6 sitrik asit kullanılır (11,27). Diş dokularının pürüzlendirilmesini takiben adezyonu artırıcı "primer" ajanı uygulanır. Aseton ya da etanol gibi çözücülerde veya suda çözülmüş hidrofilik özellikteki bu ajanlar, asit uygulamasını takiben desteğini kaybeden kollojen ağ yapısının ıslanmasını sağlar. Primerlerin hidrofobik metakrilat grubu rezine bağlanırken reaktif hidrofilik grubu diş dokularına bağlantıyı sağlar (118). Rezin

simanların bağlantısı için daha sonra adeziv rezinin uygulanmasına geçilir. Adeziv rezinler çoğunlukla BIS-GMA ve UDMA içerirler. TEG-DMA ve HEMA gibi hidrofilik monomerlerle seyreltilerek viskoziteleri azaltılabilir. Adeziv bağlayıcı ajanlar, primerlerin metakrilat gruplarına bağlanarak dentin tübülleri içinde rezin uzantılarının oluşmasını sağlarlar. Böylece rezinin dentinin kollajen yapısına penetre olduğu hibrid tabakası oluşur (11,27,118).

Rezin esaslı yapıştırıcı simanların kullanımı son yıllarda oldukça artmıştır (119). Bu simanlar; rezin modifiye cam iyonomer, poliasit modifiye kompozit rezin ve kompozit rezin olarak sınıflandırılabilir.

Rezin esaslı yapıştırıcı simanlar 3 grup altında toplanabilir. Bunlar;

- 1- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
- 2- Poliasit modifiye rezin simanlar (kompomer)
- 3- Kompozit rezin simanlar

### **2.7.1 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar**

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanın likidine suda çözünebilen rezin monomerlerin ilavesi ile elde edilirler. Bu şekilde cam iyonomerlerin neme hassasiyetinin azaltılması ve dayanıklılığının artırılması hedeflenmiştir. Bu dezavantajları gidermek için içeriklerine belli oranlarda hidroksietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol glisidil dimetakrilat (bis-GMA) gibi rezinler ilave edilmiştir (120).

Bu siman metal poliakrilat tuzu ve polimerinin karışımı ile meydana gelmektedir. Floroaluminosilikat cam tozu ve metakrilat grubu ile modifiye edilmiş polialkenik asitin asit-baz reaksiyonuna girmesiyle oluşur. Metakrilat gruplarının polimerizasyonu ışınla veya kimyasal olarak sağlanır (121).

Kimyasından dolayı bu simanlara rezin-modifiye veya hibrid cam iyonomerler denilmektedir (113). Rezin iyonomerlerin en önemli dezavantajı poly-HEMA'nın hidrofilik yapısından dolayı artan su emilimi, artan plastisitesi ve hidroskopik genişmesidir.

Rezin modifiye cam iyonomer yapıştırma simanlarının en önemli tercih edilme nedenleri, geleneksel cam iyonomer yapıştırma simanlarına göre daha az hassasiyet oluşturmaları, mekanik dirençlerinin yüksekliği ve suda çözünürlüklerinin azlığıdır. Likit kısmında bulunan serbest monomerlerden dolayı rezin iyonomerlerde biyouyumluluk sorunludur. Dimetakrilat bazı kişilerde alerjik reaksiyonlar gösterebilir,

bu nedenle dikkatli karıştırılmalıdır (121). Toz - likit veya kapsül formunda kullanıma sunulmuştur (122).

### **2.7.2 Poliasit Modifiye Kompozit Rezin Simanlar (Kompomer)**

Kompomerler olarak da adlandırılan bu simanlar, yapıları ve fiziksel özellikleri açısından cam iyonomer simanlardan çok rezin simanlara benzer özellikler gösterirler. Cam iyonomer ve kompozit rezin esaslı simanların flor salınımı ve artan fizikokimyasal dayanıklılığı gibi üstün özelliklerini bir araya toplamak için geliştirilmiş bir siman türüdür. Cam iyonomer simanların flor iyonu salınımı ve diş dokularına adezyonları gibi avantajlarıyla, dental kompozitlerin gelişmiş fiziksel özelliklerini birleştiren poliasitle modifiye kompozit rezin simanlar 1990'lı yıllardan itibaren diş hekimliğinde kullanılmaktadır (113-115,117).

Poliasit modifiye kompozit rezin simanlar temel olarak rezin matriks (ürethan dimetakrilat (UDMA), hidrosimetilmetakrilat (HEMA) ve tetrakarboksil bütan (TCB) ) ve hem kompozit rezinin polimerize olabilir gruplarını hem de cam iyonomer simanın asidik gruplarını içeren, asidik polimerize olabilir monomer içerirler. Bunlara ilaveten yapılarında ağırlıkça % 72 oranında flor içeren floroalüminosilikat cam doldurucu partikülleri, reaksiyon başlatıcılar (initiatörler), stabilizatörler ve pigmentler bulunur. (123).

İlk sertleşme reaksiyonu metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlar. Asidik monomer matriks içerisindeki diğer monomerlerle birleşerek asidik polimerleri oluşturur. Ardından asidin cama etkisi ile metal iyonları salınır ve bu iyonlar asit grupları ile çapraz bağlar oluşturur (118).

### **2.7.3 Kompozit Rezin Simanlar**

Kompozit, terim olarak birbiri içinde çözünmeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı iki ya da daha fazla materyalin birleşimi olarak tanımlanabilir (11,38). Kompozit malzeme oluştururken amaç, kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri yapıya kazandırmaktır.

Kompozit rezin simanlar üç ayrı fazdan oluşurlar (38).

- 1- Organik polimer faz (matriks, continuous phase)
- 2- İnorganik faz (doldurucu partikül içeren dağılan faz, dispersed phase)
- 3- Ara faz (bağlayıcı ajan, silane coupling agent)



### **Organik polimer faz (continuous phase)**

Matriks faz, esas olarak yüksek moleküllü monomerlerin, viskoziteyi kontrol eden düşük moleküllü monomerler ile karışımından oluşur. Bunlara ilaveten, kimyasal başlatıcılar veya ışık-aktivatörler ve yeterli kullanma zamanı sağlayan engelleyiciler gibi maddeler bulunur.

Kompozit rezin materyal, yüksek moleküllü monomer yapılarına bağlı olarak;

Rezin materyal, yüksek moleküllü monomer yapılarına bağlı olarak üç gruba ayrılır:

1. Bisfenolglisidimetakrilat rezin (Bis-GMA)
2. Ürethandimetakrilat rezin (UDMA)
3. Trietilenglikoldimetakrilat rezin (TEGDMA) gibi farklı türlerde yapay reçineler organik fazı oluşturur (38).

Matriks faz sıklıkla Bis-GMA'dan oluşur. Son yıllarda ise, iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan ürethan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmaktadır. Ancak aşırı derecede visköz olan Bis-GMA ve UDMA oligomerlerini dengelemek için matrikse 1974 yılında Foster ve Walker' in geliştirdiği daha düşük viskoziteli rezin olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir. Yine 2 hidroksi etil metakrilat (HEMA) da viskoziteyi azaltmak ve dentine bağlanmayı arttırmak amacı ile yapıya eklenmiştir (11).

### **İnorganik faz ( doldurucu partikül içeren dağılmış faz, dispersed phase)**

Polimer matriksin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla matrikse eklenen çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, ytterbiyum, cam, baryum alüminyum silikat gibi partiküller inorganik doldurucu bileşeni oluşturur (11,124). İnorganik doldurucu miktarı ağırlık olarak %25-75 arasında değişir. Ayrıca kompozitlerin içine eklenen yüksek atom ağırlıklı stronsiyum, baryum, zirkonyum ve ytterbiyum elementleri radyoaktifiteyi sağlar (124). Kompozit rezin yapıştırma simanlarında doldurucu tipi göz önüne alınarak bir sınıflama yapılırsa; makro doldurucu, midi doldurucu (fine particle), mikro doldurucu (micro fine particle) ve hibrit olmak üzere dört ana grup altında toplanır. Makro doldurucu kompozit rezinler, ortalama büyüklüğü 15–35 µm olan doldurucu içerirler. Midi doldurucu kompozit rezinler, ortalama büyüklüğü 0,5–3,0 µm olan partikül içerirler. Mikrodoldurucu kompozit rezinler ise ortalama büyüklüğü 0.01 -0,12 µm olan partikül içerirler. Makrodoldurucu kompozit rezinlere göre mikrodoldurucu kompozit rezinlerin partikül yüzey/hacim oranları daha yüksektir ve karıştırıldıkları monomerlerde kıvamı yoğunlaştırıcı ve

kuvvetlendirici etki oluştururlar. Hibrit kompozit rezin, makro doldurucu, midi (fine particle) doldurucu ve mikro (micro fine) doldurucu kompozit rezin karışımından meydana gelir, ortalama partikül byklg 0.6  $\mu\text{m}$ 'dir. Son yıllarda kullanıma giren nanodoldurucu kompozitler ise sınıflamada yer almıştır. Bu kompozitlerin doldurucu byklg ise 0,005-0,01 arasındadır (124). Doldurucu partiküllerin byklg, şekli ve miktarı rezinlerin fiziksel özelliklerini belirler. Partikül byklg artıkça organik matriks oranı düşer, ısısız genleşma katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır, dayanıklılık artar. Rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenir. Ancak simandaki yüksek doldurucu miktarının bir dezavantajı, akıcılığı azaltarak film kalınlığını arttırmasıdır (11,117,120,124).

#### **Ara faz ( bağlayıcı ajan, silane coupling agent)**

Ara faz, organik ve inorganik fazı birbirine bağlayan fazdır. Bu çift fonksiyonlu bağlayıcı ajan, rezin matriks ve doldurucu arasında güvenilir bir bağlanma sağlar. Bir yüzeyindeki hidroksil grubu ile, doldurucu partikül yüzeyine kimyasal bağlanır; diğer yüzeyindeki fonksiyonel grup ise polimerizasyon sırasında rezin matriks ile kimyasal bağlanma sağlar. Başka bir deyişle, doldurucu partikülleri kimyasal olarak rezin matrikse bağlar (117,124). Silan bağlama ajanları rezin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül ara yüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar ve rezinin znrlg ile su emilimini azaltır (11). Bu silan tabakası, rezin matriksden dolduruculara stresin taşınmasına izin veren ve kompozit rezin materyalin btnlgn sağlayan önemli bir bileşendir. Çiğneme kuvvetine maruz kalan bölgelerde, fonksiyon sonucu oluşan, aşınma ve yorgunluk gibi etkenlerde, matriks ile doldurucu arasındaki kimyasal bağlanma önem kazanır. Matriks ile doldurucu arasındaki kimyasal bağlanmayı güçlendirmek için, kompozit rezin materyalin yapım aşamasında, doldurucu partikül yüzeyleri asit ile przlendirilir ve rezin ile karıştırıldığında güvenilir mikro-mekanik bağlanma oluşur (11,117,120,124).

#### **2.7.3.1 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması**

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu taneciklerin byklgne, bu taneciklerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ya da viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler. Ancak yerleşmiş tek bir sınıflandırma yoktur. Günümüzde geçerliliğini koruyan sınıflandırmalar inorganik doldurucu taneciklerin byklg ve miktarı ile polimerizasyon yöntemlerinin dikkate alındığı sınıflandırmalardır (izelge 2.1) (11).

Çizelge 2.1: Kompozit rezinlerde bulunan inorganik doldurucu taneciklerin büyüklük ve ağırlıkça yüzdelerine göre sınıflandırılması (11).

Kompozit rezin	inorganik doldurucu taneciklerin büyüklüğü (µm)	inorganik doldurucu taneciklerin ağırlıkça yüzdesi (%)
Megafil	50-100	-
Makrofil	10-100	%70-80
Midifil	1-10	%70-80
Minifil	0,1-1	%75-85
Mikrofil	0,01-0,1	%35-60
Hibrit	0,04-1	%75-80
Nanofil	0,005-0,01	-

Kompozit rezinlerin doldurucu taneciklerinde herhangi bir modifikasyon yapılmadığında, homojen kompozitler diye adlandırılırlar. Bazı kompozit rezinler modifiye doldurucular içerirler. Bu tür kompozitlere de heterojen kompozitler denir. Farklı büyüklükteki doldurucu taneciklerin karışımını içeren kompozit rezinlere ise hibrit kompozitler denir.

Kompozit rezin simanlar polimerizasyon mekanizmalarına göre üçe ayrılır(113). Bunlar:

- 1- Kimyasal olarak polimerize olan (self-cure) kompozit rezin simanlar
- 2- Işıkla polimerize olan (light-cure) kompozit rezin simanlar
- 3- Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan (Dual-cure) kompozit rezin simanlar.

#### 2.7.3.1.1 Self-Cure Resin Simanlar

Kimyasal sertleşen tipleri iki pattan oluşur. Bir tüpte benzol peroksit başlatıcı, diğerinde ise tersiyer amin aktivatör bulunur ve karıştırmayı takiben amin benzoil peroksitle reaksiyona girerken serbest radikaller oluşturur. Böylece polimerizasyon başlar (125). Kimyasal sertleşen kompozit rezinlerde zaman içinde renk değiştirmeleri görülmüştür. Bunun sebebi içeriklerindeki aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğrayarak amin renklesmesinin oluşmasıdır. Kimyasal sertleşen kompozit rezin simanların

polimerizasyon büzülmesi ışıkla sertleşen kompozit rezin simanlara oranla daha az olmaktadır. Bunun yanı sıra, karıştırılmaları sırasındaki oksijen teması polimerizasyonlarını yavaşlatıcı etki göstermektedir (38). Self cure rezin simanların yerleştirme ve sertleşme zamanı uzundur, sabit sertleşme zamanına sahiptirler ve metale yüksek bağlanma kuvveti ile tutunma gösterirler (11,124,125).

#### **2.7.3.1.2 Light-Cure Resin Simanlar**

Işıklı sertleşenlerde ise ışığa duyarlı başlatıcılar ve amin aktivatörler içeren tek pasta bulunur ve optimum 468 nm dalga boyundaki ışığa maruz kaldıklarında ışığa duyarlı başlatıcılar amin ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatırlar. Çalışma ve yerleştirme zamanının uzun olması, renk stabilizasyonu açısından diğerklerine göre avantajlıdır. Ancak ışıkla sertleşen kompozit rezin simanın kullanımı metal desteksiz porselenler ve ince inley/onleyleyle sınırlıdır (126). Mevcut rezin simanlar, oksijen varlığında polimerize olamamaktadırlar, bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Polimerize olmayan kısımlar yapışkan, sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpmaktadır. Eğer siman sertleşmeden önce temizlenirse, restorasyon ile diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, postoperatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilmektedir. Bununla birlikte, simanın tamamen sertleşmesine izin verilirse, frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkansızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar (rneğin oxyguard) marjinal bölgeye derhal yerleştirilmelidir (38).

#### **2.7.3.1.3 Dual-Cure Resin Simanlar**

Dual-cure sistemlerde iki sertleşme mekanizması birlikte kullanılır. Dual-cure rezin simanların sertleşme mekanizması self-cure rezin simanlarda olduğu gibi içeriğindeki benzol peroksit ile aromatik tersiyer aminlerin redoks reaksiyonu temelinedir. Işıklı duyarlı kamforokinon içeren pasta/pastaların karıştırılmasından sonra ışıkla aktive olana kadar redoks reaksiyonu ile polimerizasyon geciktirilir. Yavaş ilerleyen amin/peroksit sistem, simanda erken sertleşmeleri engelleyerek restorasyon yerine yerleştirildikten sonra artık simanın uzaklaştırılmasına olanak sağlar. Üretici firmalar dual-cure rezin simanların kimyasal polimerizasyon potansiyelini arttırmak ve çalışma zamanını uzatabilmek için initiator/activator oranını azaltmaktadırlar (127). Dual-cure rezin simanların self-cure modundaki (ışık ile polimerize edilmeden) polimerizasyon

süreleri bu nedenle birbirlerinden farklıdır. Dual-cure rezin simanlar; kullanılan restoratif materyalin renk ve kalınlığı nedeniyle ışık iletiminin yeterli olamayacağı düşünüldeği durumlarda tercih edilmektedir. Uygulanan restorasyon 3 mm'den daha kalın ise yetersiz polimerizasyonu önlemek amacıyla light-cure yerine, dual-cure rezin simanlar tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir. Resin simanlar mekanik özellikleri en yüksek olan siman grubudur. Doldurucu içeriği ağırlığının %50-70'i cam ve silika partiküllerinden oluşur. Dolayısıyla baskı ve gerilme dirençleri çok yüksektir. Çözünürlüğü en düşük olan yapıştırıcı simandır (113,120,124).

## **2.8 Self Adeziv Modifiye Resin Simanlar**

Geleneksel simanların özellikle çözünürlük ve adezyon eksikliği gibi dezavantajlarını gidermek amacıyla kompozit resin simanlar geliştirilmiştir. Fakat karmaşık klinik aşamaları ve manipasyonu ayrıca post-operatif hassasiyet gibi dezavantajları vardır. Diş yüzeyinde hiçbir ön hazırlık gerektirmeyen böylelikle simantasyon işlemini basitleştiren self adeziv resin bazlı simanlar son dönemlerde kullanılmaya başlanmıştır (127,128).

Son yıllarda piyasaya sürülen self-adeziv resin simanların en büyük avantajı resin simanlarının bu dezavantajını ortadan kaldırmak olmuştur. Self-adeziv resin simanlar geleneksel simanların kullanım kolaylığı ile resin simanların üstün mekanik özellikleri, adezyon ve estetik kalitelerini birleştirmeyi amaçlamıştır (127,129).

Bu siman temel olarak inorganik doldurucularla ve diş yapısındaki hidroksiapatitle reaksiyona giren multifonksiyonel fosforik asit metakrilattan oluşan organik bir yapıya sahiptir. Self-adeziv resin simanlar tamamen yeni monomer, doldurucu ve reaksiyon başlatıcı teknoloji ile oluşturulmuştur. Prensip olarak fosforlanmış metakrilatlar self-adezyon meydana getirebilirler. Fosforlanmış metakrilatların asidik yapısı diş yüzeyinin demineralizasyonuna yol açarak simanın diş yüzeyine penetrasyonunu sağlar. Bu moleküller polimerize olunca siman ve diş arasında mikromekanik retansiyon sağlanır. Dental sistemlerde kimyasal polimerizasyon için kullanılan hemen hemen tüm reaksiyonu başlatıcı sistemlerdeki temel aminlerde asidik ortamda uyumsuzluk ortaya çıkar. Hazırlık reaksiyonunda açığa çıkan suyun, simanın nötralizasyonunda önemli bir rol oynadığı pH değerinin 1'den 6' ya yükseltilmesini sağladığı düşünülür. Geniş pH aralığında polimerize olabilme ve nem toleransı da arzu edilen kritik özelliklerdir. Monomer matriksin yüksek derecede çapraz bağlantısı uzun dönem stabilite ve adezyonun uzun sürmesi için çok önemli bir şarttır. Bu amaçlara bu

simanlarda ulaşılmıştır (128). Self-adeziv rezin siman; bazik tuzlarla ve diř apatiti ile fosforik asitle modifiye olan fonksiyonel gruplar yoluyla reaksiyon yapar. Bu aşama hidrofilikliği arttırır ve nem toleransı ile simanın diře adaptasyonunu geliştirir. Diř yzeyindeki kalsiyum iyonları ve self-adeziv simandaki fosforik asit metakrilatları arasında cam iyonomerlerdeki gibi bir kompleks reaksiyonu meydana geldiği dūřn÷lmektedir. Fosforik asidin dentini hafifçe asitlemesi de m÷mk÷nd÷r. N÷tralizasyon sırasında açığa çıkan su simanın diř yzeyini ıslatmasını sağlayabilmektedir. Rezin monomerin smear tabakaya inter dif÷zyonu da bağlanmayı g÷çlendirebilmektedir. Bu varsayımlara dayanarak dentinin asitlendirilmesinden bağlanmayı olumsuz etkileyeceği için self-adeziv rezin simanın kullanımında kaçınılması gerektiği vurgulanmaktadır (129). Simanın hazırlanmasının temelinde fotoaktivasyon veya redox sisteminin başlattığı serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu vardır( 130) .

Bu simanlarda inorganik doldurucu miktarı ağırlıkça %72 civarında olup ve partik÷l b÷y÷kl÷ę÷ 9.5  $\mu\text{m}$ 'ye yakındır. Simanın rengini doldurucu partik÷l÷n rengi belirler ve çeşitli renk seçenekleri mevcuttur (128). Self-adeziv rezin simanların kullanımında; diř dokusunun fosforik asitle p÷r÷zlendirilmemesi, demineralizasyon b÷lgesi ve penetrasyon derinliğinin aynı olmasından dolayı nanoleakage olmaması, smear tabakanın kaldırılmaması, dentin t÷b÷llerinin açılmaması, dentin t÷b÷llerinden sızacak dūřuk molek÷ler ağırlıkta asitlerin olmaması ve tek aşama olması ile çabuk ve kolay uygulama yapılması avantajlarından t÷r÷ post operatif hassasiyet ihtimalinin azalacağı firmalarca bildirilmiştir. Ancak yine de bu konuda uzun d÷nemli klinik takipleri içeren daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır (128,129).

Self adeziv rezin siman, t÷m metal destekli seramik kronlar, veneerler tam seramik kronlar, postlar ve indirekt kompozit restorasyonlarda simantasyon amacıyla kullanılabilir.

Çizelge 2.2: Self-adeziv rezin siman ve diğer rezin simanların uygulama basamakları (128).

**Self-adeziv simanların uygulama basamakları:**

**Diğer kompozit rezin simanların uygulama basamakları:**

<b>1. Geçici artıklarının temizlenmesi</b>	1. Geçici artıklarının temizlenmesi
<b>2. Yıkama</b>	2. Yıkama
<b>3. Kurutma</b>	3. Kurutma
<b>4. Simanın karıştırılması</b>	4. Asitleme
<b>5. Simanın diş ve restorasyon yüzeyine sürülmesi</b>	5. Durulama
<b>6. Restorasyonun yerleştirilmesi</b>	6. Kurutma
<b>7. Artıkların temizlenmesi</b>	7. Primer uygulaması
<b>8. Cila</b>	8. Primerin beklenmesi, kurutulması/ışıkla polimerizasyon
	9. Adeziv ajan uygulaması
	10. Işıkla polimerizasyon
	11. Simanın karıştırılması
	12. Simanın diş ve restorasyon yüzeyine sürülmesi
	13. Restorasyonun yerleştirilmesi
	14. Artıkların temizlenmesi
	15. Cila

## **2.9 Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri**

Uzun dönem klinik takiplerin, zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olduğundan, laboratuvar bağlantı dayanımı testleri dental materyaller ve tekniklerin değerlendirilmesinde geçmişten günümüze sıklıkla kullanılmaktadır (131,132). Bu test yöntemleri:

-Makaslama (*shear*),

-Gerilme (*tensile*),

-Tek düzlem kesme (*single plane shear*),

- Delme kesme (*shear punch*),
- Mikro-makaslama (*micro-shear*),
- Mikro-delme-kesme (*micro-shear punch*),
- Direkt veya oblik gerilme (*oblique-tensile*),
- Mikro gerilme (*micro-tensile*)'dir.

Adeziv restoratif diş hekimliğindeki gelişmeler, diş hekimliği klinik uygulamalarında ciddi değişikliklere sebep olmuştur. Dental adezivlerin mine ve dentine bağlanma dayanımları günümüzde büyük önem ve ilgi oluşturmaktadır. Özellikle adeziv restoratif materyaller için bağlantı dayanımı testleri kullanılmakta ve yüksek bağlanma dayanımlarının daha iyi klinik performans için ölçü olduğuna inanılmaktadır. Bağlantı testleri sonuçlarına göre diş dokuları ve maddelerin birbirlerine olan bağlanma etkinlikleri hakkında değerlendirmeler yapılmaktadır. Bu değerlendirmelerde diş dokusu ve restoratif maddeler arasında kullanılan bağlayıcı ajanların kimyasal, fiziksel, mekanik özellikleri temel belirleyici faktörlerdir.

Diş dokuları ile restoratif materyaller arasındaki bağlanma dayanımını belirlemek için klasik makaslama ve gerilme test metotlarının yanı sıra ortalama 1 mm<sup>2</sup> lik yüzey alanının kullanıldığı mikro test yöntemleri de kullanılmaktadır. Mikro-gerilme ve mikro-makaslama test metotlarında küçük yüzey alanına sahip örneklerin kullanılması sayesinde, adeziv sistem ile diş dokusunun ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımlarının elimine edilebileceği belirtilmiştir (133,134).

Geleneksel bağlanma dayanımı test yöntemlerinde geniş bağlantı yüzeyleri kullanılmakta ve bu örneklerde meydana gelen kopmalar sıklıkla dentinde koheziv olarak meydana gelmektedir. Bu tip bir kopma materyalin adeziv bağlanma dayanımını tam olarak ortaya koymamaktadır(134).

Makaslama streslerinin restoratif materyalin in vivo başarısızlıklarında önemli olduğuna inanılmaktadır(133). Yüklemedeki hassasiyet makaslama tipi testlerde daha fazla önemlidir. Yapıştırma sistemlerinde kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genellikle tabanlı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç yardımı ile kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu yük tespit edilir. Kuvvetin uygulandığı uçlar çeşitlidir. Makaslama kuvvetleri halka, bıçak sırtı veya dikdörtgen tabanlı uçlarla farklı şekillerde uygulanabilir. Makaslama kuvveti uygulanacağı zaman bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar veya halka şeklindeki uçlar tercih edilmelidir, çünkü dikdörtgen tabanlı uçlar desteksiz kuvvet uygularken, bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar örneği yüzeyden



ayırıcı kuvvet uygular. Yüklemedeki konfigürasyonların ortaya konması stres dağılımının tespitine yardımcı olacaktır (134).

Makaslama, gerilme ve mikro-gerilme bağlantı dayanıklılığı testleri sonuçları daha güvenilir olduğu için sık kullanılmaktadır. Yapılan adezyon testlerinin sonucunda gerilim ve makaslama direnci testlerinin sıklıkla kullanılmasına rağmen makaslama testlerinin daha tahmin edilebilir sonuçlar ortaya çıkardığı belirtilmiştir(132). Bununla birlikte, restorasyonların üzerine in vivo olarak uygulanan kuvvetlerin oldukça kompleks yapıda olmaları nedeniyle uygulanan hiçbir yöntem oral çevreyi tam olarak yansıtamamaktadır. Uygulanan tüm deney yöntemlerinde test edilen bütün bağlantı yüzeylerinin her yerde aynı özellikte yani homojen olduğu varsayılır. Ancak bağlantıdaki ana etken olan diş yüzeylerinin homojen olmaması elde edilen sonuçlardaki farklılıkları ortaya çıkarmaktadır. Araştırmacılar diş ile adeziv arasında meydana gelen bağlantı başarısızlıklarını daha benzer bir şekilde yansıtan makaslama direnci testinin kullanımını önermişlerdir(132-135).

Makaslama kuvveti uygulandığında sonuç değerleri etkileyen diğer bir parametre ise yükün uygulanma hızıdır. Kırılgan materyallere yük uygulama hızı, elastik materyallere yük uygulama hızından düşük olmalıdır. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0,5 mm/dak.'dır. Sonuçların yorumlanabilmesi için verilerin stres birimlerine çevrilmeleri (birim bölgeye düşen kuvvet=MPa) gerekmektedir. Bağlantı dayanımı ise uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile pound/inch<sup>2</sup>, kg/cm<sup>2</sup>, MN/m<sup>2</sup> veya N/mm<sup>2</sup> ( Megapaskal, MPa) olarak ifade edilebilir (136).

## **2.10 Scanning Electron Microscope (SEM) Analizi**

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir mikroskobik yüzey inceleme yöntemidir (137). SEM elektron-optik denen bir sistemle çalışır ve yüzeyleri tararken elektron kaynağı kullanır. Elektron mikroskoplarla; yüzbinlerle ifade edilen büyütmelemlere ulaşmak mümkündür. Bu tip mikroskoplarda görüntü elde etmek için elektronlar kullanılır. Elektronlar negatif elektrik yüklü kısa dalga boylu partiküllerdir. Elektronlar havadaki gaz molekülleri tarafından tutuldukları için, ancak birkaç mikron hareket edebilirler. Bu yüzden vakumlu bir tüp içinde elektronların hareket etmesi sağlanır. Elektron Mikroskobunun çalışma prensibi bu vakumlu tüp içinde elektronların yön değiştirmesi esasına dayanır. Örnek yüzeyi primer bir elektron demeti ile taranır. Bu elektronlar diğer tanecikleri uzaklaştırmak için örnekle etkileşime girerler. Bunların arasında görüntü oluşturmak

için sıklıkla kullanılan sekonder elektronlar, kendilerini oluşturan elemente bağlı enerji seviyelerine sahip saçılan elektronlar ve yine element hakkında bilgi içeren X-ışınları vardır. Sekonder elektronlarla görüntü elde edilmesinde sekonder elektron dedektörüne ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak olur. Daha az elektronun dedektöre ulaştığı bölgelerde görüntü karanlıktır. Bu şekilde örnek topografisi hakkında bilgi veren gri tonlu görüntü elde edilir(138).

SEM' de sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü, iletken olan ve olmayan örnek incelenebilir. Her çeşit metaller, tekstiller, fiberler, plastikler polimerler, parçacıklar (kum, çakıl, polen gibi) vs. incelenebilir. İletken olmayan örnekler çok ince (yaklaşık 3 Å/saniye) iletken malzemeyle kaplanarak incelenebilir hale getirilir. Biyolojik örnekler sıvı ihtiva edebilir, bu tür malzemeleri inceleyebilmek için critical point drier sayesinde örneğin yapısı ve şekli bozulmadan kurutularak mikroskopta incelemeye elverişli hale getirilir. Hazırlık basamaklarından geçtikten sonra örnek elektron mikroskopunda incelenmeye hazır hale gelir. İncelenecek materyalin yapısına göre değişmekte olan vakum süresi beklenir; bu süre ortalama 30 dk.' dır. Vakum süresi tamamlandıktan sonra örneğin yüzey şeklinin resmi alınabilir. Örneğin elementel analizini yapmak 3 dk. sürer. Bir örneğin incelenmesi yaklaşık bir saat sürmektedir. Ama bu süre tamamen örneğin yapısına bağlıdır. (139).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Periodontoloji Anabilim Dalı ile Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada; üç adet dual polimerize olan adeziv rezin simanın beş farklı dentin hassasiyet giderici sistemin uygulanması sonrası dentine bağlanma dayanımlarının iki farklı preparasyon derinliğinde nasıl etkilendiğinin araştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmada kullanılan dual polimerize olan rezin simanlar;

- 1- RelyX ARC (3M ESPE, Seefeld/Germany)
- 2- Variolink II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
- 3- Maxcem (Kerr, Orange, California ABD)

Çalışmada kullanılan dentin hassasiyet giderici ajanlar;

- 1- Gluma Desensitizer (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany)
- 2- BisBlock (Bisco, Schamburg, IL, ABD)
- 3- Vivasens (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
- 4- Admira Protect Admira Protect (Voco, Cuxhaven, Germany)
- 5- Nd:YAG lazer (Deka Smarty A10 Calenzano, Italy)

Çizelge 3.1: Çalışmada kullanılan rezin siman ve hassasiyet gidericilerin gruplara göre dağılımı

RelyX ARC		Variolink II		Maxcem	
0,8 mm	1 mm	0,8 mm	1mm	0,8 mm	1 mm
Kontrol		Kontrol		Kontrol	
Gluma		Gluma		Gluma	
Bisblock		Bisblock		Bisblock	
Vivasens		Vivasens		Vivasens	
Admira Protect		Admira protect		Admira protect	
Nd:YAG lazer		Nd:YAG lazer		Nd:YAG lazer	

Çalışmada her simana ait en açık renk tonları seçilmiştir. Kullanılan rezin simanlar ve hassasiyet gidericiler Şekil 3.1-8'de gösterilmiştir. İçerikleri ve üretici firmaları ise Çizelge 3.2 ve Çizelge 3.3'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1: Maxcem Resin Siman



Şekil 3.2: Variolink II Resin Siman



Şekil 3.3: RelyX ARC Resin Siman



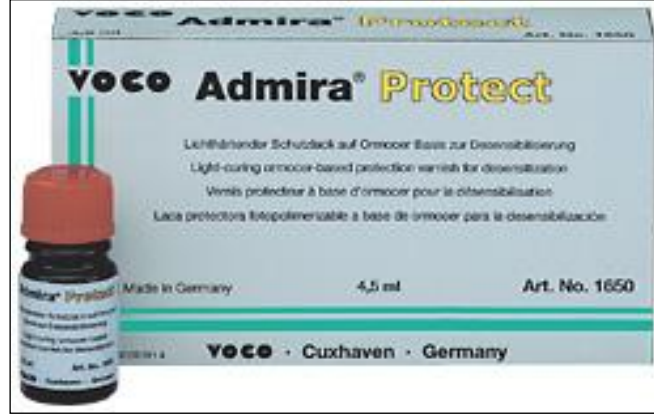
Şekil 3.4: Gluma Hassasiyet Giderici



Şekil 3.5: BisBlock Hassasiyet Giderici



Şekil 3.6: Vivasens Hassasiyet Giderici



Şekil 3.7: Admira Protect Hassasiyet giderici



Şekil 3.8: Nd:YAG lazer cihazı

Çizelge 3.2: Çalışmada kullanılan rezin simanların içerikleri ve üretici firmaları

<b>Rezin Simanlar</b>	<b>İçerik</b>	<b>Üretici Firma</b>
<b>RelyX ARC</b>	Bis-GMA, TEG-DMA Zirkonyum silika Doldurucusu (ağırlıkça %67,5 )	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
<b>Variolink II</b>	Monomermatriks: Bis-GMA, UDMA ve TEG-DMA inorganik doldurucular: baryum glass, ytterbium trifluoride, Ba-Al- florosilikat cam katalistler, stabilize ediciler ve pigmentler	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
<b>Maxcem</b>	HEMA, methacrylate Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) Fonksiyonel dimetakrilat polimeri, Zirkonyum silika doldurucusu	Kerr, Orange, California ABD

Çizelge 3.3: Çalışmada kullanılan dentin hassasiyet giderici ajanların içerikleri ve üretici firmaları

<b>Dentin Hassasiyet Giderici</b>	<b>İçerik</b>	<b>Üretici Firma</b>
<b>Gluma Desensitizer</b>	%35 HEMA (2-Hidroksietil Metakrilat), %5 Gluteraldehit Saf su	Heraeus Kulzer GmbH & Co., Hanau, Germany
<b>BisBlock Dentin Desensitizer</b>	%1-4 Oksalik Asit, %40-70 aseton, %15-40 HEMA, %15-40 Biphenyl dimetakrilat	Bisco, Inc., Schaumburg, IL, ABD
<b>Vivasens Desensitizer</b>	Potasyum Florid (KF), metakrilat, modifiye poliakrilik asit, hidroksipropilselüloz, alkol	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
<b>Admira Protect Desensitizer</b>	Bis-GMA, HEMA (2-Hidroksietil Metakrilat), Aseton Katalistler, Ormocer	Voco, Cuxhaven, Germany
<b>Nd:YAG Lazer</b>	Nd:YAG lazer 25 Hz.- 40 mJ	Smarty -A10, Deka Laser, Italy

### **3.1 Dişlerin Toplanması ve Saklanması**

Çalışmada 144 adet insan üst birinci ve ikinci keser dişleri kullanılmıştır. Daimi üst keser dişler Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Kliniği'nde periodontal nedenlerle çekilen dişler arasından seçilerek toplandı. Dişlerin; cerrahi işlem sonucunda labial yüzeyinde mine bütünlüğünün bozulmamış olması, çürük ve herhangi bir restorasyonun bulunmaması, mine tabakasında çatlaklar ve kuronda aşınmaların bulunmaması gerekli kriterler olarak ele alındı. Bunun yanında dişlerin labial yüzeylerinin çalışma için birbirine benzer ve yeterli genişlikte olmasına dikkat edildi. Çekim işleminden sonra dişlerin üzerindeki makroskopik doku artıkları bir periodontal alet (Scaler H6/H7, Hu-Friedy, Chicago, ABD) yardımıyla temizlendikten ve akarsu altında iyice yıkandıktan sonra dişler distile su içerisinde oda sıcaklığında muhafaza edildi. Çalışmada kullanılan dişler en fazla üç aylık saklama süresinden sonra kullanılmak üzere çalışmaya dahil edildi.

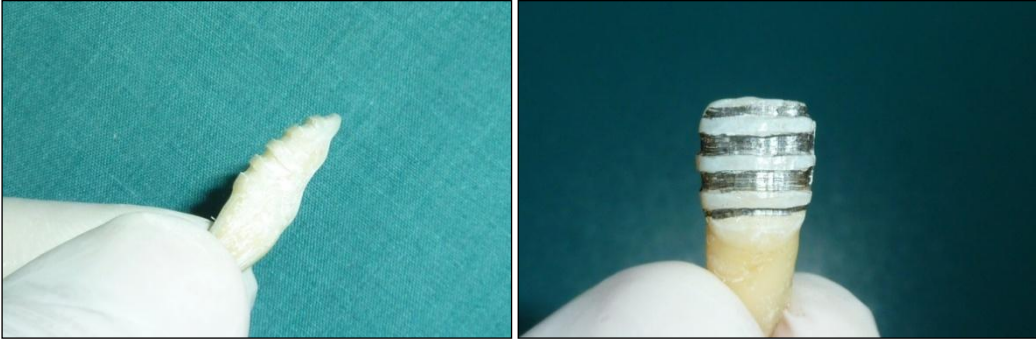
### **3.2 Dişlerin ve Bağlantı Yüzeylerinin Hazırlanması**

Çalışmada kullanılacak dişler % 0,1'lik timol solusyonu içerisinde 1 hafta oda sıcaklığında bekletilerek dezenfekte edildi. Dişlerin bukkal yüzeylerinden rehber frezler (Horico, Diament, FG834018 Made in Germany) (Şekil 3.10) yardımıyla 0,8 ve 1 mm. derinliğinde su soğutması altında preparasyonlar yapıldı (Şekil 3.9). Dişlerin labial yüzeylerinde oluşturulan oluklar fissür frez yardımıyla birleştirildi ve düz bir dentin yüzeyi hazırlandı. Her beş dişin hazırlanmasından sonra frez değiştirildi. Dişler 2,5x2x1 cm. boyutlarında silikondan (Durosil, München, Germany) elde edilen kalıplar içinde otopolimerizan şeffaf akrilik (Lead Dent, Hamle Tıbbi Cih. ve Malz. İzmir/Türkiye) bloklara kronların prepare edilen labial yüzeyleri açıkta kalacak şekilde gömüldü (Şekil 3.12). Dişlerin bağlantı yüzeyleri üzerindeki ince tabaka akrilik rezin ve mine dokuları, 180 gritlik silikon karbid zımpara ile kaldırıldı. Dişler kesim derinliği rehber olukların tabanlarındaki siyah kurşun kalem izleri kayboluncaya kadar 320 gritlik silikon karbid zımpara ile aşındırılarak dentinde düz bir yüzey oluşturuldu. Dişlerin açığa çıkan yüzeyel dentin bölgelerinde standardize bir smear tabakası oluşturmak üzere, sırasıyla 400 ve 600 gritlik silikon karbid zımpara ile zımparalandı.

Sonuçta 72 adet 0,8 mm., 72 adet 1 mm. preparasyon derinliğinde toplam 144 adet düz dentin yüzeyine sahip bağlantı örneği elde edildi (Şekil 3.12). İlgili dentin kalınlıklarına göre sınıflandırılan örneklerden oluşan 3 farklı rezin siman grubu oluşturuldu. Her rezin siman grubu için kontrol, gluma, bisblock, vivasens, admira



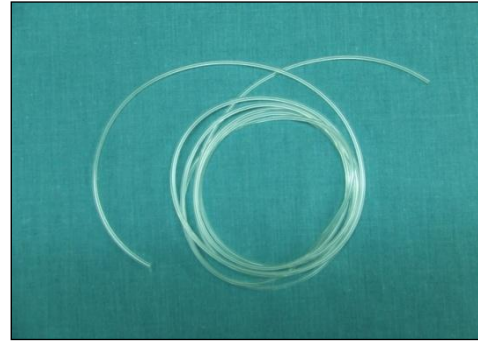
protect ve lazer hassasiyet giderici sistemlerin uygulandığı alt gruplar oluşturuldu. Dentin hassasiyet giderici sistemler dentin yzelerine ilerde belirtilen şekilde uygulandıktan sonra uest birinci ve ikinci keser dişlerin duz dentin yzelerine tygon tup içerisinde yapıştırılması planlanan ornek sayısı, dişin kronunun labial yz geniğliğine gore 2 veya 3 olarak belirlendi (şekil 3.13). Simantasyonun duz dentin yzesinde yapılmasına dikkat edildi.



şekil 3.9: Rehber frez yardımıyla diş kronunun labial yzunde hazırlanmış oluklar



şekil 3.10: Rehber frezler



şekil 3.11: Tygon tup



Şekil 3.12: Akrilik bloklara gömülmüş dişler

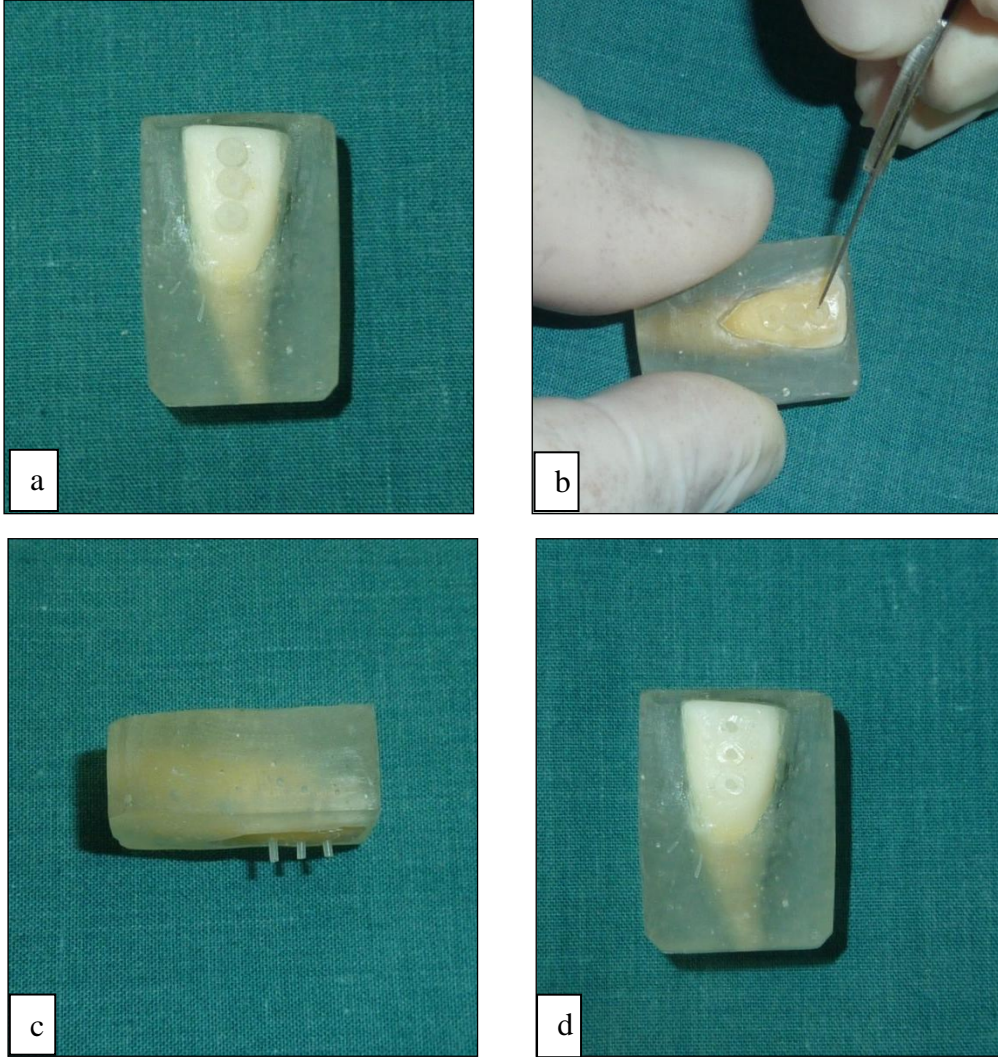
### 3.3 Dentin Hassasiyet Giderici Ajan Uygulamaları ve Simantasyon İşlemleri

Rezin simanların seçilen diş bölgelerine belirli boyutlarda yerleştirilebilmesi için kalıp olarak 0,7 mm. çapında ve 1 mm. boyunda hazırlanan plastik tüpler (Tygon, Norton Performance Plastic Co, Cleveland, OH, USA) kullanıldı (Şekil 3.11). Bu kalıpların diş yüzeyine tam adapte olacak şekilde yerleştirilmesine dikkat edildi.

Çalışmamızda tüm resin simanların en açık rengi kullanıldı ve polimerizasyon işlemleri  $500 \text{ mW/cm}^2$  gücündeki halojen ışık cihazı (Hilux 250, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) ile yapıldı. Cihazın ışık gücü her işlemde önce ölçülerek kontrol edildi. Örnekler oda sıcaklığında 1 saat bekletildikten sonra kalıplar 11 nolu bisturi ile kesilerek diş yüzeyinden ve resin simandan uzaklaştırıldı (Şekil 3.13).

Rezin siman ve hassasiyet giderici ajan uygulamaları için gruplar Çizelge 3.1'deki gibi oluşturuldu. Bir resin simanın her hassasiyet giderici ajan grubu için akrilik

bloğa gömülmüş 4 adet diş rastgele seçildi. Seçilen 4 diş üzerine tygon tüp içerisinde toplam 10 adet rezin siman kırılma örneği yapıştırıldı.



Şekil 3.13: a-Dentin yüzeyine rezin simanın tygon tüp içinde yerleştirilmesi b-Tygon tüplerin kesilerek uzaklaştırılması c,d- Dentin yüzeyine yapıştırılmış bağlantı örnekleri

### 3.3.1 RelyX ARC Rezin Siman Grubu

#### 3.3.1.1 RelyX ARC Kontrol Grubu

Bu grupta herhangi bir hassasiyet giderici uygulanmadan dual sertleşen rezin siman RelyX ARC (3M ESPE, Dental Products, St. Paul, ABD) dentin yüzeylerine yapıştırıldı.

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Scotchbond Etchant, 3M ESPE, ABD) ile 15 sn. asitlendi ve 20 sn. hava su spreyi ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreyi ile kurutuldu.
2. Kavite yüzeyine “3M ESPE Single Bond” 2 kat fırça ile sürüldü ve 5 sn. hava uygulandı. Tabaka oluşturmaması için hava spreyi ile hafifçe kurutuldu.

3. 10 sn. halojen ışık cihazı (Hilux 250, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) ile ışınlandı.
4. Özel clicker kartujunda ayrı pastalar halinde bulunan rezin siman karıştırma kağıdına sıkılarak 10 sn. karıştırıldı.
5. İnce uçlu bir sond yardımıyla rezin siman tygon tüp içerisine yerleştirilerek dentin yüzeyine bir ağız spatülü yardımıyla hafifçe bastırıldı. 3-5 dk beklendi.
6. Taşan siman artıkları temizlendi.
7. 40 sn. halojen ışık cihazı ile ışınlandı.

### **3.3.1.2 RelyX ARC Gluma Grubu**

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Scotchbond Etchant, 3M ESPE, ABD) ile 15 sn. asitlendi ve 10 sn. hava su spreyi ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreyi ile kurutuldu.
2. Hafif basınçlı hava ile dentindeki fazla nemi uzaklaştırıldı. Gluma (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) dentin hassasiyet giderici ajanı asitlenmiş dentin yüzeyine uygulanarak 30-60 sn. beklendi Basınçlı hava ile diş yüzeyini kurutuldu ve su ile temizlendi.
3. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

### **3.3.1.3 RelyX ARC BisBlock Grubu**

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Scotchbond Etchant, 3M ESPE, ABD) ile 15 sn. asitlendi ve 10 sn hava su spreyi ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreyi ile kurutuldu.
2. BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan üreticisinin önerisine göre dentin yüzeyleri görünür su artığı kalmayacak şekilde kurutuldu. Daha sonra BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan uygulama fırçası ile asitlenmiş dentin yüzeylerine uygulandı.
3. 30 sn. hassasiyet giderici ajanın dentin yüzeyine yayılması beklendi ve hafif hava basıncıyla yüzey kurutuldu.
4. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.



#### **3.3.1.4 RelyX ARC Vivasens Grubu**

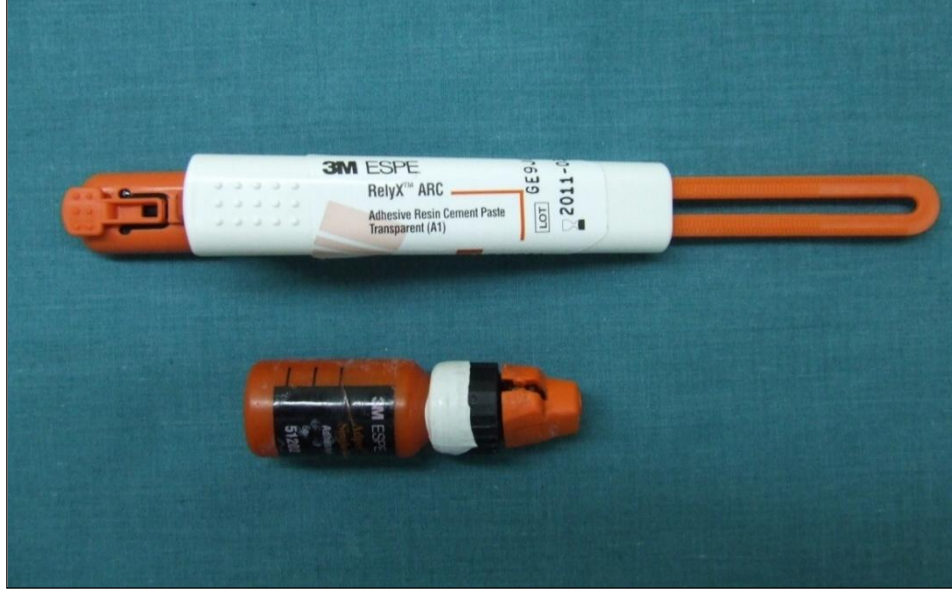
1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Scotchbond Etchant, 3M ESPE, ABD) ile 15 sn. asitlendi ve 20 sn. hava su spreji ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreji ile kurutuldu.
2. Vivasens hassasiyet giderici ajan bir fırça yardımıyla dentin yüzeyine 10 sn. boyunca uygulandı.
3. Dentin yüzeyi 10sn. hava spreji ile kurutuldu ve ardından yıkandı.
4. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

#### **3.3.1.5 RelyX ARC Admira Protect Grubu**

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Scotchbond Etchant, 3M ESPE, ABD) ile 15 sn. asitlendi ve 20 sn. hava su spreji ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreji ile kurutuldu.
2. Admira protect bir fırça yardımıyla dentin yüzeyine uygulandı ve 20 sn. beklendi. Hava spreji ile hafifçe kurutuldu.
3. Halojen ışık kaynağı ile 10 sn. polimerize edildi.
4. Admira protect ikinci bir tabaka halinde tekrar uygulandı ve hava spreji ile kurutuldu.
5. Halojen ışık kaynağı ile 10 sn. polimerize edildi.
6. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

#### **3.3.1.6 RelyX ARC Nd:YAG lazer Grubu**

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Scotchbond Etchant, 3M ESPE, ABD) ile 15 sn. asitlendi ve 20 sn. hava su spreji ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreji ile kurutuldu.
2. Nd: YAG lazer cihazı 300 µm çapındaki fiber optik uç ile 25 Hz. frekans ve 40 mJ. enerji değerlerinde dentin yüzeylerine 1 dk. boyunca uygulandı.
3. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.



Şekil 3.14: RelyX ARC rezin esaslı siman ve 3M Single Bond

### 3.3.2 Variolink II Rezin Siman Grubu

#### 3.3.2.1 Variolink II Kontrol grubu

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Total Etch Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile 15 sn. asitlendi ve 20 sn. hava su spreysi ile yıkandı ve 10 cm mesafeden 5 sn boyunca hava spreysi ile kurutuldu.
2. Dentin yüzeyine fırça ile "Syntac Primer" uygulandı ve 15 sn. bekletildikten sonra hava spreysi ile kurutuldu.
3. Bir fırça yardımı ile "Syntac adhesive" uygulandı ve 10 sn. bekletildikten sonra hava spreysi ile kurutuldu.
4. Diş yüzeyine "Heliobond" bir fırça ile uygulandı ve fazla kısımları basınçlı hava ile inceltildi.
5. Eşit miktarda "Base" ve "Catalyst" pastaları 15 sn. süreyle karıştırıldı.
6. İnce uçlu bir sond yardımıyla rezin siman tygon tüp içerisine yerleştirilerek dentin yüzeyine bir ağız spatülü yardımıyla hafifçe bastırıldı.
7. Taşkın siman fırça ile temizlendi.
8. Liquid strip rezin simanın yüzeyel tabakasının oksijen ile temasını engellemek için siman yüzeyine uygulandı.
9. Daha sonra 40 sn. halojen ışık cihazı ile ışınlandı.



Şekil 3.15: Variolink II rezin esaslı siman, Syntac Primer, Syntac Adhesive ve Heliobond

### 3.3.2.2 Variolink II Gluma Grubu

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Total Etch Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile 15 sn. asitlendi ve 10 sn. hava su spreji ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreji ile kurutuldu.
2. Hafif basınçlı hava ile dentindeki fazla nem uzaklaştırıldı. Gluma (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) dentin hassasiyet giderici ajanı asitlenmiş dentin yüzeyine uygulanarak 30-60 sn. beklendi. Basınçlı hava ile diş yüzeyini kurutuldu ve su ile temizlendi.
3. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

### 3.3.2.3 Variolink II BisBlock Grubu

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Total Etch Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile 15 sn. asitlendi ve 10 sn. hava su spreji ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreji ile kurutuldu.
2. BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan üreticisinin önerisine göre dentin yüzeyleri görünür su artığı kalmayacak şekilde kurutuldu. Daha sonra BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan uygulama fırçası ile asitlenmiş dentin yüzeylerine uygulandı.

3. 30 sn. hassasiyet giderici ajanın dentin yüzeyine yayılması beklendi ve hafif hava basıncıyla yüzey kurutuldu.
4. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

#### **3.3.2.4 Variolink II Vivasens Grubu**

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Total Etch Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile 15 sn. asitlendi ve 20 sn. hava su spreji ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreji ile kurutuldu.
2. Vivasens hassasiyet giderici ajan bir fırça yardımıyla dentin yüzeyine 10 sn. boyunca uygulandı.
3. Dentin yüzeyi 10 sn. hava spreji ile kurutuldu ve ardından yıkandı.
4. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

#### **3.3.2.5 Variolink II Admira Protect Grubu**

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Total Etch Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile 15 sn. asitlendi ve 20 sn. hava su spreji ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreji ile kurutuldu.
2. Admira protect bir fırça yardımıyla dentin yüzeyine uygulandı ve 20 sn. beklendi. Hava spreji ile hafifçe kurutuldu.
3. Halojen ışık kaynağı ile 10 sn. polimerize edildi.
4. Admira protect ikinci bir tabaka halinde tekrar uygulandı ve hava spreji ile kurutuldu.
5. Halojen ışık kaynağı ile 10 sn. polimerize edildi.
6. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

#### **3.3.2.6 Variolink II Nd:YAG lazer Grubu**

1. Dentin yüzeyi % 37'lik ortofosforik asit (Total Etch Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile 15 sn. asitlendi ve 20 sn. hava su spreji ile yıkandı ve 10 cm. mesafeden 5 sn. boyunca hava spreji ile kurutuldu.
2. Nd:YAG lazer cihazı 300 µm. çapındaki fiber optik uç ile 25 Hz. frekans ve 40 mJ. enerji değerlerinde dentin yüzeylerine 1 dk. boyunca uygulandı.



3. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

### 3.3.3 Maxcem Rezin Siman Grubu

#### 3.3.3.1 Maxcem Kontrol Grubu

1. Self-adeziv dual cure bir rezin siman olan Maxcem (Kerr, Orange, ABD.) için dentin yüzeyine asit uygulanmasına gerek yoktur. Dişlerin her birinin dentin yüzeyleri hava- su şırıngası ile yıkanıp kurutuldu.
2. Çift tüpten oluşan otomiks kartuj içinde iki ayrı pasta halinde bulunan Maxcem self-adeziv siman içinden herhangi bir ön işlem yapılmadan bir karıştırma kağıdına alındı.
3. İnce uçlu bir sond yardımıyla rezin siman tygon tüp içerisine yerleştirilerek dentin yüzeyine bir ağız spatülü yardımıyla hafifçe bastırıldı.
4. 2 sn. halojen ışıkla polimerize edildikten sonra taşan rezin siman artıkları temizlendi.
5. Daha sonra rezin siman 40 sn. süreyle halojen ışık cihazı ile polimerize edildi.

#### 3.3.3.2 Maxcem Gluma Grubu

1. Hafif basınçlı hava ile dentindeki fazla nem uzaklaştırıldı. Gluma (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) dentin hassasiyet giderici ajanı dentin yüzeyine uygulanarak 30-60 sn. beklendi Basınçlı hava ile diş yüzeyini kurutuldu ve su ile temizlendi.
2. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.



Şekil 3.16: Maxcem rezin esaslı siman

### **3.3.3.3 Maxcem BisBlock Grubu**

1. BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan üreticisinin önerisine göre dentin yüzeyleri görünür su artığı kalmayacak şekilde kurutuldu. Daha sonra BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan uygulama fırçası ile dentin yüzeylerine uygulandı.
2. 30 sn. hassasiyet giderici ajanın dentin yüzeyine yayılması beklendi ve hafif hava basıncıyla yüzey kurutuldu.
3. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

### **3.3.3.4 Maxcem Vivasens Grubu**

1. Vivasens hassasiyet giderici ajan bir fırça yardımıyla dentin yüzeyine 10 sn. boyunca uygulandı.
2. Dentin yüzeyi 10 sn. hava spreyi ile kurutuldu ve ardından yıkandı.
3. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

### **3.3.3.5 Maxcem Admira Protect Grubu**

1. Admira protect bir fırça yardımıyla dentin yüzeyine uygulandı ve 20 sn. beklendi. Hava spreyi ile hafifçe kurutuldu.
2. Halojen ışık kaynağı ile 10 sn. polimerize edildi.
3. Admira protect ikinci bir tabaka halinde tekrar uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu.
4. Halojen ışık kaynağı ile 10 sn. polimerize edildi.
5. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

### **3.3.3.6 Maxcem Nd:YAG lazer Grubu**

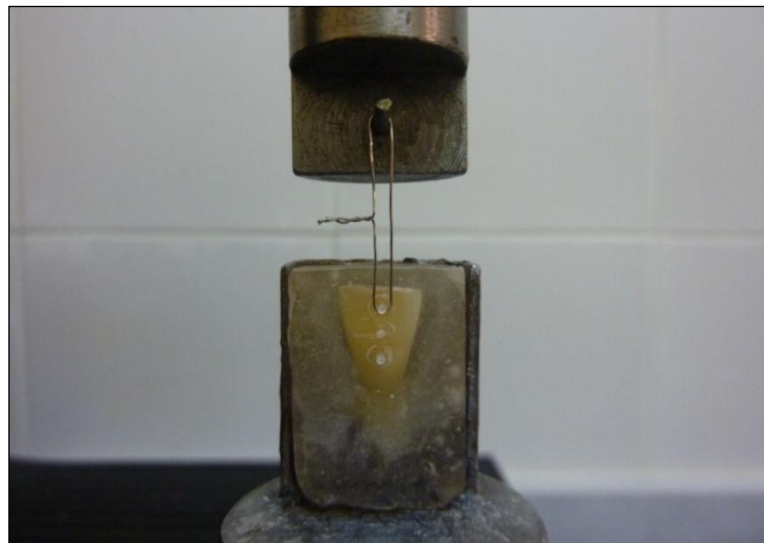
1. Nd:YAG lazer cihazı 300 µm. çapındaki fiber optik uç ile 25 Hz. frekans ve 40 mJ. enerji değerlerinde dentin yüzeylerine 1 dk. boyunca uygulandı.
2. Kontrol grubunda anlatıldığı şekilde bağlayıcı ajan uygulaması ve simantasyon aşamaları gerçekleştirildi.

### 3.4 Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Hazırlanan örnekler mikroskop altında kontrol edildikten sonra siyano akrilat yapıştırıcı (Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA, USA) ile mikro-makaslama test apareyine yapıştırılarak üniversal test cihazına (LF Plus, LLOYD, Instrument, Ametek Inc, England) yerleştirildi (Şekil 3.17 ve 3.18). 0,2 mm. çapında ince bir tel kompozit silindirin ve yük ünitesinin yarısını saracak şekilde yerleştirilerek ilmik halkası oluşturuldu (Şekil 3.18). Telin bağlantı yüzeyine bitişik olmasına ve ara yüzün, telin ve yük merkezinin aynı hizada olmasına dikkat edildi. Makaslama kuvveti 0,5 mm/dak. hızla uygulandı. Kopma meydana gelinceye kadar devam edildi ve kopmanın olduğu değer makaslama bağlanma dayanımı olarak ( $N/mm^2$ ) MPa çevrilerek kaydedildi.



Şekil 3.17: Universal test cihazı



Şekil 3.18: Test cihazına yerleştirilen örnek ve 0,2 mm'lik tel ile oluşturul bağlantı düzeneği

### 3.5 Kırılma Tipi Değerlendirilmesi

Mikro makaslama testi uygulanan her bir örneğin kırılma yüzeyleri stereomikroskopta (SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.19) 30x büyütmede incelendi. Kırılma tipleri, adeziv içinde olmuşsa ‘adeziv kırılma’, diş dokusunda ya da rezin siman içerisinde olmuşsa ‘koheziv kırılma’, hem diş dokusunu ve adezivi ya da hem rezin simanı ve adezivi kapsarsa ‘karışık kırılma’ olarak kabul edilip değerlendirildi.

Kopan yüzeylerin başarısızlık tipleri şu sınıflandırmaya göre belirlendi (140):

1. Adeziv başarısızlık: Yapıştırma simanının % 25’inden daha az bölümü dişin bağlantı yüzeyinde görülüyorsa.
2. Koheziv başarısızlık: Yapıştırma simanın % 75’inden daha fazla bölümü dişin bağlantı yüzeyinde görülüyorsa.
3. Karışık başarısızlık: Belirli alanlar adeziv kırılma gösteriyorsa.



Şekil 3.19: Stereomikroskop SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japonya

### 3.6 SEM Analizi

Tüm örneklerin stereomikroskopta incelenmesi sonucu kopan yüzeylerin başarısızlık tipleri belirlendikten sonra kopan yüzeyler ve hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeylerinin yüzey karakterlerini ayrıntılı olarak incelemek için SEM analizleri yapıldı. %37’lik ortofosforik asit, gluma, bisblock, vivasens, admira protect ve Nd:YAG lazer uygulanan dentin yüzeyleri ile adeziv, koheziv ve karışık tip kırılma gruplarının SEM görüntülerine bakıldı.

Örneklerin incelenmesi Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Merkezi SEM laboratuvarında 15.00 kv ile çalışan tarama elektron mikroskobunda (Jeol Ltd., JSM-5600, Tokyo, Japonya) ikincil elektron görüntüsü yöntemi ile yapıldı (Şekil 3.20). SEM analizi yapılmadan önce örnekler kurutulup, yüzey işlemi uygulanmış dentin yüzeyleri ve mikro-makaslama test sonucu kopan örnek yüzeyleri net olarak izlenebilecek şekilde bakır kalıp üzerine yapıştırıcı yardımıyla sabitlendiler. Hazırlanan yüzeyler, Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda havasız bir ortamda Polaron SC 7620 Sputter Coater Cihazında  $4 \times 10^{-2}$  mbar vakum oluncaya kadar bekletildi. Polaron Sc7620 Sputter Coater kullanılarak  $90^\circ$  kalınlığında altın-palladyum ile kaplandı ve X90 ile X10000 arasındaki büyütme altında dentin yüzeyinin durumu incelendi.



Şekil 3.20: Erciyes üniversitesi bünyesinde bulunan ve örneklerimizin resimlerinin alındığı SEM cihazı

### **3.7 İstatiksel Değerlendirmeler**

İstatistiksel analizler SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, ABD) bilgisayar paket programının 15.0 versiyonu kullanılarak yapıldı. Verilerin değerlendirilmesinde, ortalama, standart sapma gibi tanımlayıcı istatistiksel analizler kullanıldı. Üç farklı simanın tüm değerlerinin birbirleriyle karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizinin parametrik olmayan yöntemi Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Her bir siman grubunun kendi içerisindeki alt gruplarıyla karşılaştırılmasında yine Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Gruplar arası ikili grupların birbirlerine göre karşılaştırmalarında veri analizinin parametrik olmayan yöntemi Mann-Whitney U testi kullanıldı. Başarısızlık tiplerinin gruplara göre dağılımlarının karşılaştırılmasında ise  $X^2$  (Ki-kare) testi kullanıldı. İstatistiksel analizlerin sonuçları  $p < 0.05$  anlamlılık düzeyine göre değerlendirildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1 Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

RelyX ARC, Variolink II, Maxcem rezin simanların kontrol ve hassasiyet gidericiler uygulanmış dentin yüzeylerindeki bağlanma dayanımı değerleri 0,8 mm. ve 1 mm. preparasyon derinliklerinde karşılaştırıldı. Grupların karşılaştırılması için Kruskal wallis ve Mann Whitney U testleri kullanıldı.

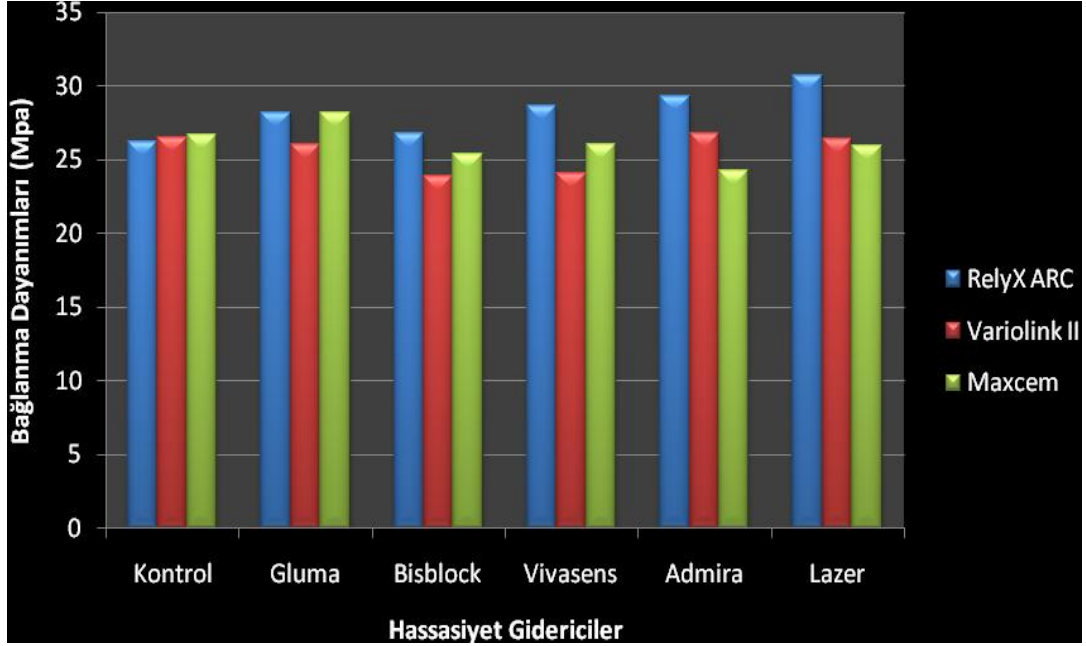
RelyX ARC, Variolink II, Maxcem rezin simanların 0,8 mm. preparasyon derinliğinde her bir rezin simanın kendi içinde bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 4.1) (Grafik 4.1).

Çizelge 4.1: RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem rezin simanların 0,8 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri (Mpa)(n=10).

	RelyX ARC	Variolink II	Maxcem	Sonuç
	x±s (Mpa)	x±s (Mpa)	x±s (Mpa)	
<b>Kontrol</b>	26,18 ± 6,54	26,48 ± 6,53	26,73 ± 4,86	KW=0,24 p = 0,887 p > 0,05
<b>Gluma</b>	28,22 ± 7,24	26,04 ± 3,87	28,17 ± 6,03	KW=0,91 p = 0,632 p > 0,05
<b>BisBlock</b>	26,74 ± 7,02	23,88 ± 4,30	25,35 ± 5,09	KW=0,87 p = 0,647 p > 0,05
<b>Vivasens</b>	28,67 ± 6,22	24,06 ± 5,02	26,06 ± 4,88	KW=2,74 p = 0,254 p > 0,05
<b>Voco Admira</b>	29,27 ± 6,16	26,76 ± 5,66	24,28 ± 4,83	KW=4,04 p = 0,192 p > 0,05
<b>Nd:YAG Lazer</b>	30,71 ± 4,29	26,40 ± 7,98	25,1 ± 5,26	KW=5,66 p = 0,059 p > 0,05
<b>Sonuç</b>	KW=4,15 p = 0,527 p > 0,05	KW=3,03 p = 0,695 p > 0,05	KW=3,38 p = 0,641 p > 0,05	



Her bir hassasiyet giderici ve kontrol grubu için RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem resin simanların 0,8 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ) (Çizelge 4.1), (Grafik 4.1).



Grafik 4.1: 0,8 mm. preparasyon derinliğinde kontrol ve hassasiyet giderici uygulanmış grupların bağlanma dayanımı değerleri (Mpa).

RelyX ARC, Variolink II, Maxcem resin simanların 1 mm. preparasyon derinliğinde her bir resin simanın kendi içinde bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında RelyX ARC 1 mm. grubunda kontrol ve değişik hassasiyet giderici ajanların bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Variolink ve Maxcem resin simanların herbirinin kendi içerisindeki bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 4.2, Grafik 4.2).

RelyX ARC resin siman için 1 mm. preparasyon derinliğinde kontrol ve hassasiyet giderici uygulanmış grupların bağlanma dayanımı değerleri Mann Whitney U testi kullanılarak ikişerli karşılaştırıldı. Gruplara ait bağlantı değerleri ikişerli karşılaştırıldığında RelyX ARC resin siman için Kontrol-Lazer, Gluma-Lazer, BisBlock-Lazer, Vivasens-Lazer, Voco-Lazer arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Diğer gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p >0,05$ ).



Variolink ve Maxcem rezin simanlar için 1 mm. preparasyon derinliğinde gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri ikişerli karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

Herhangi bir hassasiyet giderici uygulanmamış kontrol grubunda RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem rezin simanların bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

Gluma hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeylerinde RelyX ARC rezin simanın bağlanma dayanımı Variolink II ve Maxcem rezin simanların bağlanma dayanımından farklılık göstermiştir ( $p < 0,05$ ). RelyX ARC rezin simanın 23,96 Mpa ortalama bağlanma dayanımı değeri diğer rezin siman gruplarından düşük bulunmuştur.

Bisblock hassasiyet giderici uygulanmış grupta RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem rezin simanların bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

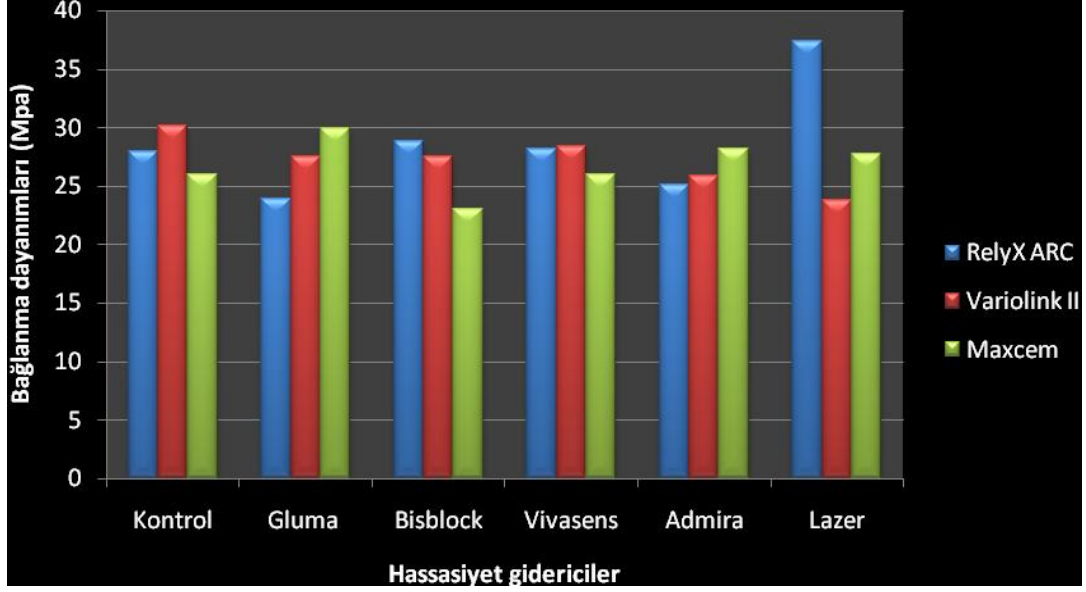
Vivasens hassasiyet giderici uygulanmış grupta RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem rezin simanların bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

Voco Admira Protect hassasiyet giderici uygulanmış grupta RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem rezin simanların bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

Nd:YAG lazerin hassasiyet giderici olarak uygulandığı grupta RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem rezin simanların bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). RelyX ARC rezin simanın Nd:YAG Lazer uygulanan grupta ortalama bağlanma dayanımı 37,33 Mpa olarak ölçülmüştür. Variolink II ve Maxcem rezin simanların değerlerinden büyük çıkmıştır.(Çizelge-4.2 ve Grafik-4.2).

Çizelge 4.2: RelyX ARC, Variolink II ve Maxcem resin simanların 1,0 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri (Mpa)(n=10).

	RelyX ARC	Variolink II	Maxcem	Sonuç
	$\bar{x} \pm s$ (Mpa)	$\bar{x} \pm s$ (Mpa)	$\bar{x} \pm s$ (Mpa)	
<b>Kontrol</b>	27,98 ± 6,58	30,20 ± 6,55	25,99 ± 6,25	KW=2,40 p = 0,300 p > 0,05
<b>Gluma</b>	23,96 ± 6,66	27,53 ± 4,31	29,98 ± 6,11	KW=6,32 p = 0,042 p < 0,05
<b>BisBlock</b>	28,89 ± 7,22	24,47 ± 4,11	23,00 ± 2,98	KW=4,90 p = 0,086 p > 0,05
<b>Vivasens</b>	28,22 ± 4,22	28,37 ± 8,55	25,95 ± 4,86	KW=0,93 p = 0,628 p > 0,05
<b>Voco Admira</b>	25,09 ± 5,31	25,86 ± 5,18	28,18 ± 6,31	KW=1,47 p = 0,479 p > 0,05
<b>Lazer</b>	37,33 ± 7,39	23,75 ± 4,12	27,74 ± 6,55	KW=12,66 p = 0,002 p < 0,05
<b>Sonuç</b>	KW=16,99 p = 0,005 p < 0,05	KW=8,12 p = 0,149 p > 0,05	KW=5,51 p = 0,130 p > 0,05	



Grafik 4.2: 1 mm. preparasyon derinliğinde kontrol ve hassasiyet giderici uygulanmış grupların bağlanma dayanımı değerleri (Mpa).

RelyX ARC, Variolink II, Maxcem rezin simanların 0,8 mm. ve 1 mm. preparasyon derinliklerinde elde edilen ortalama bağlanma dayanımı değerleri Mann-Whitney U testi kullanılarak değerlendirildi.

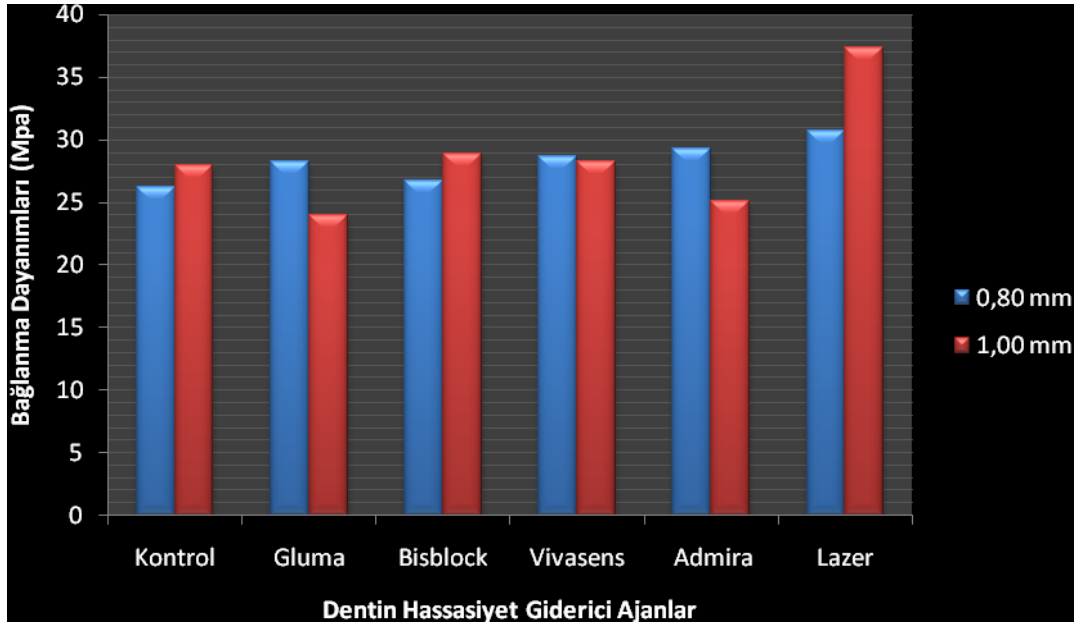
RelyX ARC rezin simanın 0,8 ve 1 mm. preparasyon derinliğindeki ortalama bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ )(Çizelge 4.3, Grafik 4.3).

Variolink II rezin simanın 0,8 ve 1 mm. preparasyon derinliğindeki ortalama bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ )(Çizelge 4.4, Grafik 4.4).

Maxcem rezin simanın 0,8 ve 1 mm. preparasyon derinliğindeki ortalama bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ )(Çizelge 4.5, Grafik 4.5).

Çizelge 4.3: RelyX ARC rezin simanın 0,8 ve 1,0 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri (Mpa)(n=10).

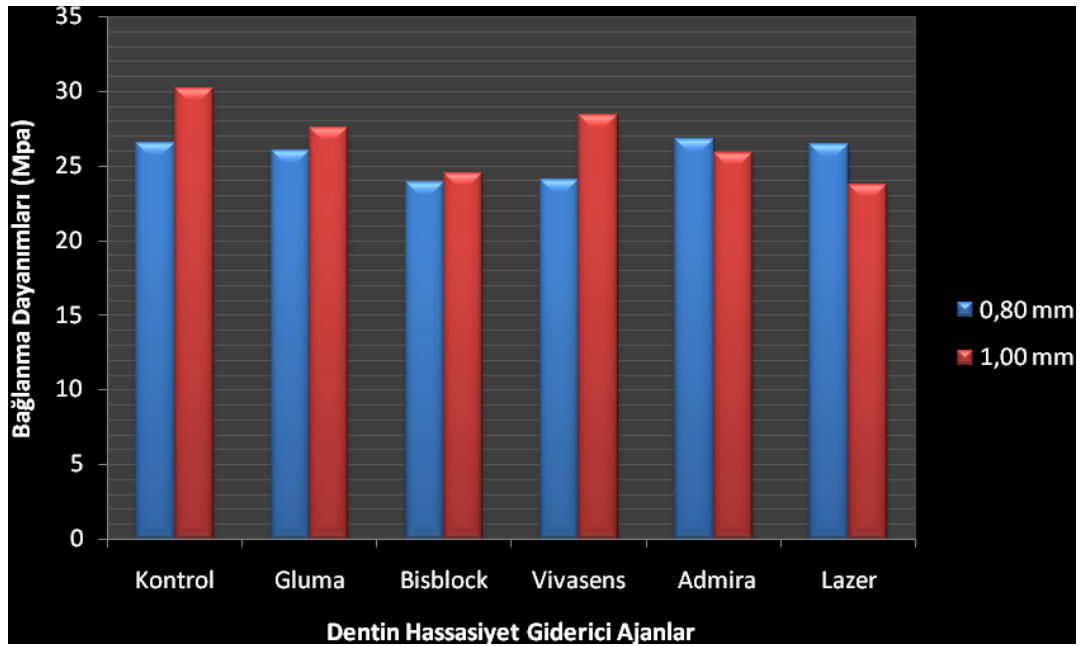
RelyX ARC	0,8 mm	1 mm	SONUÇ
	x±s (Mpa)	x±s (Mpa)	
Kontrol	26,18±6,54	27,98±6,58	p = 0,406 p > 0,05
Gluma	28,22±7,24	23,96±6,66	p = 0,131 p > 0,05
BisBlock	26,74±7,02	28,89±7,22	p = 0,406 p > 0,05
Vivasens	28,67±6,22	28,22±4,22	p = 0,762 p > 0,05
Voco Admira	29,27±6,16	25,09±5,31	p = 0,734 p > 0,05
Lazer	30,71±4,29	37,33±7,39	p = 0,112 p > 0,05



Grafik 4.3: 0,8 ve 1 mm. preparasyon derinliklerinde gruplara göre RelyX ARC rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri (Mpa).

Çizelge 4.4: Variolink II rezin simanın 0,8 ve 1,0 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri (Mpa)(n=10).

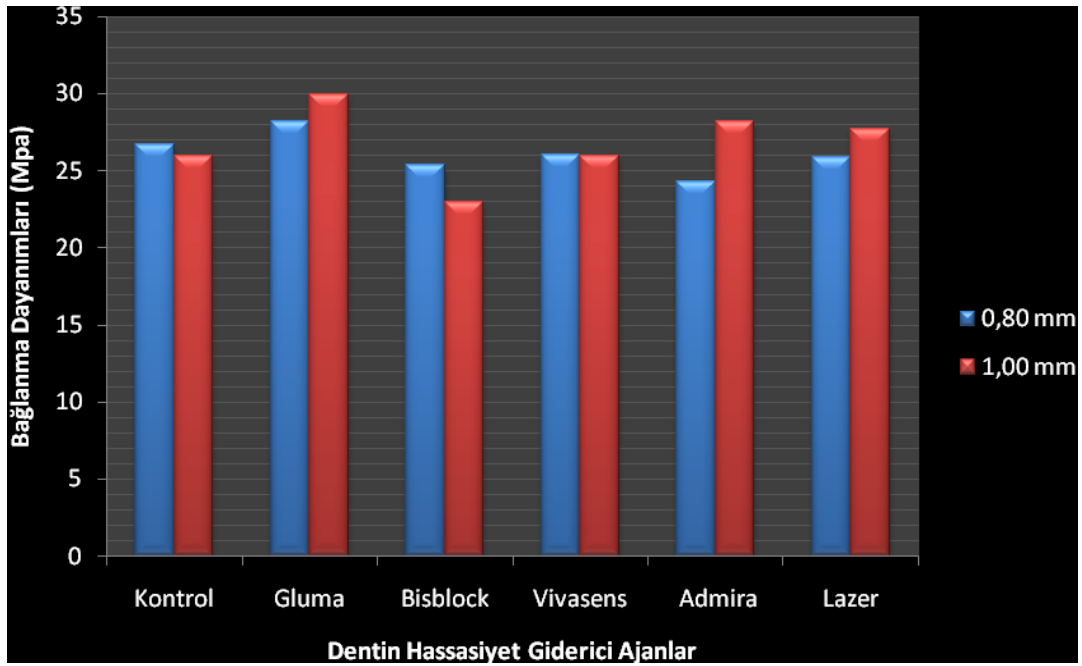
Variolink II	0,8 mm	1 mm	SONUÇ
	x±s (Mpa)	x±s (Mpa)	
Kontrol	26,48±6,53	30,20±6,55	p = 0,151 p > 0,05
Gluma	26,04±3,87	27,53±4,31	p = 0,545 p > 0,05
BisBlock	23,88±4,30	24,47±4,11	p = 0,650 p > 0,05
Vivasens	24,06±5,02	28,37±8,55	p = 0,290 p > 0,05
Voco Admira	26,76±5,66	25,86±5,18	p = 0,762 p > 0,05
Lazer	26,40±7,98	23,75±4,12	p = 0,496 p > 0,05



Grafik 4.4: 0,8 ve 1 mm. preparasyon derinliklerinde gruplara göre Variolink II rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri (Mpa).

Çizelge 4.5: Maxcem rezin simanın 0,8 ve 1,0 mm. preparasyon derinliğinde bağlanma dayanımı değerleri (Mpa)(n=10).

Maxcem	0,8 mm	1 mm	SONUÇ
	$\bar{x} \pm s$ (Mpa)	$\bar{x} \pm s$ (Mpa)	
Kontrol	26,73±4,86	25,99±6,25	p = 0,705 p > 0,05
Gluma	28,17±6,03	29,98±6,11	p = 0,473 p > 0,05
BisBlock	25,35±5,09	23,00±2,98	p = 0,364 p > 0,05
Vivasens	26,06±4,88	25,95±4,86	p = 0,762 p > 0,05
Voco Admira	24,28±4,83	28,18±6,31	p = 0,151 p > 0,05
Lazer	25,91±5,26	27,74±6,55	p = 0,597 p > 0,05



Grafik 4.5: 0,8 ve 1 mm. preparasyon derinliklerinde gruplara göre Maxcem rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri (Mpa)

## 4.2 Stereomikroskop Bulguları

Tüm deney örneklerinin bağlantı yüzeylerinin stereomikroskopta incelenmesi sonucunda başarısızlık tipleri belirlendi. Deney örneklerinin hiçbirinde tamamen dentinin veya rezin simanın kendi yapısı içerisinde kopması gibi bir başarısızlık olmamıştır. Adeziv, koheziv ve karışık (adeziv-koheziv) tip başarısızlıkların rezin simanlara ve dentin hassasiyet giderici gruplara göre dağılımı Çizelge 4.6, 4.7, 4.8, 4.9, 4.10, 4.11’de görülmektedir. Tüm başarısızlıklar arasında sadece 6 adet koheziv başarısızlık görülmüştür. Bütün deney gruplarında başarısızlığın ağırlıklı olarak adeziv tip başarısızlık olduğu bulundu. Adeziv, koheziv ve karışık tip başarısızlıkların örnekleri sırasıyla Şekil 4.1, 4.2 ve 4.3’de görülmektedir. Gruplar arasındaki başarısızlık tipi dağılımları arasındaki farklılıklar Ki-kare ( $X^2$ ) testi ile karşılaştırıldı.

RelyX ARC rezin siman ile 0,8 ve 1 mm. preparasyon derinliğinde yapıştırılan gruplarda başarısızlık tipleri arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı ( $p>0,05$ ) (Çizelge 4.6, 4.7).

RelyX ARC rezin siman ile 0,8 mm’de;

Adeziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2= 2.74$   $p=0.739$   $p>0.05$ ).

Koheziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2= 5.08$   $p=0.506$   $p>0.05$ ).

Karışık kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2=2.22$   $p=0.818$   $p>0.05$ ).

RelyX ARC rezin siman ile 1 mm’de;

Adeziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2=6.63$   $p=0.250$   $p>0.05$ ).

Koheziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2=4.13$   $p=0.530$   $p>0.05$ ).

Karışık kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2=3.70$   $p=0.592$   $p>0.05$ ).

Variolink II rezin siman ile 0,8 ve 1 mm preparasyon derinliğinde yapıştırılan gruplarda başarısızlık tipleri arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı ( $p>0,05$ ) (Çizelge 4.8, 4.9).

Variolink II rezin siman ile 0,8 mm’de;

Adeziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2=2.14$   $p=0.829$   $p>0.05$ ).

Bu grupta koheziv kopma saptanamadığı için istatistiksel değerlendirme yapılamamıştır.

Karışık kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2=2.14$   $p=0.829$   $p>0.05$ ).

Variolink II rezin siman ile 1 mm'de;

Adeziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2=5.08$   $p=0.406$   $p>0.05$ ).

Koheziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2=5.08$   $p=0.406$   $p>0.05$ ). Bu grupta karışık tip kırılma saptanamadığı için istatistiksel değerlendirme yapılamamıştır.

Maxcem rezin siman ile 0,8 ve 1 mm preparasyon derinliğinde yapıştırılan gruplarda başarısızlık tipleri arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı ( $p>0,05$ ) (Çizelge 4.10, 4.11).

Maxcem rezin siman ile 0,8 mm'de;

Adeziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2 =2.22$   $p=0.818$   $p>0.05$ ).

Koheziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2 =5.08$   $p=0.506$   $p>0.05$ ).

Karışık kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2 =1.09$   $p=0.955$   $p>0.05$ ).

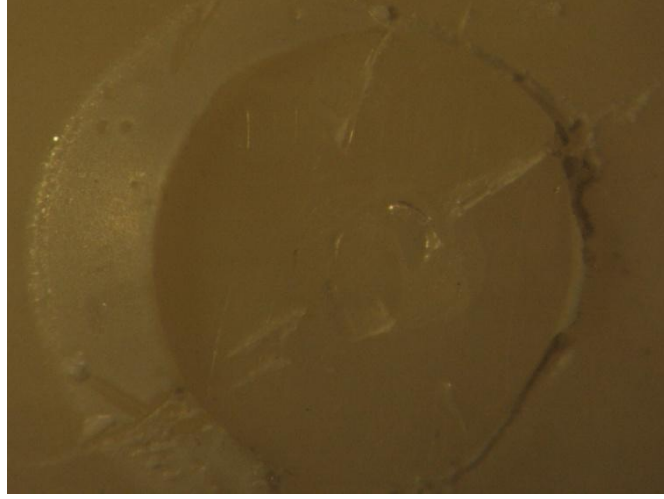
Maxcem rezin siman ile 1 mm'de;

Adeziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2 =3.15$   $p=0.676$   $p>0.05$ ).

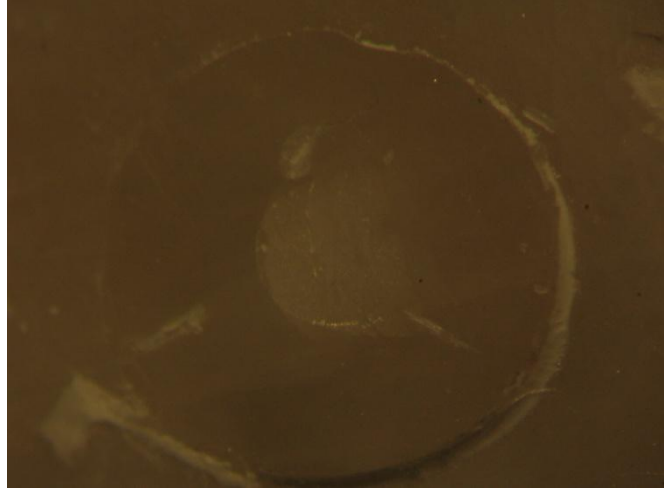
Koheziv kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2 =5.08$   $p=0.406$   $p>0.05$ ).

Karışık kopma tipi sayıları arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $X^2=4.13$   $p=0.530$   $p>0.05$ ).

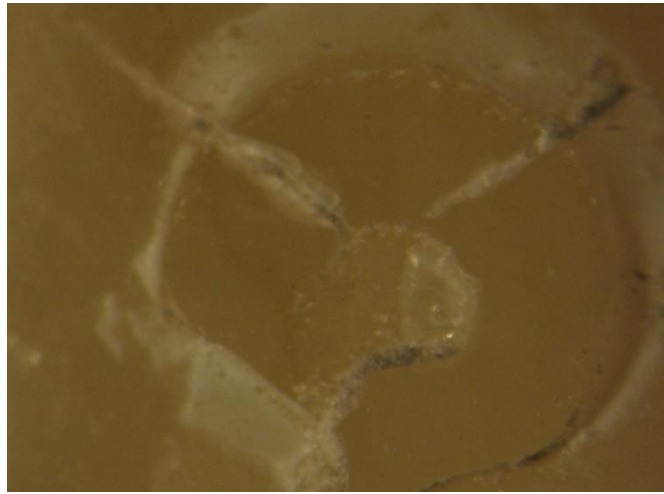




Şekil 4.1: Adheziv tip başarısızlık stereomikroskop görüntüsü (X30)



Şekil 4.2: Koheziv tip başarısızlık stereomikroskop görüntüsü (X30)



Şekil 4.3: Karışık tip başarısızlık stereomikroskop görüntüsü (X30)

Çizelge 4.6: 0,8 mm. preparasyon derinliğinde RelyX ARC rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları

	ADEZİV	KOHEZİV	KARIŞIK
Kontrol	9	0	1
Gluma	8	1	1
BisBlock	9	0	1
Vivasens	10	0	0
Voco Admira	8	0	2
Lazer	9	0	1
Sonuç	$X^2=2.74$ $p=0.739$ $p>0.05$	$X^2=5.08$ $p=0.506$ $p>0.05$	$X^2=2.22$ $p=0.818$ $p>0.05$

Çizelge 4.7: 1 mm. preparasyon derinliğinde RelyX ARC rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları

	ADEZİV	KOHEZİV	KARIŞIK
Kontrol	10	0	0
Gluma	9	0	1
BisBlock	9	0	1
Vivasens	8	1	1
Voco Admira	10	0	0
Lazer	7	1	2
Sonuç	$X^2=6.63$ $p=0.250$ $p>0.05$	$X^2=4.13$ $p=0.530$ $p>0.05$	$X^2=3.70$ $p=0.592$ $p>0.05$

Çizelge 4.8: 0,8 mm. preparasyon derinliğinde Variolink II rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları

	ADEZİV	KOHEZİV	KARIŞIK
Kontrol	10	0	0
Gluma	10	0	0
BisBlock	9	0	1
Vivasens	9	0	1
Voco Admira	9	0	1
Lazer	9	0	1
Sonuç	$X^2=2.14$ $p=0.829$ $p>0.05$	–	$X^2=2.14$ $p=0.829$ $p>0.05$

Çizelge 4.9: 1 mm. preparasyon derinliğinde Variolink II rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları

	ADEZİV	KOHEZİV	KARIŞIK
Kontrol	10	0	0
Gluma	10	0	0
BisBlock	10	0	0
Vivasens	10	0	0
Voco Admira	9	1	0
Lazer	10	0	0
Sonuç	$X^2=5.08$ $p=0.406$ $p>0.05$	$X^2=5.08$ $p=0.406$ $p>0.05$	–

Çizelge 4.10: 0,8 mm. preparasyon derinliğinde Maxcem rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları

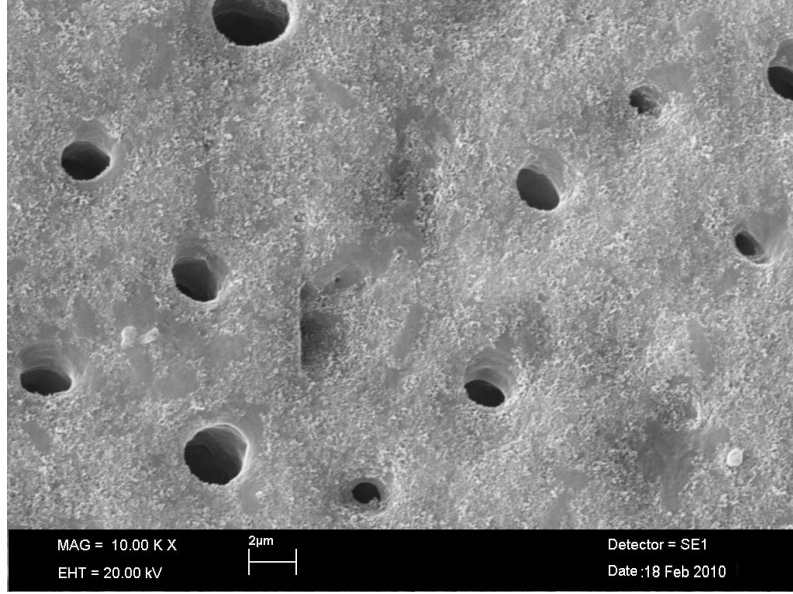
	ADEZİV	KOHEZİV	KARIŞIK
Kontrol	9	0	1
Gluma	10	0	0
Bisblock	9	0	1
Vivasens	9	0	1
Voco Admira	9	0	1
Lazer	8	1	1
Sonuç	$X^2=2.22$ $p=0.818$ $p>0.05$	$X^2=5.08$ $p=0.506$ $p>0.05$	$X^2=1.09$ $p=0.955$ $p>0.05$

Çizelge 4.11: 1 mm. preparasyon derinliğinde Maxcem rezin simana ait başarısızlık durumları ve görülme sayıları

	ADEZİV	KOHEZİV	KARIŞIK
Kontrol	9	0	1
Gluma	9	1	0
Bisblock	10	0	0
Vivasens	10	0	0
Voco Admira	9	0	1
Lazer	10	0	0
Sonuç	$X^2=3.15$ $p=0.676$ $p>0.05$	$X^2=5.08$ $p=0.406$ $p>0.05$	$X^2=4.13$ $p=0.530$ $p>0.05$

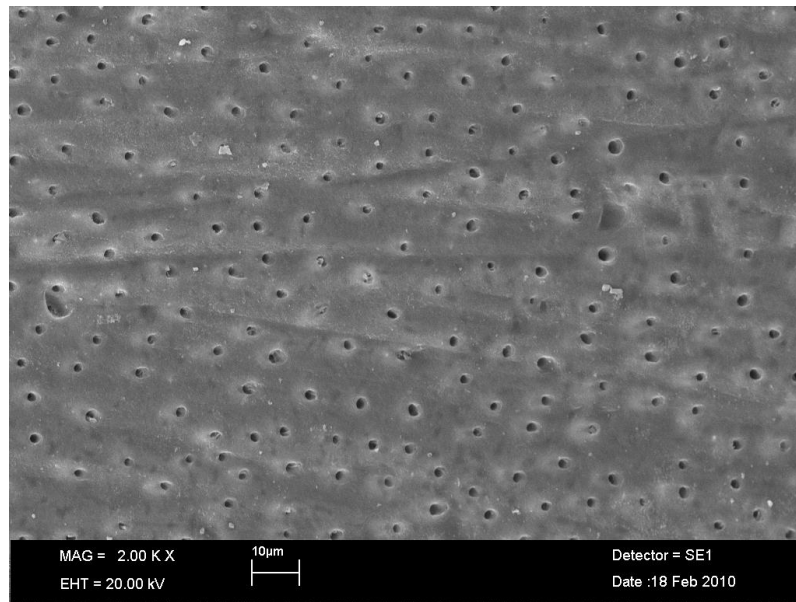
### 4.3 Scanning Elecktron Mikroskop (SEM) Analizi Bulguları

Çalışmada kullanılan hassasiyet gidericiler ve %37'lik ortofosforik asit uygulanan dentin yüzeylerinin X2000-10000 büyütmede elde edilen görüntüleri tübül yapıları ve tübül ağzlarının durumlarına göre değerlendirildi.



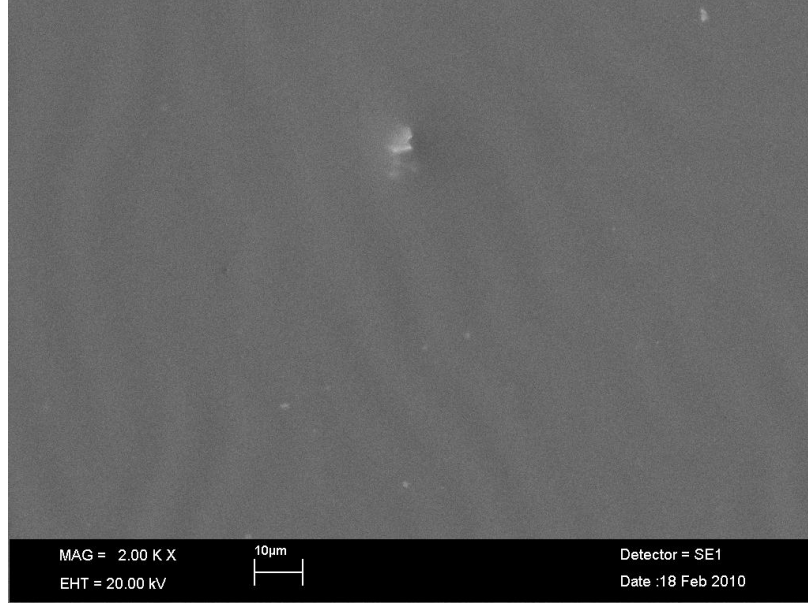
Şekil 4.4: %37'lik ortofosforik asit uygulanmış dentin yüzeyi (X10000)

% 37'lik ortofosforik asit uygulanmış dentin yüzeyinde dentin tübül ağzlarının genişlediği ve smear tabakasının uzaklaştığı görülmektedir.



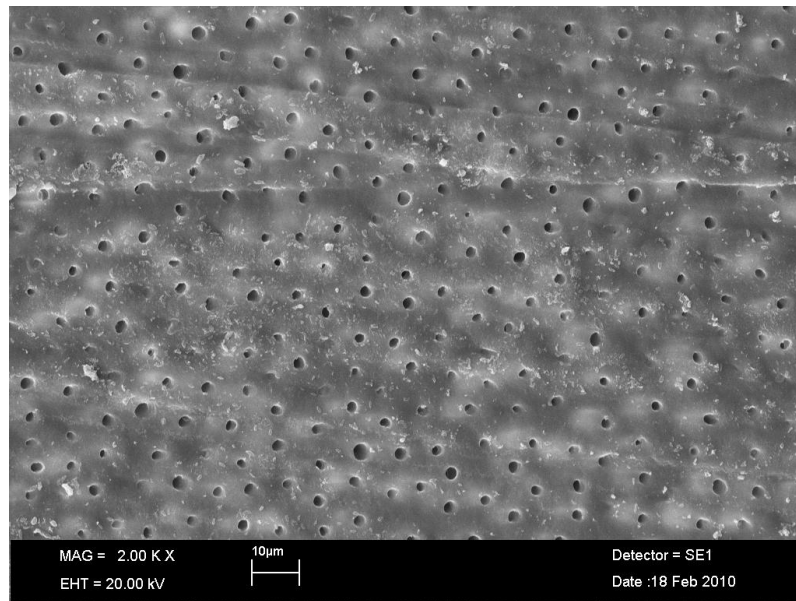
Şekil 4.5: Gluma hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeyi (X2000)

Gluma hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeyinde dentin tübüllerinin % 50'ye yakın kısmında tübül ağzlarının daraldığı görülmüştür. Bunun yanında bazı tübül ağzlarının açık olduğu görülmüştür. Açık, yarı açık ve kapalı tübüller görülmektedir.



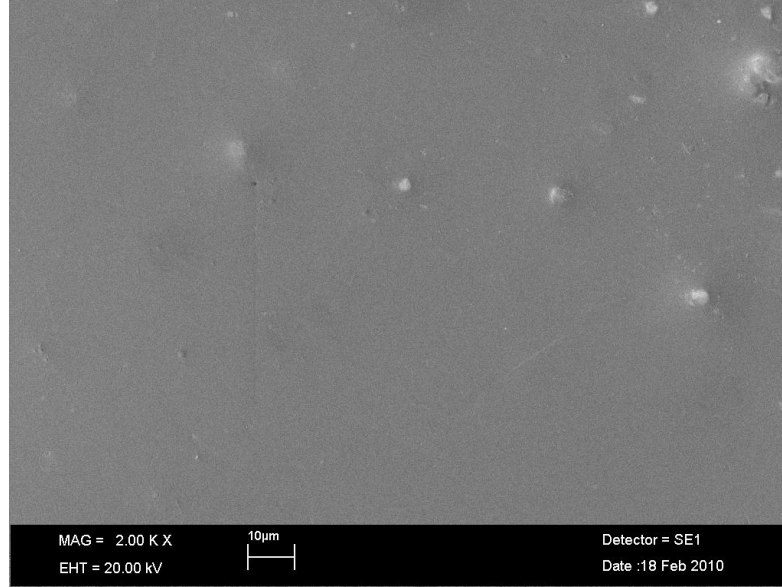
Şekil 4.6: BisBlock hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeyi (X2000)

BisBlock hassasiyet giderici uygulanan dentin yüzeyinin tamamen hassasiyet giderici ajan ile örtüldüğü görüldü. Yüzey görüntüsünde dentin tübüllerinin görülmediği saptandı.



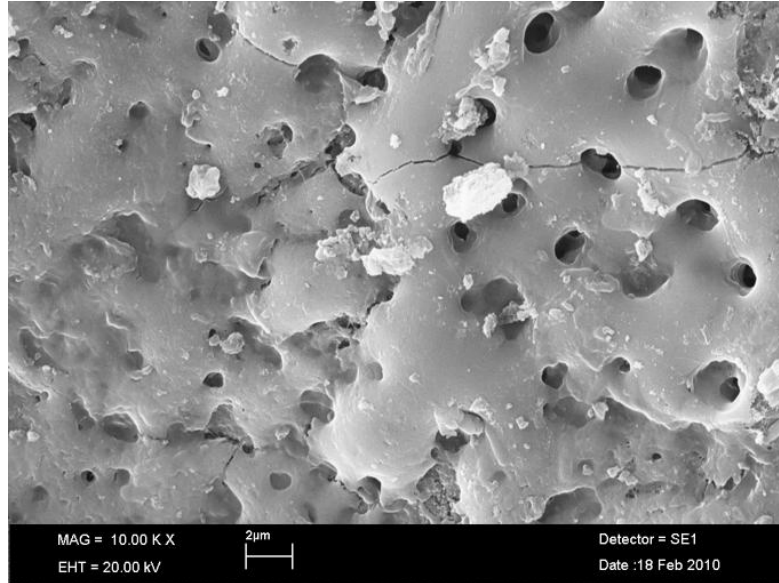
Şekil4.7: Vivasens hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeyi (X2000)

Vivasens uygulanan dentin yüzeyinde bazı tübül ağzlarının hassasiyet giderici aracılığıyla daraldığı görülmüştür. Ancak Gluma hassasiyet giderici uygulanan dentin yüzeyine göre daha fazla sayıda tübül ağzının açık olduğu görülmektedir.



Şekil 4.8: Admira Protect hassasiyet giderici uygulanmış dentin yüzeyi (X2000)

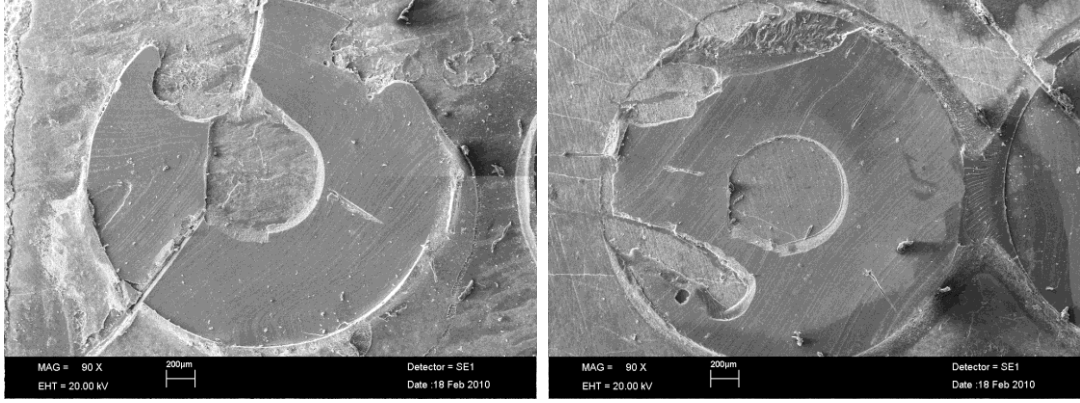
Voco Admira Protect uygulanan dentin yüzeyinin tamamen örtüldüğü görüldü. Yüzey görüntüsünde az sayıda dentin tübül ağzının kısmen kapandığı görüldü.



Şekil 4.9: Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyi (X10000)

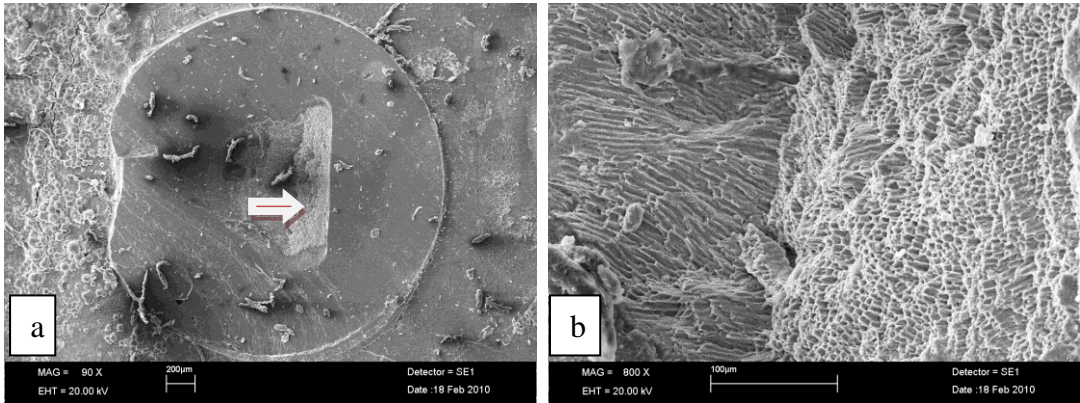


Nd: YAG lazer uygulanan dentin yüzeylerinde smear tabakasının kısmen uzaklaştığı görülmüştür. Erimeyi takiben meydana gelen katılaşma ve rekristalizasyon nedeniyle dentin tübüllerinin etrafında erimiş mineral adacıkları ve mikrokırıklar gözlenmiştir. Ayrıca etrafındaki dokunun erimesi sonucu dentin tübüllerinin ağızlarının daralmış veya kapanmış olduğu ve yüzeyin süngerimsi bir görünüm aldığı görülmüştür.



Şekil 4.10: Adeziv tip kopma SEM görüntüleri (X90)

Adeziv tip kopma SEM görüntülerinde siman örneklerin koptuğu alanlarda dentin yüzeyi görülmektedir. Kopmanın siman ve dentin arasındaki adeziv tabakada olduğu anlaşılmaktadır. Dentin yüzeyinde örneklerin hazırlanması sırasında silikon karbid zımpara uygulanmasıyla oluşan düz çizgiler görülmektedir,



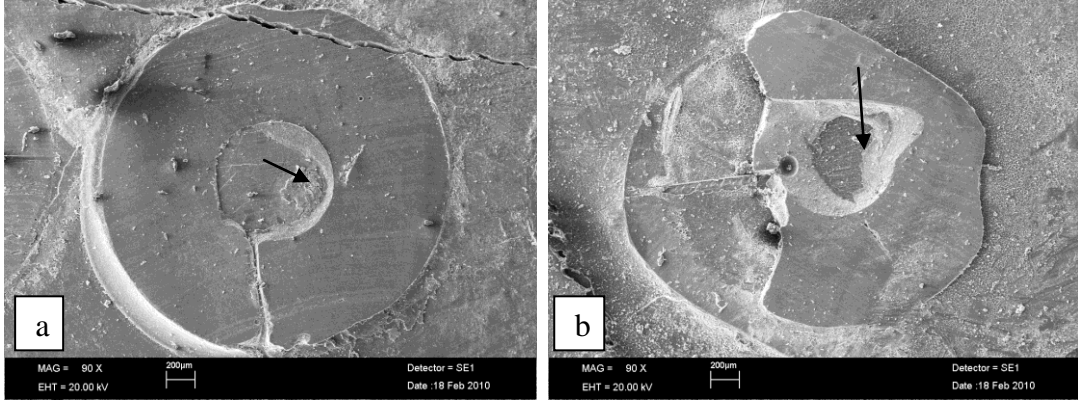
Şekil 4.11: Koheziv tip kopma SEM görüntüleri (X90-800)

Koheziv tip kopma görüntüsünde

a. Okla gösterilen bölgede kopma sırasında siman örnekle beraber dentin dokusundan da kopma olduğu görülmektedir.

b. Kopan aynı dentin yüzeyinin daha yakın görüntüsünü göstermektedir.





Şekil 4.12: Karışık tip kopma SEM görüntüleri (X90)

Karışık tip kopma görüntüleri incelendiğinde

- a. Kopma yüzeyi incelendiğinde okla gösterilen kısımda rezin siman içerisinde bir koheziv kopma görülürken diğer kısımlarda adeziv tip kopma görülmektedir.
- b. Kopma yüzeyi incelendiğinde okla gösterilen merkez kısımda adeziv tip kopma periferinde ise rezin siman içerisinde koheziv tip kopma birlikte görülmektedir.

## 5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde estetik beklentinin giderek artması ve yapılan tedavilerde konservatif yaklaşımların benimsenmesi yeni ürünlerin ortaya çıkmasına ve bu yaklaşımların klinik uygulamalarda daha fazla yer bulmalarına neden olmuştur.

1950'li yıllardan itibaren adezyonun gelişimi ile birlikte tam porselen kronların, porselen laminatelerin, estetik inley ve onleylerin simantasyonunda; hem porselene hem de dişin sert dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanabilen kompozit esaslı rezin simanlar üstün mekanik, fiziksel ve estetik özelliklerinden dolayı kullanılmakta ve genellikle de dual sertleşen rezin simanlar tercih edilmektedir (3,141,142).

Diş preparasyonu önemli oranda sağlam diş yapısının uzaklaştırılmasını gerektirmektedir. Kron preparasyonu sonrasında açığa çıkan dentin yüzeyinin alanı bir molar dişte yaklaşık 1 cm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Preparasyonla uzaklaştırılan diş dokusunun miktarına ve dişin boyutlarına bağlı olarak dentin yüzeyinde 1-2 milyon tübül açığa çıkabilir. Preparasyonun boyutları pulpa odasına yaklaştıkça dentin kanallarının çapı artmakta, bu da, post-operatif dönemde dentin hassasiyetinin gelişebilme olasılığını arttırmaktadır (143).

Johnson ve ark. (144) prepare edilmiş dentin alanının ortalama % 1,3-3,3'ünün dentin tübülü ağız açıklıklarından oluştuğunu bildirmişlerdir. Ortama açılan dentin dokusu dış kaynaklı uyaranlara daha çabuk cevap verir. Kron köprü restorasyonlarının yapıştırılmasında sıklıkla kullanılan çinko fosfat, cam iyonmer simanların asidik doğası ve kompozit rezin simanların dişe bağlanması için gerekli asitleme işlemi, dentin yüzeyindeki smear tabakasının kaybolmasına neden olur. Yapıştırma simanı dentin tübülleri içerisine girer ve burada sertleşerek pulpada çok fazla miktarda hidrostatik basınca neden olarak hassasiyet semptomlarının gelişmesine neden olur (145).

Restorasyonların yapıştırılmasında dentin bonding ajanların rezin simanlar ile birlikte kullanımının, polimerizasyon esnasında oluşan aralığı ve hassasiyeti azalttığı görülmüştür. Dentin bağlayıcı ajanların kullanımı ile dentin kanallarının tıkanması, prepare edilen dentin yüzeyindeki mikroorganizmaların kolonize olarak pulpaya penetre olmalarını engeller (146).

Rezin siman diş yüzeyine bağlanmak için adeziv ajanlar ihtiva ederler ve böylece hem dişe hem de restorasyona bağlanma sağlarken, restorasyon ile diş arasında oluşabilecek mikrosızıntının önlenmesini, postoperatif hassasiyetin azalmasını, marjinal bölgede renklenme ve çürük oluşumunun önlenmesini sağlarlar (147).

Kron köprü simantasyonundan sonra vital destek dişlerin % 15'inde hassasiyet görüldüğü belirtilmiştir (8). Simantasyon işlemlerinden sonra oluşabilecek hassasiyeti önlemek için dentin hassasiyet giderici ajanların uygulanması önerilmektedir (148).

Rezin simanların kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Pek çok çalışma ile kanıtlanmış olan üstün özellikleri nedeni ile bu çalışmada 3 dual sertleşen kompozit rezin (Variolink II, Rely X ARC ve Maxcem) simanın beş ayrı dentin hassasiyet giderici uygulaması sonucu bağlanma dayanımları iki farklı preparasyon derinliğinde değerlendirilmiştir.

Dentinin yapısındaki ve kompozisyonundaki değişiklikler restorasyonların bağlanmasında önemlidir. Dentin tübüllerinin lokalizasyonu ve oriyantasyonu sonucu etkileyebilmektedir (21,135). Çalışmadaki aynı malzemelerle aynı koşullarda hazırlanan örneklerin farklı bağlantı direnci değerleri göstermesi bu durumla ilişkilendirilebilir.

Mine-dentin birleşimine yakın yüzeyel dentin ile pulpaya yakın derin dentin birbirinden farklı yapıya sahiptir. Yüzeyel dentinde hidroksiapatit oranı % 90, pulpaya yakın dentinde ise % 50'dir. Yüzeyel dentinde peritübuler dentin oranı, derin dentine oranla daha fazladır(149,150).

Dentinin özellikleri uygun adezyon sağlamak için önemlidir. Bağlantı direnci testlerinde bağlantı alanı için kullanılan dentin bölgesi ve derinliği bağlantı dayanıklılığında önemli rol oynar (151). Dentin yüzeyi açığa çıktığında dentin sıvısı preparasyon yüzeyine doğru harekete geçer (54), bu da bağlayıcının sıvıyla temasına neden olmaktadır. Dentinde bulunan tübül sayısı ve bunların genişlikleri derin dentinde daha fazladır. Buna bağlı olarak pulpaya yakınlık arttıkça dentin kanalları içerisinde bulunan sıvının miktarı da artar. Bu durum bağlayıcı ajanların uzun dönem başarısını etkileyebilir. Ayrıca genç bireylerde dentin tübülleri geniştir. Dentin tabakasının mineralize olmaması bağlantı dayanıklılığını düşürür (152). Yeşilyurt ve Bulucu (151) total-etch adezivlerin, derin ve yüzeyel dentinde bağlantı dirençlerini inceledikleri çalışmalarında, derin ve yüzeyel dentin arasında bağlantı direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Yine de yüzeyel dentindeki bağlantı direnci değerlerinin derin dentine göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Mine dışın fasiyal yüzeyinin gingival orta ve insizal üçlü kısımlarında farklı kalınlıklara sahiptir. Kalınlığı fasiyal gingival üçlüde 0,3-0,5 mm. arasında, orta üçlüde 0,6-1.0 mm'ye kadar insizal üçlüde 1,0-2,1 mm arasında olabilir.(153). Christensen (154) üst keser dişler için kaldırılabilen ideal mine miktarının 0,75 mm. olduğunu belirtmiştir. Natress ve ark. (155) standardize edilmeden yapılan preparasyon sonrası

dişin proksimal ve servikal mine bölgesinde çoğu zaman dentinin açığa çıktığını ve dişlerin büyük çoğunluğunda mine kalınlığının 0,5 mm.'den de az olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada boyutları uygun dişler seçilerek mine–dentin birleşimine yakın yüzeyel dentin kullanılmıştır. Çalışmada diş yüzeylerinde dentin dokusu açığa çıkarılırken, özellikle klinikteki kesim derinlikleri göz önüne alınarak labial diş yüzeylerinde 0,8 ve 1 mm. oluk derinliğine sahip rehber frezlerle derinlik işaretlemeleri yapılmıştır. Böylece tüm bağlantı yüzeylerinin yüzeyel dentinde olması sağlanmıştır.

Diş yapısına adezyonu test etmek için ISO, daimi insan dişi veya daimi sığır dişlerinin kullanılmasını önermektedir (156). Çok sayıda çürüksüz, sağlam çekilmiş dişin elde edilmesi gün geçtikçe zorlaşmaktadır. Bundan dolayı adezyon testlerinde insan dişlerinin yerine kullanılabilir en yakın aday sığır dişleridir. Bir çalışmada 4 farklı dentin bağlayıcı ajanın makaslama bağlantı direncinin yüzeyel insan dişi ve yüzeyel sığır dişi arasında belirgin bir farklılık olmadığı bildirilmiştir (157).

ISO, eğer mümkünse 16-40 yaş arasındaki bireylerin dişlerinin bağlantı testlerinde kullanılmasını önermektedir (156). Genellikle çalışmalarda kullanılan dişlerin ait oldukları bireylerin yaşları bilinmemektedir. Bir çalışmada yaşları 9-21 arasında olan genç bireylerin dentini ile yaşları 42-64 olan yaşlı bireylerin dentinin bağlantı dirençlerinin benzer olduğu bildirmiştir (158).

Bağlanma gücü çalışmalarında en ideal olan, deneyin dişlerin çekiminden çok kısa bir süre sonra yapılmasıdır. ISO 6 aydan daha uzun bekletilen dişlerin dentin proteinlerinde dejeneratif değişiklikler meydana geldiğini ve bu nedenle bağlanma gücü ölçümlerinde 6 aydan daha uzun süre bekletilen dişlerin kullanılmaması gerektiğini bildirmiştir (141). Bu nedenle, çalışmamızda kullanılan dişler en fazla 3 ay +4<sup>0</sup>C de bekletilmiştir.

ISO deney dişlerinin saklandığı sıvıdaki herhangi bir kimyasal malzemenin dişin yapısına girerek değişikliklere neden olabileceğini bu nedenle bağlanma ölçümü yapılacak dişlerin distile suda saklanması gerektiğini bildirmiştir (156,142). Bu çalışmada da dişler ISO'nun önerisi doğrultusunda distile suda bekletilmiş ve saklama sıvısı haftada bir kez değiştirilmiştir.

Değişik saklama solusyonlarında bulunan sığır dişlerine bağlanma dayanımlarının incelendiği bir çalışmada en yüksek bağlantı direnci değerlerinin 24 saat distile suda bekletilen kontrol grubunda görüldüğü bildirilmiştir (160)

ISO bağlanma gücü ölçümlerinde örneklerin deney öncesi bekleme süresi için çeşitli yöntemler önermektedir. Kısa süreli deney yönteminde hazırlanan örnekler deneye kadar 24 saat 37°C'lik su içerisinde, uzun süreli deney yönteminde ise 6 ay 37°C'lik su içerisinde saklanmaktadır. Ancak malzemelerin nemli ortama dayanıp dayanamadıklarının anlaşılabilmesi için 24 saat suda bekletilmeleri yeterlidir (159).

Bazı çalışmalarda gerek erken dönemdeki bağlantıyı incelemek gerekse çeşitli işlemlerle ağız ortamında mevcut olan ısıl etkenlerin ve okluzal yüklemelerin bire bir taklit edilmesinin mümkün olmaması düşüncesiyle bu işlem tercih edilmemiş ve örnekler 24-72 saat 37°C ya da oda sıcaklığında distile suda bekletilmiştir (161,162). Araştırmaların çoğunda testler yapıştırma işleminden 24 saat sonra yapılmıştır. Bununla beraber çalışmalardaki test zamanının 1, 15, 30, 45 dak., 3, 6, 10, 12, 48 saat, 1 hafta, 3, 6 ay ve 1, 3 yıla kadar değişmektedir. Bazı çalışmalarda ise test zamanı belirtilmemiştir (133,151).

Bu nedenle çalışmada ISO'nun kısa süreli deney olarak tanımladığı yöntem tercih edilmiş ve ısı banyosu (termal-siklus) deneyi gerçekleştirilmemiştir. Rezin simanın bağlandığı örnekler hazırlandıktan sonra birçok çalışmada olduğu gibi 24 saat oda sıcaklığında distile suda bekletilmiş daha sonra mikro-makaslama deneyleri uygulanmıştır. (163). Termal siklus ve çiğneme kuvvetleri etkisiyle bağlantıda meydana gelen değişiklikler ayrı bir çalışma konusu olarak incelenebilir.

Bağlanma dirençlerinin ölçülmesi amacıyla yapılan in vitro çalışmalarda dentin yüzeyi silikon karbid veya alüminyum oksit aşındırıcılarla aşındırılmakta ya da elmas frez kullanılmaktadır. Ancak klinik olarak dentin dokusu silikon karbid ya da alüminyum oksit aşındırıcılar ile prepare edilmemektedir (161,162).

ISO bağlanma gücü ölçümü ile ilgili çalışmalarda dentin yüzeylerinin 1000 grit silikon karbit zımpara ile bitirilmesi gerektiğini bildirmektedir. Ancak çalışmaların çoğunluğunun genellikle 600 grit silikon zımpara ile aşındırılmış dentin yüzeylerinde gerçekleştirildiği görülmektedir. (163). 400 gritlik silikon karbit zımpara yaklaşık 35 µm abraziv partikül boyutuna sahiptir.

Dentin yüzeyinde standardize smear tabakası oluşturmak için çoğu çalışmada 600 gritlik silikon karbid zımpara ile zımparalama işlemi yapılmaktadır. Değişik grit büyüklüğüne sahip zımparaların oluşturduğu yüzey şeklinin bağlantıya etkilerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, McInnes ve ark. (164) 600 gritlik zımparanın etkisinin 320 gritlik zımparadan sonra bitirme frezinin uygulanmasıyla aynı yüzey özelliklerine ve bağlantı direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada, literatür verileri ile

karşılaştırılabilmesi için prepare edilen dentin yüzeyleri 180 ve 320 grit silikon karbit zımpara ile aşındırılmış daha sonra dentinde 400 ve 600 grit silikon karbit zımpara ile smear tabakasının standardizasyonu sağlanmıştır.

Dentin yüzeyi tübüler yapısından kaynaklanan tübüler sıvı ve adeziv bağlanma işlemleri sırasında yapılan yıkama sonucu nemli olmaktadır. Adeziv bağlantılarda dentin yüzeyinin aşırı kurutulması adeziv bağlantı değerlerini düşürebilmektedir. Aşırı kurutma, asitle dağlama işlemi sonucu demineralizasyon ile oluşan serbest kollajen liflerin çökmesi ile hibridizasyonun oluşmasını engellemektedir. Bundan dolayı adeziv diş hekimliğinde nemli bağlantı uygulaması geçerli bir yöntem olarak uygulanmaktadır. Bu amaçla dentin yüzeyinin ıslaklığının pamuk pelet veya kısa süreli hava spreyi ile kurutulması önerilmektedir (12,165,166). Yaptığımız çalışmada da 10 cm. mesafeden 5 sn. hava spreyi kullanılarak dentin yüzeyi kurutulmuş nemli bağlantı için uygun dentin yüzeyi sağlanmaya çalışılmıştır.

Dual polimerize olan rezin simanlar uygun çalışma zamanı ve kontrollü polimerizasyon sunar, içerisinde bulunan kimyasal aktivatörlerde yüksek derecede polimerizasyonunu sağlarlar (167). Birçok dual polimerize rezin siman ışıkla polimerizasyona ihtiyaç duymakta ve ışık olmadığı zamanda yetersiz sertlik göstermektedir. Metil metakrilat esaslı rezin kompozitler; fissür örtücü, bonding ajan, rezin siman ve dolgu maddesi gibi birçok amaç için diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunlardan birçoğu 400-500 nm. dalga boyu arasında ışık yayan ışık cihazları ile polimerize olmaktadır. Halojen ışık kaynağı, 40 sn. ışınlama süresi uygulanarak dolgu maddelerinin polimerizasyonunda kullanılmaktadır (168).

Dual-cure rezin simanların çalışma süreleri uzundur ve kontrol edilebilir. Ancak sertleşmelerinde ışık yoğunluğu, ışığın uygulanma süresi ve uygun dalga boyunun seçimi önemlidir (169). Resin simanların polimerizasyonlarında çeşitli ışık cihazları kullanılmaktadır. Bunlar arasında en fazla tercih edilenler kuartz-tungsten halojen ışık cihazlarıdır (170). Bu cihazlarda, spectral alanı 300-1000 nm. olan halojen lambalar kullanılır ve hem ultraviole hem de infrared enerji içerirler. Aktivasyonları esnasında ısı ve ışık oluşturma özelliğine sahiptirler. Birçok çalışmada, 2 mm. kalınlığında rezinin polimerizasyonu için, 400-500 nm. dalga boyunda ve en az 300 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücünde bir halojen cihazla 40 sn. uygulama süresi gerektiği bildirilmiştir. Işık gücü 1000 mW/cm<sup>2</sup>den yüksek olan cihazların karşılaştırıldığı çalışmalarda ise, genelde 10 sn. uygulama süresi belirlenmiştir (171). Blackman ve ark. (172) yaptıkları bir çalışma sonucunda, inley restorasyonu altında bulunan rezin simanın yeterli polimerizasyonun

sağlanabilmesi için, ışık kaynağı ile arasındaki mesafenin en fazla 3 mm. olması gerektiğini vurgulamışlardır.

Çalışmamızda kullandığımız cihaz, ışık yoğunluğu açısından periyodik olarak test edilmiş ve cihazın 500-600 mW/cm<sup>2</sup> arası yoğunlukta görünür mavi ışık vermesi ve ışık kaynağı ucu örneklerin hemen üstüne yerleştirilerek mümkün olan en yakın mesafeden uygulanması sağlanmıştır.

Her bir dişe ait yapısal farklılıkların bağlantı direncini etkilediği belirtilmiştir (152). Çalışmamızda bu farklılıkların etkisini azaltmak için, her diş yüzeyine 2 veya 3 bağlantı örneği yapıştırılmıştır.

Kullanılan dental materyallerin etkinliğini değerlendirmek veya piyasaya sürülen yeni bir adeziv sistemin ağız içindeki durumunu önceden tahmin edebilmek için, laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen adezyon deneyleri uygulanır (173,174). Benzer koşullar altında incelenen materyal ve restorasyonlardan elde edilen sonuçlar klinik kullanım için öngörü oluşturur. In vivo ve in vitro tekniklerdeki değerlendirme farklarının karşılaştırıldığı bir çalışmada in vivo ve in vitro teknikler arasında paralellik görülmüştür (175).

Klinik çalışmaların maliyetinin yüksek olması ve sonuçların alınması için uzun süre gerektirmesi en önemli dezavantajlarıdır. Bunun yanı sıra hasta takibindeki güçlükler ve bireysel farklılıklar nedeniyle başarısızlık kaynağının her zaman tam olarak belirlenememesi sözkonusudur. Bu nedenle laboratuvar testleri daha yaygın olarak uygulanmaktadır. Ancak laboratuvar testlerinde de ağız ortamının dinamik olmasından dolayı birebir biyolojik ortamın taklit edilebilmesi imkansızdır (161,162,173,176).

Ağız ortamında ısırma ve çiğneme fonksiyonları esnasında restorasyon ve diş dokusu arasında oluşan stres komplike bir yapıdadır. Bu streslerin alınan gıdaların oluşturduğu kimyasal ve ısısız gerilimlerle birlikte diş dokusuna daha çok dikey ya da paralel yönde gelen gerilme ve makaslama kuvvetleriyle meydana geldiği belirtilmektedir (177). Kronlar, çeşitli hareketleriyle intraoral olarak çekme (tensile), makaslama (shear), basma (compressive), oblik ve tüm bunların kombinasyonu tipteki kuvvetlere maruz kalırlar. Tüm bu kuvvetlerin aynı anda simülasyonu olanaksızdır (161,177).

Bu çalışmada bağlantı dayanıklılığı testleri statik ortamda gerçekleştirilmiştir. Ağız ortamındaki restorasyonlar aracılığıyla bağlantı ara yüzeyleri dinamik kuvvetler altındadır. Bu yüzden in-vitro bağlantı dayanıklılığı çalışmalarında yorma testlerinin de

yapılmasına ihtiyaç vardır. Böylece adeziv sistemlerin, dolayısıyla rezin simanların in-vivo şartlardaki bağlantı dayanıklılıkları hakkında kliniğe daha yakın bilgiler edinilmesi sağlanacaktır (178).

Laboratuvarda dental materyallerin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemler bağlanma testleridir. Bağlanma testleri uygulanan kuvvetin yönüne göre adlandırılmaktadır. Çekme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik gelirken makaslama testlerinde bağlanma yüzeyine paralel gelmektedir. En çok tercih edilen bağlanma direnci ölçümü metodu makaslama testidir (161,177,179). Bağlanma direnci deneyleri için çekme ve mikro-çekme (micro-tensile) ile makaslama ve mikro-makaslama (micro-shear) testleri yapılmaktadır. Makrotestlerde dental restorasyon boyutlarına yakın örnekler kullanılır. Mikro-testler ise daha küçük test alanı boyutlarına sahip örnekler ile gerçekleştirilir (161,162,173).

Rezin simanların mikrosızıntıları, bağlanma dayanımları ve diğer özelliklerinin değerlendirilmesi açısından in vitro (180) ve in vivo (181) bir çok çalışma yapılmıştır. Çalışmalarda, rezin simanların dentine bağlantı dayanıklılığı yaygın olarak kesme ve gerilme testleri ile incelenmiştir. Al-Salehi ve ark.(151) bağlantı dayanıklılığını inceleyen 50 araştırmayı değerlendirmişlerdir. Araştırmalarda % 80 oranında kesme testi, % 18 oranında gerilme testi, % 2 oranında ise hem kesme hem de gerilme testlerinin kullanıldığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda, bu nedenle dentin - rezin siman ara yüzeyi mikro - kesme testi ile incelenmiştir.

“Tensile” ve “shear” testleri gibi in vitro bağlanma dayanımı testleri, kopma meydana gelene kadar yük uygulanması esasına dayanır. Bu yüzden, adeziv sistem ve bağlanan materyal arasındaki bağlanma dayanımını test etmek için, stresin en fazla biriktiği bölge olan arayüz bağlantısı esas alınır (182). Van Noort ve ark. (132) bağlantı incelemeleri için kompozit rezinleri kendi bağlayıcı ajanları ile dentin ve mineye yapıştırarak sonlu elemanlar analizi ile gerilim dağılımlarını değerlendirmişlerdir. Bağlantı kuvveti hesaplamalarında birim alana uygulanan kuvvet değerlerinin doğru olmadığını açıklamışlardır. Sonlu elemanlar analizi geleneksel gerilme ve makaslama testlerinin, test düzeneklerine düzgün bir iç yapısal stres uygulayamadıklarını ve bu test sonuçlarının test edilen ara yüzün geometrisi, kuvvet uygulama şekli, materyallerin elastik modülleri, bağlantı örneğinin boyutları gibi birçok faktöre bağlı olduğunu göstermiştir (132). Örnek modellemelerinde, kompozit örneğe kuvvet uygulandığında, birim alana eşit kuvvetin dağılmadığını göstermişlerdir. Restorasyonlar üzerine yükleme yapıldığında dentin dokusu-yapıştırma simanı-seramik



ara yüzeylerinde yüksek miktarlarda gerilim kuvveti oluşacağı ve ara yüzde meydana gelen bu stresin seramik, yapıştırma simanı ve dentin arasındaki gerilim farkından kaynaklandığı bildirilmiştir (132). .

Bazı araştırmacılar farklı şekillerde olan ara yüz streslerini bertaraf etmek için modifiye çekme deneylerini tercih etmektedirler. Ancak çekme deney sonuçlarında özel geometriden dolayı kuvvet uygulaması sırasında düzensiz ve büyük stres dağılımı olması nedeniyle esas olarak makaslama deneyi tercih edilmektedir (183).

Mikro-test metodları teknik olarak zordur. Örneklerin hazırlanması sırasında yanlış kuvvet uygulanımı veya vibrasyon oluşması bağlantının bozulmasına sebep olur. Mikro-testlerde 5 MPa'nın altındaki bağlanma dirençlerinin ölçümü son derece güçtür. Testler esnasında uygulanan kuvvetlerin akslarının istenilen şekilde olabilmesi için özel düzenekler gerekmektedir (161,162). Bağlanma direnci ölçümünde kullanılan test yöntemlerinin standardizasyonun sağlanması; örneğin geometrisi, yüzey alanı, kullanılan materyalin çeşidi gibi bir çok parametreye bağlı olarak son derece güçtür (173,177,179). Bu nedenle bağlanma dirençlerinin karşılaştırılmasında sayısal değerlerin kullanılması mümkün değildir. Testler tekrar edilebilir değildir. Bağlanma dirençleri aynı çalışmada yer alan farklı örneklerin değerlendirilmesi ve birbiriyle kıyaslanmasında kullanılabilir. Deneylerde kullanılan ara parçalar ve kuvvetin uygulandığı eksen gerilme kuvvet değerlerinin, kesme kuvvet değerlerinden daha fazla etkilediğini belirtmişlerdir. Gerilmenin uygulandığı ekseninde az bir kaymanın bile test sonuçlarını değiştirebileceğini açıklamışlardır (133,184,185).

Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda dentin yüzeyine yapıştırılmış mikro-silindir örnekler üzerine mikro-makaslama testi uygulandı.

Adeziv sistemlerin bağlantılarını test etmek için kullanılan deney örneklerinin boyutları literatürde farklılık göstermektedir (133). Büyük örnek alanının küçük örnek alanına göre, daha düşük bağlantı dayanıklılığı değerleri ortaya çıkardığı ileri sürülmektedir (133). Ancak bu farklılık, deney sonucu elde edilen Newton cinsinden kuvvet değerlerinin, deney örneği yüzey alanına bölünmesiyle elde edilen, birim alana düşen kuvvetin MPa cinsinden bildirilmesiyle standardize edilmiştir. Çalışmamızda bağlanma yüzey alanına sahip örnekler kullanılmıştır. Çalışmamızda dentin yüzeyindeki adezyon alanını sınırlandırmak amacıyla 0,7 mm. çapında ve 1 mm. yüksekliğinde tygon tüpler kullanılmıştır. Son zamanlarda yapılan çalışmalarda daha küçük örnek yüzey alanı kullanılmaktadır. Bunda amaç, dentinde defektli bölgelerle karşılaşma olasılığını azaltmaktır.

Bağlantı testlerindeki en önemli parametre adezyon alanıdır. Küçük adezyon alanlarının daha yüksek bağlanma dirençleri değerleri verdiği gösterilmiştir. Bu nedenle pratikte mikro-testlerle elde edilen test sonuçları makro-testlerle elde edilen sonuçlardan daha yüksektir. Makro-çekme direnci değerleri ise makro-makaslama direnci değerlerinden daha düşüktür (176).

Makaslama ve gerilme direnci testleri karşılaştırıldığında, ölçülen bağlantı dayanım değerlerinde belirgin bir farklılık görülmediği, ancak adeziv tip başarısızlığın, makaslama direnci testleri sonucunda daha sık olarak görüldüğü bildirilmiştir. Bu nedenle makaslama direnci testinin adezyon testlerinde tercih edilmesi önerilmektedir. Literatürde en yaygın olarak kullanılan testin, makaslama testleri olduğu bildirilmiştir (151).

Al-Salehi ve ark. (151) incelemelerinde, kesme testlerinde elde edilen maksimum ortalama değer 16,19 MPa, minimum ortalama değer 5,87 MPa'dır. Gerilme testlerinde elde edilen maksimum ortalama değer 12,68 Mpa, minimum ortalama değer 3,83 MPa olarak bulunmuştur. Kesme test değerlerinin ortalaması 12,97 MPa, gerilme test değerlerinin ortalaması 9,2 MPa'dır.

Yapılan farklı çalışmalarda adeziv ajanların veya rezin simanların 7-40 MPa arasında bağlanma dayanımı değerleri verdiği görülmüştür (133). Bu çalışmadaki sonuçların da bu aralıkta bulunduğu görülmektedir.

ISO, makaslama bağlantı direnci testlerinde kırıcı yükün 0.45 ile 1.05 mm/dk. arasında bir çapraz baş hızıyla uygulanmasını önermektedir (156). Ancak birçok çalışmada 5.00 mm/dk'ya ulaşabilen çok farklı uygulama hızları görülmektedir (186). Makaslama bağlantı dirençlerinin ve başarısızlık tiplerinin çapraz baş hızından etkilendiği bildirilmiştir. Makaslama testlerinin yapılması sırasında universal test cihazının hız değerinin de sonuçlar üzerine etkisi olduğu bildirilmiştir. Lindemuth ve Hara yaptıkları çalışmalarda makaslama testleri için en uygun çene hızının 0.5 mm/dak olduğunu göstermiştir. 1.00 ve 5.00 mm/dk'lık çapraz baş hızının daha yüksek kuvvette kırılmaya neden olduğunu bildirmişlerdir. Daha yüksek çapraz baş hızı kullanımının anormal stres dağılımına neden olarak dentinde koheziv tip başarısızlıkların görülme oranını artırdığı bildirilmiştir (187). 0.50 ve 0.75 mm/dk'lık çapraz baş hızına sahip grupta, daha fazla adeziv tip başarısızlık görüldüğünü ve bundan dolayı makaslama direnci testlerinde 0.50 veya 0.75 mm/dk'lık çapraz baş hızının kullanılmasının daha güvenilir sonuçlar ortaya çıkaracağını önermişlerdir (186).

Çalışmamızda, ISO'nun önerileri doğrultusunda test aletinde kırıcı yük 0.5 mm/sn'lik bir çapraz baş hızıyla uygulanmıştır. Örneklerin sadece 6' sında koheziv tip başarısızlık görülmesi, düşük hızda çapraz baş hızının daha az koheziv başarısızlığa neden olacağı bilgisiyle uyum içindedir.

Kopma yüzeyi değerlendirmeleri en az bağlanma kuvvetleri kadar önemlidir. Kopma tipleri genellikle adeziv, koheziv ve her ikisinin görüldüğü karışık kopma olarak sınıflandırılır (27). Dentine bağlantı dayanıklılığı ile ilgili kopma tipleri değerlendirildiğinde, çalışmalarda % 2 adeziv, % 14 koheziv, % 26 adeziv-koheziv kopma olduğu ancak çalışmaların % 58'inde kopma tipinden bahsedilmediği belirtilmiştir (151).

Sano ve ark.(134) mikrotensile bağlantı dayanımı testini yaklaşık 1 mm<sup>2</sup> bağlantı yüzeyine sahip örnekler kullanarak geliştirmişlerdir. Bu yöntemle geniş bağlantı yüzeyine sahip örneklere göre daha çok adeziv kopmalar ve aynı zamanda daha yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir. Erickson ve ark. (188) daha küçük yüzeylerden elde edilen yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin daha geniş örneklerden elde edilen değerlerden istatistiksel olarak farklı olmadığını göstermişlerdir. Aynı zamanda geniş bağlantı yüzeylerinin dentinde düşük bağlantı dayanımına sahip koheziv kopmalara sahip olduğunu göstermiştir. Makaslama ve gerilme direnci testleri karşılaştırıldığında, ölçülen bağlantı dirençlerinde belirgin bir farklılık görülmediği, ancak adeziv tip başarısızlığın, makaslama direnci testleri sonucunda daha sık olarak görüldüğü bildirilmiştir (135).

Adeziv tip başarısızlığın makaslama direnci testlerinde daha çok oranda görüldüğü bilgisine paralel olarak çalışmamızda, test örneklerinin %92'sinde adeziv tip başarısızlık görülmüştür.

Yapıştırma simanlarının diş yüzeyine olan bağlantılarının incelendiği çalışmalarda çeşitli teknikler kullanılmıştır. Bunlardan en yaygın olanı Tarama Elektron Mikroskop ile yapışma yüzeyinin incelenmesi tekniğidir (189). Biz de çalışmamızda yapıştırma simanlarının bağlantılarını stereomikroskop gözlemlerinin ardından SEM yardımıyla inceledik.

Birçok çalışmada kopma tiplerinin incelenmesi ışık mikroskobu ile yapılmıştır. Bağlantı kuvvetlerinin geçerliliği, ancak kırılma yüzeylerinin SEM incelemeleri ile birlikte değerlendirildiğinde doğrulanabilir (133). Bu çalışmada incelenen örneklerde, kopmaların tamamı adeziv tabaka ile dentin arasında veya dentinde koheziv kopmadır. Bu durum diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir.

Yapılan birçok bağlanma kuvveti testinde, kopma değerleri bağlanan maddenin kendi iç koheziv kuvvetlerinin çok altındadır. Buna rağmen, örneklerde yüksek oranda koheziv kırılmalara rastlanmaktadır. Çalışmalarda dentinde içinde sıklıkla meydana gelen kopmalar ve elde edilen bağlantı kuvvet değerlerinin, sağlam dentindeki iç koheziv kırılma değerlerinin çok altında olması, kopmanın dentinin zayıflamış veya zayıflatılmış bir bölgede meydana geldiğini düşündürmektedir. Bağlanma değerleri düşük olduğunda bile, dentinde koheziv kopma görülebilir (134). Ne kadar ideal koşullarda çalışılırsa çalışılsın; tübül, kalsifikasyon ve nemlilik içeriği değişken olan dentin gibi homojen olmayan bir dokuda çok düşük değerlerde bile, kendi içinde fizyolojik veya deneysel olarak yaratılmış zayıf bölgelerden dolayı koheziv kırılmalar görülebilir (133).

Piwowarczyk ve ark. (190) yaptıkları bir çalışmada kırık tiplerini incelemişlerdir. Dentin yüzeyinde adeziv kırık çoğunlukla siman ve siman-bonding alt tabakası arasında oluşmuştur. Dentindeki tüm koheziv kırıklar en yüksek bağlanma kuvveti gösteren simanda görülmüş ve yapışma yüzeyindeki kırıklardan bağlanma kuvveti değerleri ile doğru orantılı olabileceği sonucuna varmışlardır. Yaptıkları çalışmanın sonucunda, yüksek bağlanma kuvveti değerlerinin koheziv kırık oranlarını yükselttiğine dair kesin olmayan bir yargıya varmışlardır. Bizim çalışmamızda da bunu destekler nitelikte özellikle dentinde koheziv kırığın en yüksek olduğu grup, RelyX ARC'ye aittir. Bu bulgularımız, dentindeki koheziv kırıkların bağlanma kuvveti ile doğru orantılı olarak arttığını desteklemektedir.

Çoğu kompozit rezin siman sistemi, diş yapısına bağlanması için bir adeziv ve restorasyona bağlanması için de mikro dolduruculu kompozit rezin simandan oluşurlar. Kompozit rezin simanların performansları pek çok araştırma tarafından değerlendirilmiştir (125). Kümbüloğlu ve ark. (191), 4 çeşit rezin yapıştırıcı simanın kimyasal ve fiziksel özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında; Variolink II simanın en yüksek "flexural" dayanıklılık gösterdiğini, Rely X ARC simanın ise en yüksek polimerizasyon derecesine sahip olduğunu göstermişlerdir.

Konvansiyonel Variolink II ve self-adeziv Panavia F2.0, RelyX Unicem, Maxcem, iCem rezin simanların mine ve dentine makaslama bağlanma dayanımlarının incelendiği bir çalışmada örnekler 37<sup>0</sup>C de 24 saat NaCl içerisinde bekletilmiştir. 1 mm/dk. çapraz baş hızıyla makaslama testine örneklerden Variolink II grubu dentine en yüksek bağlanma değerlerini (39.2 ±8.9MPa) göstermiştir. Maxcem rezin simanın ise self adeziv rezin simanlar içinde en yüksek bağlanma dayanımını (22.3±3.3 MPa)

gösterdiği belirtilmiştir (192). Bu sonuçlar çalışmamızdaki ortalama bağlanma dayanımı değerlerine yakın sonuçlardır.

Ronaldo ve ark.(193) yaptıkları bir çalışmada 6 self-adeziv siman (RelyX Unicem, RelyX U100, SmartCem 2, G-Cem, Maxcem ve SeT) ve 2 konvansiyonel rezin siman'ın (RelyX ARC, Panavia F) dentine mikrotensile bağlanma dayanımları incelenmiştir. En yüksek bağlanma dayanımını RelyX ARC ( $69.6 \pm 16.6$  MPa) gösterirken Maxcem self-adeziv rezin simanın bağlanma dayanımı  $11.5 \pm 6.8$  MPa olarak ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları daha öncesinden de bilindiği gibi self-adeziv rezin simanların konvansiyonel rezin simanlara göre daha düşük bağlanma değerleri sağladığını göstermiştir. Fakat çalışmamızda elde ettiğimiz RelyX ARC ve Maxcem rezin simanların bağlanma değerlerinden farklılık göstermektedir.

Yan ve ark. (194) RelyX ARC, Panavia-F ve Variolink II rezin simanın mikro-makaslama ve mikro-gerilme değerlerini karşılaştırdıkları bir çalışmada her iki test içinde bağlanma dayanımları arasında bir fark bulamamışlardır. Mikro-makaslama bağlanma dayanımı değerleri sırasıyla  $14.07 \pm 4.67$  MPa,  $13.17 \pm 4.63$  MPa ve  $12.10 \pm 2.18$  MPa olarak ölçülmüştür. Mikro-makaslama bağlanma dayanımı değerleri de sırasıyla  $11.49 \pm 4.90$  MPa,  $9.66 \pm 4.15$  MPa. ve  $10.11 \pm 4.20$  MPa olarak ölçülmüştür.

Hiraishi ve ark. (195) yaptıkları bir çalışmada kavite dezenfektanı olarak uygulanan % 2'lik klorheksidin diglukonatın Panavia F ve RelyX Unicem'in mikro-gerilme bağlanma dayanımını düşürdüğünü; RelyX ARC rezin simanın ise hem kontrol grubunda hemde kavite dezenfektanı uygulanan grupta en yüksek bağlanma dayanımını ( $21.6 \pm 3.5$ ) gösterdiğini belirtmişlerdir.

Pulpal basıncın RelyX ARC, Panavia F, RelyX Unicem rezin simanların dentine mikro-gerilme bağlanma dayanımlarına etkisinin incelendiği bir çalışmada herhangi bir işlem uygulanmayan kontrol grubunda RelyX ARC  $22,4 \pm 5,1$  MPa, Panavia F  $25,3 \pm 5,9$  MPa, RelyX Unicem  $13,9 \pm 3,4$  MPa bağlanma dayanımı değeri göstermiştir (196).

Lorenzo ve ark.(197) yaptıkları bir çalışmada Variolink II ve RelyX ARC rezin simanın dentindeki makaslama bağlanma dayanımlarını  $22 \pm 7$  MPa ve  $22 \pm 4$  MPa olarak ölçülmüştür ve aralarında anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Bu iki çalışmada da RelyX ARC ve Variolink II için elde edilen ortalama bağlanma dayanımı değerleri bizim çalışmamızda elde ettiğimiz değerlerle benzerlik göstermektedir.

Piwowarczyk ve ark. (190) dual sertleşen yapıştırma simanları ve insan sert dokuları arasındaki uzun dönem bağlantıyı araştırdıkları çalışmalarında, RelyX ARC, Panavia F, Variolink II, Nexus 2 ve Calibra rezin simanların dentine bağlantısını

incelemişlerdir. 150 gün distile su içerisinde 37<sup>0</sup>C’de bekletilen bağlantı örneklerine makaslama testi uygulamışlardır. Test sonucunda RelyX ARC simanın ortalama bağlantı direncinin 5.1±3.6 MPa olduğunu bulmuşlardır. Bu değer bizim bulgularımızdaki RelyX ARC simanın, herhangi bir dentin hassasiyet giderici ajanın kullanılmadığı kontrol grubundaki dentine bağlantı değeri olan 26,18 ± 6,54 MPa’dan çok daha düşüktür. Bağlanma dayanımları arasındaki farklılık örneklerin 150 günlük yaşlandırma süresine bağlı olarak oluşmuş olabilir.

Çal ve ark. (140) antibakteriyel bir adezivin 3 farklı rezin yapıştırma simanının bağlantı direncine etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında kullandıkları dişleri % 2.6’lık sodyum hipoklorit solüsyonunda 15 dk. beklettikten sonra 15 dk. akarsu altında yıkamışlardır. Daha sonra dişleri kullanıncaya kadar +4<sup>0</sup>C’de saklamışlardır. IPS Empress 2 seramik disklerini yüzeysel dentine Variolink II, Panavia F ve RelyX ARC siman kullanarak yapıştırmışlardır. Bağlantı deney örneklerine 5000 ısı banyosu döngüsü uygulayarak makaslama testi yapmışlardır. Test sonucunda bağlantı dirençlerinin RelyX ARC’de 18,82±3,9 MPa, Variolink II’de 20,45±4,75 MPa ve Panavia F’de 17,11±2,98 MPa olduğunu bulmuşlardır. Ancak bu çalışmadaki RelyX ARC ve Variolink II rezin simanın ortalama bağlantı direnci çalışmamızda bulduğumuz değerlerden daha küçüktür. Sonuçlardaki farklılıkların rezin siman altında kullanılan adeziv sistemlerden ve ısı banyosu işlemlerinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Diğer rezin simanlar arasındaki bağlantı direnci farklılıkları simanların elastik modülleri, doldurucu büyüklükleri, doldurucu oranları, film kalınlıkları ve vizkoziteleri gibi fiziksel özelliklerinden kaynaklanabilir.

Mak ve ark. (148) indirekt kompozit rezin overlaylerin 4 farklı rezin simanla dentine bağlantı dirençlerinin mikro gerilim test yöntemiyle araştırdıkları çalışmalarında Choice, RelyX ARC, Super-Bond C&B ve Panavia F dual sertlesen rezin simanları kullanmışlardır. En yüksek mikro gerilim bağlantı değerlerini Choice (38,2±8,4 MPa) ve RelyX ARC (34,5±7,6 MPa) rezin simanlarda bulmuşlardır ve bu iki değer, Super-Bond C&B (24,7±3,8 MPa) ve Panavia F’in (16,1±3,9 MPa) bağlantı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede büyüktür. Choice ve RelyX ARC simanların mikro gerilim dirençleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları çalışmamızın sonuçlarıyla uyum içerisindedir. Çalışmamızda, RelyX ARC rezin siman diğer simanlarla istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermese de diğer rezin simanlara göre yüksek bağlanma dayanımları göstermiştir.

Self-etch primerler kullanılarak çeşitli hassasiyet gidericilerin adeziv rezin simanların makaslama bağlanma dayanımlarına etkisinin incelendiği bir çalışmada Gluma dentin hassasiyet giderici uygulanan grupta bağlanma dayanımı değerinin (5,28 MPa), kontrol grubuna (14,74 MPa) göre anlamlı derecede düşük çıktığı görülmüştür (198).

Gluma dentin hassasiyet giderici ajanın tam metal kron retansiyonuna etkisinin araştırıldığı bir çalışmada çinko fosfat, cam iyonmer ve modifiye rezin simanlar kullanılmıştır. Modifiye rezin simanla yapıştırılan kontrol grubunun ortalama bağlantı direncinin 12,1 MPa ve Gluma uygulanarak rezin simanla yapıştırılan grubun bağlantı direncinin ise 12,6 MPa olduğu bildirilmiştir. Gluma dentin hassasiyet giderici ajan uygulamasının bağlantı direncinde anlamlı bir farklılık yaratmadığı bildirilmiştir (199).

Aranha ve ark. (200) dentin yüzeyine Gluma dentin hassasiyet giderici Oxa Gel ve düşük güçte laser uygulanması sonrası kompozit rezinlerin mikro-gerilme bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmada Gluma hassasiyet giderici ajanın bağlanma dayanımı değerinin ( $13,2 \pm 4,8$  MPa) kontrol grubuna göre ( $13,4 \pm 6,2$  MPa) anlamlı bir değişiklik göstermediğini ve Oxa-Gel ve lazerin ise bağlanma dayanım değerlerini ( $7,21 \pm 4,6$  MPa) düşürdüğünü belirtmişlerdir.

Dentin hassasiyet gidericilerin dentin bağlayıcı ajanların bağlantı direncine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada; Gluma dentin hassasiyet giderici ajan uygulamasının Clearfil Core kompozitinin Clearfil New Bond'la ve Tetric kompozit rezinin Xeno III'le dentine bağlantısını etkilemediği bildirilmiştir (201).

Literatürde Gluma dentin hassasiyet giderici ajanın bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemediğini bildiren birçok çalışma bulunurken (200); bağlantıyı azalttığını (202) veya artırdığını (203) bildiren çalışmalar da vardır.

Bu çalışmaların sonuçları çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Deney sonuçlarımıza göre, Gluma dentin hassasiyet giderici ajan 0,8 mm. preparasyon derinliğinde bağlantı dayanımlarında anlamlı bir farklılık oluşturmazken 1 mm. preparasyon derinliğinde RelyX ARC grubunda bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşürmüştür.

Gluma, Single Bond 2 ve BisBlock dentin hassasiyet gidericilerin dentin tübüllerine etkilerinin ve dentine bağlanma dayanımlarının incelendiği bir çalışmada SEM görünümü incelendiğinde BisBlock hassasiyet giderici ajanın dentin tübüllerini büyük oranda kapattığı, Gluma hassasiyet giderici ajanın da dentin tübüllerini kısmen kapattığı belirtilmiştir. Ayrıca BisBlock dentin hassasiyet giderici ajanın makaslama

bağlanma dayanımı değerinin  $13,04 \pm 2,76$  MPa kontrol grubuna göre yüksek olduğu ve BisBlock'un rezin simanın bağlanma dayanımını arttırdığı belirtilmiştir. Bu çalışmada elde edilen bulgular bizim çalışmamızda elde ettiğimiz SEM ve bağlanma değerleri bulgularıyla örtüşmektedir (204).

BisBlock ve potasyum nitrat hassasiyet gidericilerin ortodontik braketlerin makaslama bağlanma dayanımlarına etkilerinin incelendiği bir çalışmada her iki hassasiyet giderici ajanın da bağlanma dayanımlarını anlamlı derecede düşürdüğü görülmüştür (205).

Gluma, Ms Coat ve Saforide dentin hassasiyet giderici ajanların rezin simanlar Panavia F ve Super Bond C&B'nin dentine bağlantı direncine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada Gluma'nın ve oksalat içerikli Ms Coat'ın Super Bond C&B'nin bağlantı direncini etkilemediği bildirilmiştir (202). Bildirilen bu sonuçlara benzer olarak çalışmamızda 0,8 mm. preparasyon derinliğinde üç siman grubunda da hem Gluma hem de BisBlock dentin hassasiyet giderici ajanlar bağlantı dirençlerini etkilememişlerdir. 1 mm preparason derinliğinde de BisBlock hassasiyet giderici ajan üç rezin siman için de bağlanma dayanımını istatistiksel olarak etkilememiştir.

Dentin hassasiyet gidericilerin dentin bağlayıcı ajanların bağlantı direncine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada; Vivasens ve Nd:YAG lazerin kompozit rezinlerin bağlanma dayanımını azalttığı belirtilmiştir (206).

Admira Protect ve Bifluorid 12 hassasiyet gidericilerin Panavia F, Variolink II, Avanto rezin esaslı simanların bağlanma dayanımlarına etkisinin incelendiği bir çalışmada Admira Protectin her üç simanın da bağlanma dayanımlarını arttırdığı görülmüştür (207).

Ms Coat, Viva Sens, Tubulicid ve Gluma dentin hassasiyet giderici ajanların Optibond FL, Clearfil SE Bond ve Xeno III bağlayıcı ajanların makaslama bağlantısına etkisinin araştırıldığı bir çalışmada makaslama bağlantı direnci test sonuçlarına göre Optibond FL ( $19,5 \pm 3,3$  MPa) grubunda bağlantı dirençlerinin; Gluma ( $13,9 \pm 2,9$  MPa) uygulamasıyla azaldığı, Ms Coat ( $17,7 \pm 3,8$  MPa), Tublicid ( $19,4 \pm 1,8$  MPa) ve Viva Sens ( $20,4 \pm 3,1$  MPa) uygulamasından etkilenmediği bildirilmiştir. Clearfil SE Bond ( $22,0 \pm 3,8$  MPa) grubunda bağlantı dirençlerinin; Gluma ( $20,3 \pm 4,3$  MPa) , Ms Coat ( $20,8 \pm 3,8$  MPa), Tublicid ( $23,8 \pm 3,7$  MPa) ve Viva Sens ( $20,8 \pm 1,5$  MPa) uygulamalarından etkilenmediği bildirilmiştir. Xeno III ( $20,3 \pm 2,5$  MPa) grubunda bağlantı dirençlerinin; Gluma ( $15,5 \pm 2,6$  MPa) ve Ms Coat ( $9,2 \pm 2,6$  MPa) uygulamasıyla belirgin şekilde azaldığı, Tublicid ( $21,9 \pm 3,1$  MPa) ve Viva Sens



(21,4±5,0 MPa) uygulamasıyla etkilenmediği bildirilmiştir. Araştırmacılar Ms Coat ve Vivasens'in içeriklerinin ve etki mekanizmalarının aynı olmasına rağmen farklı sonuçlar vermesini açıklayamamışlardır. ClearfilSE Bond'un dentin hassasiyet gidericilerden etkilenmeden kullanılabileceğini; Gluma ve Ms Coat hassasiyet giderici ajanların kullanılan bağlayıcı ajana bağlı olarak bağlantı direncini azalttıklarını bildirmişlerdir (208). Bu araştırmanın sonuçları tez çalışmamızla benzerlikler göstermektedir. .

Tay ve ark. (209) oksalat içerikli dentin hassasiyet gidericilerin, total etch iki aşamalı bağlayıcı ajanın bağlantısına etkisini araştırdıkları çalışmalarında; dentin hassasiyet gidericileri, dentin yüzeyini asitlemeden önce ve asitledikten sonra uygulayarak farklı deney grupları oluşturmuşlardır. Sadece potasyum oksalat tuzu ve oksalik asit çözeltisi içeren dentin hassasiyet gidericilerde (Protect Drops, OxaGel ve Super Seal) bağlantının istatistiksel olarak etkilenmediğini; rezinle birlikte oksalik asit solüsyonu olan Ms Coat'ın bağlantıyı istatistiksel olarak anlamlı derecede azalttığını bildirmişlerdir. Yine oksalat içerikli dentin hassasiyet giderici ajanların dentine asitleme öncesinde uygulanmasının tüm gruplarda bağlantı değerlerini dramatik bir şekilde azalttığını bildirmişlerdir. Tez çalışmamızda kullandığımız BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan, rezin içermeyen oksalik asit solüsyonudur. Tez çalışmamızda da BisBlock'un her üç siman grubunda da bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemediği bulunmuştur ve bulgularımız Tay ve ark. nın (209) bulgularıyla uyum içerisindedir.

Bisblock dentin hassasiyet giderici ajanın dentin geçirgenliğine etkisinin değişik bağlayıcı ajanlarla değerlendirildiği bir çalışmada One-Step, Single Bond, OptiBond Solo Plus ve Prime and Bond NT bağlayıcı ajanlar kullanılmıştır. One-Step, Single Bond öncesi BisBlock uygulanmasının dentin geçirgenliğini azalttığı belirtilmiştir. OptiBond Solo Plus ve Prime and Bond NT bağlayıcı ajanların asidik yapısından dolayı BisBlock hassasiyet gidericiyle birlikte kullanılmamasını önermişlerdir (210).

BisBlock ve Super Seal dentin hassasiyet giderici ajanların One-Step, Single Bond, OptiBond Solo Plus, Prime&Bond NT bağlayıcı ajanların mikro gerilme bağlantı dirençlerine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada; BisBlock ve Super Seal dentin hassasiyet gidericilerin One-Step ve Single Bond'un bağlantı dirençlerini istatistiksel olarak etkilemediği, ancak Optibond Solo Plus ve Prime&Bond NT'nin bağlantı dirençlerini istatistiksel olarak azalttığı bildirilmiştir (211). Çalışmamızda kullandığımız RelyX ARC rezin siman setinin bağlayıcı ajanı olarak Single Bond kullanılmaktadır. Bu

çalışmanın bulgularının bir kısmı çalışmamızın bulgularıyla uyum içerisindedir. Çalışmamızda kullanılan Single Bond 2 ve One-Step Plus dentin bağlayıcı ajanlar düşük asidite derecelerine sahiptir ve bu nedenle de BisBlock'un bağlantı dirençlerinde herhangi bir değişime neden olmadığını düşünmekteyiz. Çalışmamızın bulgularıyla uyumlu olarak, BisBlock dentin hassasiyet giderici ajanın One-Step, Single Bond ve All-Bond 2 dentin bağlayıcı ajanların bağlantı kuvvetini etkilemediği bildirilmiştir. Yüksek asidite gösteren düşük pH'ya sahip dentin bağlayıcı ajanlarla(Solo Plus, PrimeBond NT, Excite gibi) oksalat içerikli dentin hassasiyet giderici ajanların beraber kullanılmasının düşük bağlantı dirençlerine neden olduğu bildirilmektedir (212).

BisBlock ve Super Seal dentin hassasiyet giderici ajanların, dentin bağlayıcı ajanların bağlantısına etkilerinin incelendiği bir başka çalışmada; One-Step bağlayıcı ajanın ( $21,77 \pm 0,49$  MPa) bağlantı direncini, BisBlock ( $23,06 \pm 3,80$  MPa) ve Super Seal'in ( $23,14 \pm 1,59$  MPa) etkilemediği bildirilmiştir (198). Single Bond bağlayıcı ajanın ( $22,64 \pm 1,61$  MPa) bağlantı kuvvetini BisBlock'un ( $22,38 \pm 2,96$  MPa) etkilemediği fakat Super Seal'in ( $11,34 \pm 6,02$  MPa) bağlantıyı belirgin şekilde azalttığı bildirilmiştir. Solo Plus bağlayıcı ajanın ( $20,04 \pm 2,23$  MPa) bağlantı direncini BisBlock ( $10,60 \pm 3,67$  MPa) ve Super Seal'in ( $7,30 \pm 2,25$  MPa) ve yine Prime Bond NT bağlayıcı ajanın ( $14,96 \pm 5,44$  MPa) bağlantı direncini BisBlock ( $7,30 \pm 2,87$  MPa) ve Super Seal'in ( $8,64 \pm 5,52$  MPa) belirgin şekilde azalttığı bildirilmiştir. Excite bağlayıcı ajanın ( $17,99 \pm 1,03$  MPa) bağlantı direncini BisBlock ( $7,38 \pm 3,35$  MPa) ve Super Seal'in ( $3,82 \pm 3,89$ ) belirgin şekilde azalttığı bildirilmiştir. All- Bond 2 bağlayıcı ajanın ( $23,59 \pm 2,95$  MPa) bağlantı direncini BisBlock'un ( $20,57 \pm 3,19$  MPa) etkilemediği fakat Super Seal'in ( $9,54 \pm 4,71$  MPa) belirgin şekilde azalttığı bildirilmiştir (201). Oksalat içerikli dentin hassasiyet gidericilerin bir tek kat olarak dentine uygulanmaları önerilmektedir. Çünkü ikinci kat uygulamanın yüzey özelliklerinde herhangi bir değişime neden olmadığı bildirilmiştir. Dentin yüzeyinde oksalatların oluşturduğu kristal çökelti tabakasının üzerinde hibrit tabaka oluşumuna imkân sağlayacak bir dentin tabakasının kalmasının, oksalat içerikli dentin hassasiyet gidericilerin bağlantı kuvvetini etkilememesinin ana nedeni olduğu belirtilmiştir (210).

Literatürde belirtilen bağlantı direnci değerleri çok değişkenlik göstermektedir. Test yöntemleri, bağlayıcı ajanlar, simanlar, saklama koşulları, dişten dişe ve dişin değişik bölgelerine göre değişebilen dentin yapısı, test öncesi uygulanan bağlantı prosedürü işlemleri, bağlanan materyalin tipi ve uygulanan her türlü dental

materyallerin kendi fiziksel ve kimyasal özellikleri gibi faktörler, farklı bağlantı direnci sonuçlarının alınmasına neden olabilir.

BisBlock (209-212), dentin hassasiyet giderici ajanların bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemediğini bildiren birçok çalışmanın olduğu görülmektedir.

Çalışmamızın sonucunda üç siman grubunda da Vivasens ve BisBlock dentin hassasiyet giderici ajanların bağlantı direncini istatistiksel olarak etkilemediği bulunmuştur. Bulgularımız ile yukarıda bahsedilen çalışmaların bulgularının büyük bir çoğunluğunun uyum içerisinde olduğu görülmektedir.

Nd:YAG lazerin restoratif materyallerin diş yüzeylerine bağlanma kuvvetlerine etkilerini inceleyen çeşitli metodların kullanıldığı çok sayıda çalışma yapılmıştır.(213).

Corpas-Pastor ve ark. (214) Nd:YAG lazer ve ortofosforik asit ile pürüzlendirme yöntemlerini karşılaştıran çalışmalarında, bağlantının lazer uygulanan grupta asitle pürüzlendirmeye göre daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır. Bunun sebebinin, asit ile pürüzlendirmede hidroksiapatitte çözünme meydana gelirken, Nd:YAG lazer ile pürüzlendirmede minede çatlak, krater ve yarıkların oluşumu olabileceğini bildirmişlerdir.

Nd:YAG lazerin dentin yüzeyine etkisinin incelendiği bir çalışmada Nd:YAG lazerin smear tabakasını etkili bir şekilde kaldırdığı ve tübül ağzlarını genişletmeden dentin tübüllerini ortaya çıkardığı belirtilmiştir (215).

Kompozit rezinin dentine bağlanma dayanımına Nd:YAG lazerin etkisinin incelendiği bir çalışmada grup 1- asit etch + primer + bond; grup-2 lazer + asit etch + primer + bond; grup 3- asit etch + primer + bond + lazer olarak oluşturulmuştur. Gerilme bağlanma dayanımlarının test cihazında 0,5 mm/dk çapraz baş hızıyla ölçüldüğü bu çalışmada group 1 (15,46 MPa) ve grup 3 (15,67 MPa) benzer şekilde group 2 (4,57 MPa) den yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu çalışma sonucuna göre Nd:YAG lazerin hibrid tabaka üzerine etkisini değerlendirmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğu belirtilmiştir (216).

Yapılan bir çalışmada florid içerikli bir hassasiyet gidericinin dentin tübülllerinde oluşturduğu kristal yapının Nd:YAG lazer uygulanması sonucu çeşitli etkilerle ne kadar uzaklaştığı SEM görüntüleri değerlendirilerek incelenmiştir. Bu çalışma sonucunda Nd:YAG lazerin dentin tübül ağzlarına erimeye ardından rekristalizasyona neden olduğu ve kontrol grubuna göre tübüllerin çoğunluğunun kapalı olduğu sonucuna ulaşılmıştır (217).

Ghiggi ve ark. (218) Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerin dentin yüzeyindeki etkilerini SEM yardımıyla inceledikleri bir çalışmada Nd:YAG lazerin adeziv işlemlerden önce uygulanmasının daha ince bir hibrit tabakası ve daha az rezin tag oluşumuna neden olduğunu belirtmişlerdir. Adeziv işlemlerden önce Er:YAG lazer uygulanmasının hibrit tabaka oluşumunu engellediği ama rezin tagların oluştuğu gözlenmiştir.

Hossain ve ark. (219), Wigdor ve ark.(220), Yamada ve ark. (221), Türkmen ve ark (222), Nd:YAG lazerlerin etkilerini incelemek için gerçekleştirdikleri çalışmalarında dentin yüzeyinden smear tabakasının uzaklaştığını, düzensiz ve süngerimsi bir yüzey görüntüsü ortaya çıktığını, yüzeyde kırılmalar ve intertübüler dentinde küresel formda erime ve soğuma alanları görüldüğünü, dentin tübül ağzlarının kısmen ya da tamamen kapandığını gözlemlemişlerdir.

Liu ve ark. (223) Nd:YAG lazerin dentin tübül morfolojisinde meydana getirdiği değişimleri değerlendirdikleri SEM çalışmalarında lazer uygulanmamış yüzeyde çok sayıda ağzı açık tübül bulunduğunu; Nd:YAG lazer uygulanmış yüzeyde ise dentinin eriyerek tübül ağzlarını kapattığını, yüzeyde kırılma meydana gelmediğini ve tübül ağzlarının 4 µm. derinliğe kadar kapanmış olduğunu gözlemlemişlerdir.

Lazer uygulamaları ile beklenen seviyelerde bağlanma kuvvetleri elde edilememektedir. Bağlanma kuvvetlerinin, lazerlerin termal yan etkileri sonucu uygulandıkları yüzeyin mikroyapılarında erime ve camlaşma meydana gelmesine bağlı olarak etkilenebileceği öne sürülmektedir (224). Bu doğrultuda Er:YAG ve Nd:YAG lazer uygulamalarının dentin bonding ajan ile dentin arasındaki bağlanmanın morfolojisi üzerindeki etkilerinin incelendiği bir çalışmada, Er:YAG lazer uygulanan dentin yüzeyinde bonding ajanın dentin içerisine kısmen penetre olduğu ancak Nd:YAG lazer uygulanan grupta dentin tübül ağzları kapalı olduğundan bonding ajanın sadece yüzeyin üzerinde yer aldığı görülmüştür (225).

Çalışmamızda elde ettiğimiz SEM görüntüleri ile literatür de bahsedilen dentin yüzey görüntüleri birbirleriyle uyumaktadır. Ancak Nd:YAG lazer uygulanan dentin yüzeyinde bağlanma dayanım değerleri diğer gruplara göre çalışmamızda daha yüksek bulunmuştur. Bu farklılık çalışmamızda mine tabakasının hemen altındaki yüzeyel dentini bağlantı yüzeyi olarak kullanmamız ile açıklanabilir. Mineye yakın bölgelerde intertübüler dentinin Nd:YAG lazerden daha çok etkilenen peritübüler dentine göre daha fazla bulunması nedeniyle bağlanma değerlerinin daha yüksek görüldüğünü söyleyebiliriz.

## 6. SONUÇLAR

Diş hekimliğinde oldukça geniş kullanım alanına sahip rezin esaslı simanların hassasiyet gidericiler uygulanmış farklı dentin derinliklerinde bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği bu çalışmada şu sonuçlara ulaşılmıştır;

1- Çalışmada kullanılan üç rezin simanın bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak birbirinden farklı olmadığı görülmüştür.

2- Her iki preparasyon derinliğinin de rezin simanların bağlanma dayanımlarını etkilemediği görülmüştür.

3- Nd: YAG lazerin RelyX ARC rezin siman ile dentin hassasiyet giderici olarak uygulanması rezin simanın bağlanma dayanımını 0,8 mm preparasyon derinliğinde etkilememiştir. 1 mm preparasyon derinliğinde ise diğer hassasiyet gidericilere ve rezin simanlara göre bağlanma dayanımını arttırmıştır.

4- Gluma dentin hassasiyet giderici ajanın 1mm. preparasyon derinliğinde RelyX ARC rezin simanın altında kullanılması bağlanma dayanımını diğer rezin simanlara ve hassasiyet giderici ajanlara göre düşürmüştür.

4- SEM görüntülerinde BisBlock ve Admira Protect hassasiyet giderici ajanların Gluma ve Vivasens'e göre dentin tübüllerini daha fazla oranda kapattığı görülmüştür. Nd:YAG lazerin ise smear tabakasını kaldırıp dentinde erimeye ardından rekristalizasyona neden olduğu bu sayede tübül ağızlarının daralmasına ya da kapanmasına yol açtığı görülmüştür.

5- Örneklerin % 92'lik gibi büyük bir kısmı adeziv tip başarısızlık göstermiştir.

Bu çalışmanın sonuçları çerçevesinde restorasyonların simantasyonu öncesinde hassasiyet giderici ajanların postoperatif hassasiyeti gidermek için kullanılabileceğini söyleyebiliriz. Özellikle mine-dentin birleşimine yakın yüzeyel dentinde hassasiyet giderici olarak uygulanan Nd:YAG lazerin dentinin yüzey koşullarını ve bağlanma dayanımını olumlu yönde etkilediği görülmüştür. Self-adeziv bir rezin siman olan Maxcem'in uygulama basamaklarının daha az olması klinik uygulamalarda kolaylık sağlaması açısından tercih edilebileceğini göstermektedir. Fakat bağlanma dayanımlarının ve fiziksel özelliklerinin; farklı testler uygulanarak uzun dönemli çalışmalarla desteklenmesi rezin simanın seçiminde belirleyici rol oynayacaktır. Her bir hassasiyet giderici ajanın klinik etkinliklerinin değerlendirilmesi hassasiyet giderici ajanın seçiminde faydalı olacaktır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Buonocore, M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces, *J. Dent. Res*, (34), 849-53.
2. Bowen, R.L., Rodriguez, M.S. (1962). Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials, *J. Am Dent Assoc*, (64), 378-87.
3. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature, *J Prosthet Dent*, 92(6), 557-62.
4. Goldberg, M., Lasfargues, J.J. (1995) Pulpo-dentinal complex revisited, *J Dent*, (23) 15- 20.
5. Garberoglio, R., Brannstrom, M. (1976). Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol*, 21 (6), 355-362.
6. Bartold, P.M. (2006). Dentinal hypersensitivity: a review. *Aust Dent J*, 51 (3), 212-218; quiz 276.
7. Fogel, H.M., Marshall, F.J., Pashley, D.H., (1988). Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *J Dent Res*, 67(11),1381-5.
8. Christensen, G.J. (2002). Preventing postoperative tooth sensitivity in class I, II and V restorations. *J Am Dent Assoc*, 133(2), 229-31.
9. Brännström, M. (1996). Reducing the risk of sensitivity and pulpal complications after the placement of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 27(10), 673-8.
10. Eliades, G., Palaghias, G., Vougiouklakis, G. (1997). Effect of acidic conditioners on dentin morphology, molecular composition and collagen conformation in situ. *Dent Mater*, 13(1), 24-33.
11. Dayangaç, B. (2000). Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara, Güneş kitabevi, 2-20.
12. Marshall, Jr G.W., Marshall, S.J., Kinney J.H., Ballooch M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 25(6), 441-58.
13. Buonocore, M.G. (1981) Retrospections on bonding. *Dent Clin North Am*, (25), 241-55.
14. Özdemir, A.K. (2002). Hareketli Protezler (Kliniğe Hazırlık). Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları, No:89, Sivas.
15. Driessens, F.C. (1977). Chemical adhesion in dentistry. *Int Dent J*, 27(4),317-23.
16. Ruyter, I.E. (1992). The chemistry of adhesive agents. *Oper Dent*, 5(suppl.), 32-43.
17. Rueggeberg, F.A. (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry, *J. Prosthet. Dent.*, 87, 364-379.
18. Pashley, D.H. (1996). Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med*, 7(2), 104-33.
19. Arıkan, S. (2005). Posterior kompozit restorasyonlar. *C. Ü. Diş hek Fak Derg*, 8,(1), 63-70.
20. Tyas, M., Burrow, M. (2004). Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J*, 49,(3),112-121.
21. Gökalp S., Ayvaz E.Y. (2002). Dental adezivler. *TDBD*, 71,10-14.
22. Hewlett, E.R.(2003). Resin adhesion to enamel and dentin. A review. *J Calif Dent Ass*, 45, 60-65.

23. Minkov, B., Marmari, I., Gedalia, I., Garfunkel, A. (1975). The effectiveness of sodium fluoride treatment with and without iontophoresis on the reduction of hypersensitive dentin. *J Periodontol*, 46 (4), 246-9.
24. Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 26, 1-20.
25. Latta, M.A., Barkmeier, W.W. (1998). Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 42 (4), 567-77.
26. Baier, R.E. (1992). Principles of adhesion. *Oper Dent*, Suppl 5, 1-9.
27. Öztürk, N., Aykent, F. (2001). Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *C.Ü. Diş hek. Fak.Derg*, 4,(2), 128-131.
28. Sturdevant, J.R., Lundeen, T.F., Studer, T.B. (2002). Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology and occlusion. In: Roberson, T.M., Heymann, H.O., Swift, E.J., editors. *Sturdevant's art & science of operative dentistry*. 5th Ed. St. Louis, Mosby, Ch 2, 22-31.
29. Kugel, G., Ferrari, M. (2000). The science of bonding: From first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*, 131(1), 20S-25S.
30. Craig, R.G., Powers, J.M., Wataha, J.C. (2004). *Dental Materials Properties and Manipulation*. 8th Ed. Missouri, Mosby, Chapter 4,7.
31. Hargreaves, K.M., Goodis, H.E. (2000). *Seltzer and Bender's Dental Pulp*. China, Quintessence Publishing Co, Inc, 63-93.
32. Ten Cate, A.R. (1994). *Oral Histology: Development, structure and function*. 4th Edition, St Louis: Mosby Year Book, 169-217; 213-27.
33. *Br Dent J*. About the cover, april 2008, vol 204, no 8. [cited 2009, April 18]. Available from: <http://www.nature.com/bdj/journal/v204/n8/covers/index.html>
34. Johansen, E. (1964). Microstructure of enamel and dentin. *J Dent Res*, 43, 1007-20.
35. Mjör, I.A., Nordahl, I. (1996). The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol*, 41(5), 401-12.
36. Linde, A., Goldberg, M. (1993). Dentinogenesis. *Crit Rev Oral Biol Med*, 4(5), 679-728.
37. Kinney, J.H., Pople, J.A., Marshall, G.W., Marshall, S.J. (2001) Collagen orientation and crystallite size in human dentin: a small angle X-ray scattering study. *Calcif Tissue Int*, 69 (1), 31-37.
38. Zaimoglu, A., Can, G. (2004). *Sabit Protezler*. Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara, 59-267.
39. Derise, N.L., Ritchey, S.J., Furr, A.K. (1974). Mineral composition of normal human enamel and dentin and the relation of composition to dental caries: I. Macrominerals and comparison of methods of analyses. *J Dent Res*, 53(4), 847-52.
40. Ata P. (1979). *Konservatif Dis Tedavisi*. İstanbul, Yenilik Basımevi, 2.
41. Nordvi M. *Oral&Craniofacial Histology*. Section Listing: topics, dentin, section 52. 2002-2003. [cited 2009, April 18]. Available from: <http://www.iob.uio.no/studier/undervisning/histologi/section/052/index.php>.
42. Pashley, D.H., Livingston, M.J., Reeder, O.W., Horner, J. (1978). Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine in vitro. *Arch Oral Biol*, 23 (12), 1127-1133.
43. Pekkan, G. (2005). *Doktora tezi: Tam seramikler ve dentin arasındaki dual cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi protez (diş) programı*, Ankara Doç. Dr. H. Canan HEKİMOĞLU.

44. Mjör, I.A.(2002). Pulp-dentin biology in restorative dentistry. China, Quintessence Publishing Co Inc, 1-37.
45. Pashley, D.H. (1989). Dentin: a dynamic substrate - a review. *Scanning Microscopy*, 3(1), 161- 76.
46. Ruschel, H.C., Chevitaese, O. (2002). Density and diameter of dentinal tubules of first and second human primary molars-comparative scanning electron microscopy study. *J Clin Pediatr Dent*, 26(3), 297-304.
47. Kadiroglu, E.L., Dag, A. (2004). Dentin hipersensitivitesi ve lazerlerin etkisi. *C.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 7(1), 58-63.
48. Nakabayashi, N., Pashley, D.H. (1998). Hybridization of dental hard tissues. Osaka: Quintessence Publishing Co, Inc.
49. Pashley, D.H. (2002). Pulpodentin Complex. In: Hargreaves KM, Goodis HE, editors. *Seltzer and Bender's Dental Pulp*. Quintessence Publishing Co Inc, Ch 4, 63-85.
50. Murray, P.E., About, I., Lumley, P.J., Franquin, J.C., Remusat, M.,Smith, A.J. (2000). Human odontoblast cell numbers after dental injury. *J Dent*, 28 (4), 277-285.
51. Mendis, B.R.,Darling, A.I. (1979). Distribution with age and attrition of peritubular dentine in the crowns of human teeth. *Arch Oral Biol*, 24 (2), 131-139.
52. Orchardson, R., Gangarosa, L.P., Sr., Holland, G.R., Pashley, D.H., Trowbridge, H.O., Ashley, F.P. ve diğerleri. (1994). Dentine hypersensitivity-into the 21st century. *Arch OralBiol*, 39 Suppl, 113S- 119S.
53. Alaçam, T, Uzel, İ., Alaçam, A., Aydın, M. (2000). Endodonti. Ankara, Barış yayınları, 11-152.
54. Knutsson, G., Jontell, M., Bergenholtz, G. (1994). Determination of plasma proteins in dentinal fluid from cavities prepared in healthy young human teeth. *Arch Oral Biol*, 39, 185-90.
55. Stavridakis, M.M., Krejci, I., Magne, P. (2005). Immediate dentin sealing of onlay preperations: Thickness of pre cured dentin bonding agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent*, 30 (6), 747-757.
56. Munck, J.D., Landuyt, K.V., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., Van Meerbeek, B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results, *J. Dent. Res.*, 84, 118-132, 2005.
57. Pereira, P.N.R., Okuda, M., Sano, H., Yoshikawa, T., Burrow, M.F., Tagami, J. (1999). Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater*, 15, 46-53.
58. Nakayabashi, N., Kojima, K., Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, 16(3), 265- 273.
59. Inoue, S., Van Meerbeek, B., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Sano, H. (2001) Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on microtensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*, 17 (5), 445-455.
60. Swift, Jr E., Perdigao, J., Heymann, H.O. (1995). Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int*, 26, 95-110.
61. Nakajima, M., Kitasako, Y., Okuda, M., Foxton, R.M., Tagami, J. (2005). Elemental distributions and microtensile bond strength of adhesive interface to normal and caries affected dentin. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 72B, 268- 275.



62. Arrais, C.A.G., Giannini, M., Nakajima, M., Tagami, J. (2004). Effects of additional and extended acid etching on bonding to caries-affected dentin. *Eur J Oral Sci*, 112, 458-464.
63. Imizato, S., McCabe, J.F. (1994). Influence of incorporation of bacterial monomer on curing behaviour of a dental composite. *J Dent Res*, 73,1641-1645.
64. Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity. (2003). Consensus-based recommendations for the diagnosis and management of dentin hypersensitivity. *J Can Dent Assoc*, 69 (4), 221-6.
65. Orchardson, R., Collins, W.J. (1987). Clinical features of hypersensitive teeth. *Br Dent J*, 162 (7), 253-6.
66. Dowell, P., Addy, M., Dummer, P. (1985). Dentine hypersensitivity. aetiology, differential diagnosis and management. *Br Dent J*, 158 (3), 92-6.
67. Fisher, C., Fisher, R.G., Wennberg, A. (1992). A prevalence and distribution of cervical dentine hypersensitivity in a population in Rio de Janeiro. *J Dent*, 20, 272-276.
68. White, S.N., Sorensen, J.A., Kang, S.K.,Caputo, A.A. (1992). Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J Prosthet Dent*, 67 (2), 156-161.
69. Addy M. (1990). Etiology and clinical implications of dentine hypersensitivity. *Dent Clin North Am*, 34 (3),503-14.
70. Brännström, M., Johnson, G., Nordenvall, K.J. (1979). Transmission and control of dentinal pain: resin impregnation for the desensitization of dentin. *J Am Dent Assoc*, 99 (4), 612-8.
71. Närhi, M.V., Hirvonen, T.J., Hakumaki, M.O. (1982). Activation of intradental nerves in the dog to some stimuli applied to dentine. *Arch Oral Biol*, 27 (12), 1053-8.
72. Byers, M.R. (1994). Dynamic plasticity of dental sensory nerve structure and cytochemistry. *Arch Oral Biol*, 39(suppl):13S-21S.
73. Byers, M.R., Närhi, M.V. (1999). Dental injury models: experimental tools for understanding neuroinflammatory interactions and polymodal nociceptor functions. *Crit Rev Oral Biol Med*, 10(1),4-39.
74. Byers, M.R., Neuhaus, S.J., Gehrig, J.D. (1982). Dental sensory receptor structure in human teeth. *Pain*, 13(3), 221-35.
75. Hals, E. (1983). Observations on giant tubules in human coronal dentin by light microscopy and microradiography. *Scand J Dent Res*, 91 (1), 1-7.
76. Byers, M.R. (1990). Segregation of NGF receptor in sensory receptors, nerves and local cells of teeth and periodontium demonstrated by EM immunocytochemistry. *J Neurucytol*, 19(5), 765-75.
77. Brännström, M., Aström, A. (1972). The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. *Int Dent J*, 22 (2), 219-27.
78. Cengiz, T. (1990). Endodonti. Barış Yayınları, 3. Baskı İzmir, 6-81.
79. Jackson jr. (2000). potential treatment modalities for dentin hypersensitivity: home use products. In : Addy, M., Embery, G., Edgar, W.M., Orchardson, R. editors. *Tooth wear and sensitivity*. Kyodo pte ltd gillingham, 327-338.
80. Kaufman, H.W., Wolff, M.S., Winston, A.E., Triol, C.W. (1999). Clinical evaluation of the effect of a remineralizing toothpaste on dentinal sensitivity. *J Clin Dent*, 10 (1 Spec No), 50-54.
81. Pereira, R.,Chava, V.K. (2001). Efficacy of a 3% potassium nitrate desensitizing mouthwash in the treatment of dentinal hypersensitivity. *J Periodontol*, 72 (12), 1720- 1725.

82. Krahwinkel, T., Theiss, P., Willershausen, B. (2001). Clinical effectiveness of a potassium chloride containing chewing gum in the treatment of hypersensitive teeth. *Eur J Med Res*, 6 (11), 483-487.
83. Yoshiyama, M., Noiri, Y., Ozaki, K., Uchida, A., Ishikawa, Y., Ishida, H. (1990). Transmission electron microscopic characterization of hypersensitive human radicular dentin. *J Dent Res*, 69 (6), 1293-1297.
84. Dababneh, R.H., Khouri, A.T., Addy, M. (1999). Dentine hypersensitivity- an enigma? A review of terminology, mechanisms, aetiology and management. *Br Dent J*, 187 (11), 606-611; discussion 603.
85. Addy, M., Mostafa, P. (1989). Dentine Hypersensitivity. II. Effects produced by the uptake in vitro of toothpastes onto dentine. *J Oral Rehabil*, 16 (1), 35-48.
86. Hodosh, M. (1974). A superior desensitizer potassium nitrate. *J Am Dent Assoc*, 88(4), 831-2.
87. Frechoso, S.C., Menéndez, M., Guisasaola, C., Arregui, I., Tejerina, J.M., Sicilia, A. (2003). Evaluation of the efficacy of two potassium nitrate bioadhesive gels (5% and 10%) in the treatment of dentine hypersensitivity. A randomized clinical trial. *J Clin Periodontol*, 30(4), 315-20.
88. Misteller, J.H. (1962). Use of prednisolone in the elimination of postoperative thermal sensitivity. *J Prosthet Dent*, 12 (6), 1176-9.
89. Scherman, A., Jacobsen, P.L. (1992). Managing dentin hypersensitivity: what treatment to recommend to patients. *J Am Dent Assoc*, 123 (4), 57-61.
90. Geiger, S., Matalon, S., Blasbalg, J., Tung, M., Eichmiller, F.C. (2003). The clinical effect of morphous calcium phosphate (ACP) on root surface hypersensitivity. *Oper Dent*, 28 (5), 496- 500.
91. Dolci, G., Mongiorgi, R., Prati, C., Valdre, G. (1999). Calcium phosphates produced by physical methods in the treatment of dentin hypersensitivity. *Minerva Stomatol*, 48 (10), 463-476.
92. Lukomsky, E.H. (1941). Flourine therapy for exposed dentin and alveolar atrophy. *J Dent Res*, 20, 649-659.
93. Tal, M., Oron, M., Gedalia, I., Ehrlich, J. (1976). X-ray diffraction and scanning electron microscope investigations of fluoride-treated dentine in man. *Arch Oral Biol*, 21 (5), 285-90.
94. Blank, L.W., Charbeneau, G.T. (1986). Urgent treatment in operative dentistry. *Dent Clin North Am*, 30 (3), 489-501.
95. Ellingsen, J.E., Rolla, G. (1987). Treatment of dentin with stannous fluoride-SEM and electron microprobe study. *Scand J Dent Res*, 95 (4), 281-286.
96. Trowbridge, H.O., Silver, D.R. (1990). A review of current approaches and in-office management of tooth hypersensitivity. *Dent Clin North Am*, 34(3), 561-81.
97. Gedalia, I., Brayer, L., Kalter, N., Richter, M., Stabholz, A. (1978). The effect of sodium fluoride and strontium application on dentine: in vivo and in vitro studies. *J Periodontol*, 49 (5), 269-72.
98. Greenhill, J.D., Pashley, D.H. (1981). The effects of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin in vitro. *J Dent Res*, 60 (3), 686-698.
99. Önal, B., Pamir, T., Wang, J. (2005). Oksalat içeren hassasiyet giderici bir ajanın dentin üzerine etkisi. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 26 (2), 127-30.
100. Jain, P., Vargas, M.A., Denehy, G.E., Boeyer, D.B. (1997). Dentin desensitizing agents: SEM and X- ray microanalysis assessment. *Am J Dent*, 10 (1), 21-6.
101. Dondi, G., Lone, A., Finger, W.J. (2002). Clinical evaluation of the role of glutardialdehyde in a one-bottle adhesive. *Am J Dent*, 15 (5), 330-4.

102. Ölmez, A., Erdemli, E. (2003). Dentin Hassasiyeti ve tedavi yöntemleri. GÜ Dişhek Fak Derg, 20 (1),65-71.
103. Brough, K.M., Anderson, D.M., Love, J., Overman, P.R. (1985). The effectiveness of iontophoresis in reducing dentin hypersensitivity. J Am Dent Assoc, 111 (5), 761-5
104. Bowen, R.L., Cobb, E.N. (1983). A method for bonding to dentin and enamel. J Am Dent Assoc, 107 (5), 734-736.
105. 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 (1), 13-20.
106. Coluzzi, D.J, (2000). An overview of laser wavelenghts used in dentistry. Dent. Clin North Am, 44, 753-765.
107. Büyükakyüz, N., Tunalı, B. (1998). Diş hekimliği ve lazer. Diş hek. Der, 28,82-85.
108. Pick, R.M. (1993). Using lasers in clinical dental practice. JADA, 124, 37- 47.
109. Zakariasen, K.L, Dederich, D.N. (1991). Dental lasers and science, 57 (7), 570-573.
110. Andreatta Filho, O.D., Bottino, M.A., Nishioka, R.S., Valandro, L.F., Leite, Fpp. (2003). Effect ofthermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. J Appl Oral Sci, 11 (1), 61-71.
111. Rode, A.V., Gamaly, E.G., Luther-Davies, B., Taylor, B.T., Graessel, M., Dawes, J.M., Chan, A., Lowe, R.M., Hannaford, P. (2003). Precision Ablation of dental enamel using a subpicosecond pulsed laser. Aust Dent J, (48),233-239, 2003.
112. Abstracts Accepted for the Interntional Laser Congress in Abu Dhabi, (2004). J. Oral Laser Appl,(4), 129-138.
113. Diaz- Arnold, A.M., Vargas, M.A., Haselton, D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J. Prosthet. Dent, (81), 135-141.
114. Atai, M., Watts, D.C. (2006). A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. Dent Mater, 22(8), 785-91.
115. Jacobsen, P.H., Rees, JS. (1992). Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. Int. Dent. J, 42,(3), 145-154.
116. Yoshiyama, M., Tay, F.R., Doi, J., Nishitani, Y., Yamada, T., Itou, K., Carvalho, R.M., Nakajima, M., Pashley, D.H. (2002). Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. J Dent Res, (81), 556-560.
117. Bitter, K., Priehn, K., Martus, P., Kielbassa, A. (2006). In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. J. Prosthet. Dent, (95), 302-310.
118. Summitt, J.B., Robbins, J.W., Schwartz, R.S. (2001). Fundamentals of Operative Dentistry, 2nd Edition, Quintessence Books.
119. Crispin, B.J. (1994). Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques, Quintessence Pub Co, Inc, Tokyo.
120. Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Crispin, B.J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. J. Prosthet. Dent, (80), 280-301.
121. Wilson, A.D. (1990). Resin-modified glass-ionomer cements. Int J Prosthodont, (3), 425-9.
122. 3M Dental Products (1994). Vitremer luting cement technical product profile. St Paul: 3M Dental Products Laboratory.

123. Tyas, M.J. (2000). Three-year clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract), *Oper Dent*,(25), 152-154.
124. Anusavice, K.J. (2003). Informatics to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv. Dent. Res*,(17), 43–8.
125. Van Dijken, J.W.V., Örmün, A., Olofsson, A.L. (1999). Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. *J. Prosthet. Dent*, (82) 529-535.
126. Caughmann, W.F., Daniel, M.E., Cham, C.N. (2001). Curing potential of dual polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent*, (85), 479-84.
127. Pegarro, T.A., de Silva, N., Carvalho, R.M. (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin N Am*, (51), 453-471.
128. Technical Product Profile. (2002). RelyX Self-adhesive Resin Cement, 3M ESPE Research and Development Scientific Service.
129. Rosentritt, M., Behr, M., Lang, R., Handel, G. (2004). Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dent. Mater*, (20), 463-469.
130. Ibarra, G., Johnson, G.H., Geurtsen, W., Vargas, M.A. (2007). Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin based dental cement. *Dent. Mater*, (23) 218-25.
131. Cardoso, P., Braga, R., Carrilho, M. (1998). Evaluating of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems, *Dent Mater*, (14), 394-398.
132. Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I.C., Cardew, G. (1989). A Critique of Bond Strength Measurements. *J Dent*, (17), 61-7.
133. Altay, N., Akça, T. (2002). *İn vitro* bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi, *Hacettepe Dishekimliği Fakültesi Dergisi*, 26 (3-4 A), 32-38.
134. Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., Pashley, D.H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength- Evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater*, (10), 236.
135. Fowler, C.S., Swartz, M.L., Moore, B.K, Rhodes, B.F. (1992). Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater*, 8(4), 265-9.
136. ISO/Technical Committee 106/SC1/WG11. (1991). Dental Materials: Guidance on testing of adhesion to tooth structure. Committee draft: ISO/TC106, Trieste.
137. Cowan, A.J., Wilson, N.H., Wilson, M.A., Watts. D.C. (1996). The application of ESEM in dental materials research, *J Dent*, 24 (5), 375-377.
138. Watt, I.M. (1996). The principles and practice of electron microscopy, Cambridge University Press, UK.
139. Erciyes Üniversitesi. “Elektron Mikroskopu Notları”.  
<http://teknopark.erciyes.edu.tr/sem.htm>, 11.03.2007
140. Çal, E., Türkün, L.S., Türkün, M., Toman, M., Toksavul, S. (2006). Effect of an antibacterial adhesive on the bond strength of three different luting resin composites. *J Dent*, 34 (6), 372-80.
141. Blixt, M., Adamczak, E., Lindén, L.A., Oden, A., Arwidson, K. (2000). Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cement, *Int. J. Prosthodont*, (13), 221-226.
142. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V., Ironside, J. (2002). Mechanical Properties of In- Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia, *Int. J. Prosthodont*, (15), 339-346.

143. Richardson, D., Tao, L., Pashley, D.H. (1991). Dentin permeability: effects of crown preparation. *Int J Prosthodont*, 4 (3), 219-225.
144. Johnson, G.H., Lepe, X., Bales, D.J. (1998). Crown retention with use of a 5% glutaraldehyde sealer on prepared dentin. *J Prosthet Dent*, 79 (6), 671-6.
145. Zaimoglu, A., Aydin, A.K. (1992). An evaluation of smear layer with various desensitizing agents after tooth preparation. *J Prosthet Dent*, 68 (3), 450-7.
146. Sorensen, J.A., Munksgaard, E.C. (1996). Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *J Prosthet Dent*, (76) 472-6.
147. Mak, Y.F., Lai, S., Cheung, G., Chan, A., Tay, F.R., Pashley, D.H. (2002). Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and indirect resin composite. *Dent Mater*, (18), 609–21.
148. Kern, M., Kleimer, B., Schaller, H.G., Strub, J.R. (1996). Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and a zinc phosphate luting cement. *J Prosthet Dent*, 75 (2), 159-62.
149. Pashley, E.L., Tao, L., Matthews, W.G., Pashley, D.H. (1993). Bond strengths to superficial intermediate and deep dentin in-vivo with four dentin bonding systems. *Dent. Mater*, (9), 19-22.
150. Al-Salehi, S.K., Burke, F.J.T. (1997). Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 Investigations on bond strength, *Quintessence Int*, 28(11), 717-723.
151. 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 (2), 26-36.
152. Prati, C., Pashley, D.H., Montanari, G. (1991). Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater*, 7 (1), 54-58.
153. Ferrari, M., Patroni, S., Balleri, P. (1992). Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers, 12(5), 407-13.
154. Christensen, G.J. (1991). Have porcelain veneers arrived, *JADA*, 122, 81.
155. Nattress, B.R., Youngson, C.C., Patterson, C.J., Martin, D.M., Ralph, J.P. (1995). An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations, *J Dent*, 23,(3),165-170.
156. ISO/Technical Report 11405 KD. (2000). *Dental Materials-Guidance on testing of adhesion to tooth structure*.
157. Saunders, W.P. (1988). The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents t human and bovine dentine. *J Dent*, 16 (5), 233-8.
158. Tagami, J., Nakajima, M., Shono, T., Takatsu, T., Hosoda, H. (1993). Effect of aging on dentin bonding. *Am J Dent*, 6(3), 145-7.
159. ISO Technical Report 11405. (1994). *Guidance on testing of adhesion to tooth structure* 1,15.
160. Titley, K.C., Chernecky, R., Rossouw, P.E., Kulkarni, G.V. (1998). The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol*, 43 (4), 305-11.
161. 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), 118-132.
162. Nalcaci, A., Kucukesmen, C., Uludag, B. (2005). Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting gent to ceramic and dentin. *J. Prosthet. Dent*, (94) 140-145.

163. Furukawa, K., Inai, N., Tagami, J. (2002). The effect of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dent Mater*, 18(2), 136-42.
164. McInnes, P.M., Wendt, S.L. Jr., Retief, D.H., Weinberg, R. (1990). Effect of dentin surface roughness on shear bond strength. *Dent Mater*, 6(3), 204-7.
165. Hashimoto, M., Ohno, H., Kaga, M., Sano, H., Endo, K., Oguchi, H. (2002). Fractured surface characterization: wet versus dry bonding. *Dent Mater*, 18, 95-102.
166. Kanca, J., (1996). Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent* 9(6): 273-6.
167. Kramer, N., Lohbauer, U., Frankenberger, R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*, (13), 60-76.
168. Munksgaard, E.C., Peutzfeldt, A., Asmussen, E. (2000). Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci*, (108), 341-5.
169. Santos, G.C., El-Mowafy, O., Rubo, J.H., Santos, M.J.M.C., Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units, *J. Can. Dent. Assoc*, (70), 323-328.
170. Hofmann, N., Hogo, B., Klaiber, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. *Eur J Oral Sci*. (110), 471-9.
171. Peutzfeldt, A., Sahafi, A., Asmussen, E. (2000). Characterization of resin composites polymerised with plasma arc curing units. *Dent. Mater*, 16(5), 330-336.
172. Blackman, R., Barghi, N., Duke, E. (1990). Influence of ceramic thickness on the polymerization of light cured resin cement. *J Prosthet Dent*, (63), 295-300.
173. Piwowarczyk, A., Lauer, H.C., Sorensen, J.A. (2004). In vitro shear bond strength of cementing agent to fixed prosthodontic restorative materials. *J. Prosthet. Dent*, (92), 265-273.
174. Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M.A., Valand Rao, L.F. (2005). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dent. Mater*, (22), 1-8.
175. Gemalmaz, D., Sertgöz, A., Özcan, M., Yoruç, A.B., Alkumru, H.N. (1996). In vivo and in vitro evaluation of marginal integrity in ceramic inlays. *J. Mar. Uni. Dent. Fac*, (2), 465-474.
176. Chang, J.C., Hart, D.A., Estey, A.W., Chan, J.T. (2003). Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. *J. Prosthet. Dent* (90), 18-23.
177. Roberson, T.M., Heymann, H.O., Swift, E.J. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 5th Edition, Elsevier Health Sciences.
178. De Munck, J., Braem, M., Wevers, M., Yoshida, Y., Inoue, S., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2005). Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces, *Biomater*, (26), 1145-1153.
179. Watanabe, I., Nakabayashi, N. (1994). Measurement methods for adhesion to dentin: The current status in Japan. *J. Dent*, (22), 67-72, Abst.
180. Takahashi, A., Inoue, S., Kawamoto, C. and et al. (2002). In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems. *J Adhes Dent*, (4), 151-9.

181. Hashimoto, M., Ohno, H., Sano, H. and et al. (2002). Micromorphological changes in resin- dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res*, (63),306– 11.
182. Della Bona, A., Van Noort, R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic, *J Dent Res*, (74), 1591-1596.
183. Kahvecioğlu, S. (2006). Bir rezin simanın dört farklı metal alaşımına bağlanma dayanımına metal primerlerin etkisi. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi A.B.D., Konya.
184. Phrukkanon, S., Burrow, M.F., Tyas, M.J. (1998). The influence of crosssectional shape and surface area on the micro tensile bond test, *Dent. Mater*, (14), 212-221.
185. Watanabe, L.G., Marshall, G.W., Marshall, S.J. (1996). Dentin shear strength: Effects of tubule orientation and intra-tooth location, *Dent. Mater*, (12), 109-115.
186. Hara, A.T., Pimenta, L., Rodrigues, A.L. Jr. (2001). Influence of cross-head speed on resindentin shear bond strength. *Dent Mater*, 17(2),165-9
187. Versluis, A., Tantbirojn, D., Douglas, W.H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76(6), 1298-307.
188. Erickson, R., Glasspoole, E., Retief, D. (1989). Influence of Test Parameters on Dentin Bond Strength Measurements. *J Dent Res*, (68), 374(Abstr.No.1543).
189. Bergmann, P., Noack, M.J., Roulet, J.F. (1991). Marginal adaptation with glass-ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int*, (22), 739-744.
190. 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.
191. Kümbüloğlu, O., Lassila, L., User, A., Vallittu, P.K. (2004). A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements, *Int J Prosthodont*, 17(3), 357- 63.
192. Lührs, A.K., Guhr, S., Günay, H., Geurtsen, W. (2010). Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch andrinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin oral investig*, 14(2), 193-195.
193. Ronaldo, G., Alline Kasaz, V., E. Pena, C., Alexandre, R.S., Arrais, C.A., Reis, A.F. (2009). Microtensile bond strength of new selfadhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent*, (102), 306-312.
194. Yan, X.B., Wang, Y., Zheng, G., Lü, P.J. (2009). Experimental study on bond strength of machinable composite resin and dentin with three kinds of resin cements. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 44 (1), 46 -9
195. Hiraishi, N., Yiu, C.K.Y., King, N.M., Tay, F.R. (2009). Effect of 2% chlorhexidine on dentin microtensile bond strengths and nanoleakage of luting cements *journal of dentistry*, (37), 440-48.
196. Hiraishi, N., Yiu, C.K.Y., King, N.M., Tay, F.R. (2009). Effect of pulpal pressure on the microtensile bond strength of luting resin cements to human dentin. *Dental materials*, (25), 58–66.
197. Lorenzo, G., Caterina, P., Paolo, V., Pier Nicola, M. (2008). Shear Bond Strength between Feldspathic CAD/CAM Ceramic and Human Dentine for two Adhesive Cements. *Journal of Prosthodontics*, (17), 294–299.
198. Jung-Bo, H., Jee-Hwan, K., Moon-Kyu, C., Ho-yong, L., Yong-Geun, C., June-Sung, S. (2008). The effect of several dentin desensitizers on shear bond strength of adhesive resin luting cement using self-etching primer *journal of den tistry*, (36), 1025–1032.

199. Johnson, G.H., Lepe, X., Bales, D.J. (1998). Crown retention with use of a 5% glutaraldehyde sealer on prepared dentin. *J Prosthet Dent*, 79(6), 671-6.
200. Aranha, A.C., Siqueira Junior Ade, S., Cavalcante, L.M., Pimenta, L.A., Marchi, G.M. (2006). Microtensile bond strengths of composite to dentin treated with desensitizer products. *J. Adhes Dent*, 8(2), 85-90.
201. Schaller, H.G., Wergin, I., Bekes, K., Gernhardt, C.R. (2005). The influence of desensitizing on bond strength of dentin adhesives. *Int Poster J Dent Oral Med*, 7(1), Poster 259.
202. Soeno, K., Taira, Y., Matsumura, H., Atsuta, M. (2001). Effect of desensitizers on bond strength of adhesive luting agents to dentin. *J Oral Rehabil*, 28(12), 1122-8.
203. Li, D., O'Keefe, K.L., Powers, J.M. (2000). Effect of dentin desensitizers on bond strength on deep dentin. *J Dent Res*, 79(special issue), 509.
204. Wang, X., Li, J.H., Mu, J.G., Liu, H. (2008). The microscopic characteristic of the dentinal tubule obstructed by desensitizer and the effect of desensitizer on the shear strength of resin cements *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 26(3), 233-6.
205. Turkkahraman, H., Adanir, N. (2007). Effects of Potassium Nitrate and Oxalate Desensitizer Agents on Shear Bond Strengths of Orthodontic Brackets *Angle Orthodontist*, Vol(77), No 6.
206. Akca, T., Yazici, A.R., Celik, C., Ozgünaltay, G., Dayangaç, B. (2007). The effect of desensitizing treatments on the bond strength of resin composite to dentin mediated by a self-etching primer. *Oper dent*, 32 (5), 451-6.
207. Külünk, Ş., Saraç, D., Saraç, Y.Ş. (2006). Effect of Different Desensitizing Agents on the Shear Bond Strength of the Cements to Dentin *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, (30), 2, 83-89.
208. Lehmann, N., Degrange, M. (2005). Effect of four desensitizer on the shear bond strength of three bonding systems, *Eur Cell Mater*, 9(1),52-3.
209. Tay, F.R., Pashley, D.H., Mak, Y.F., Carvalho, R.M., Lai, S.C., Suh, B.I. (2003) Integrating oxalate desensitizers with total-etch two step adhesives, *J Dent Res*, 82(9), 703-7.
210. Cynthi, K.Y., Hiraishi, N., Chersoni S., Breschic, L., Ferrari, M., Prati, C., Nigel N.M., Pashley, D.H., Tay, F.R. (2006). Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerisation. II. Differential permeability reduction with an oxalate desensitiser, *Journal of Dentistry*, 34, 106–116
211. Yiu, C.K., King, N.M., Suh, B.I., Sharp, L.J., Carvalho, R.M., Pashley, D.H., Tay, F.R. (2005). Incompatibility of oxalate desensitizers with acidic, fluoride-containing total-etch adhesives. *J Dent Res*, 84(8), 730-5.
212. Boksman L. Point of Care. (2005). *J Can Dent Assoc*, 71(9), 635-6.
213. Esteves-Oliveira, M., Zezell, D.M., Apel, C., Turbino, M.L., Aranha, A.C., Cde, P., Gutknecht, N. (2007) Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG lased dental surfaces, *Photomed Laser Surg*, 25(5), 373-80.
214. Corpas-Pastor, L., Moreno, J.V., Lopez, J.D. (1997). Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc*. 128, 732-736.
215. Ito, K., Nishikata, J., Murai, S. (1993). Effects of Nd:YAG laser radiation on removal of a root surface smear layer after root planing: a scanning electron microscopic study, *J Peridontol*, 64(6), 547-52.



216. Matos, A.B., Oliveira, D.C., Kuramoto, M. Jr., Eduardo, C.P., Matson, E. (1999). Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *J Clin Laser Med*, 17(4), 165-9
217. Hsu, P.J., Chen, J.H., Chuang F.H., Kaohsiung R.T., (2006). The combined occluding effects of fluoride-containing dentin desensitizer and nd-yag laser irradiation on human dentinal tubules: an in vitro study, *J Med Sci*, Vol (22), 1
218. Ghiggi, P.C., Agnol, R.J., Júnior, L.H., Borges, G.A., Spohr, A.M. (2009) Effect of the Nd:YAG and the Er:YAG Laser on the Adhesive-Dentin Interface: A Scanning Electron Microscopy study, *Photomed Laser Surgery*, Oct 1 (baskıda)
219. Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Kimura, Y., Matsumoto, N., Matsumoto, K. (1999). Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies, *J Clin Laser Med Surg*, 17(4), 155-9.
220. Wigdor, H., Abt, E., Ashrafi, S., Walsh, J.T. Jr. (1993). The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc*, 124 (2), 65-70.
221. Yamada, Y., Hossain, M., Nakamura, Y., Suzuki, N, Matsumoto, K. (2001) Comparison between the removal effect of mechanical, Nd:YAG, and Er:YAG laser systems in carious dentin. *J Clin Laser Med Surg*, 19(5), 239-43.
222. Türkmen, C., Günday, M., Karaçorlu, M., Başaran, B. (2000). Effect of CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, and ArF excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: an in vitro study. *J Endod*, 26 (11), 644-8.
223. Liu, H.C., Lin, C.P., Lan, W.H. (1997). Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. *J Endod*, 23(11) ,691-3.
224. Yazici, A.R., Frentzen, M., Dayangac, B. (2001). In vitro analysis of the effects of acid or laser etching on microleakage around composite resin restorations *J Dent*. 29 (5), 355-61.
225. Oda, M., Oliveira. D.C., Liberti, E.A. (2001). Morphologic evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers: comparative study using scanning microscopy, *Pesqui Odontol Bras*. 15(4), 283-9.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Fatih SARI
Doğum Yeri ve Tarihi	Hatay, 14/02/1983
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.D, 58140-Sivas
E-posta Adresi	fatihsa00@hotmail.com

### Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Turgut Özal Lisesi, 1999
Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi, 2004
Doktora	Cumhuriyet Üniversitesi, 2010