

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

**KOMPOZİT ONLEYLERİN SİMANTASYONUNDA
KULLANILAN ADEZİVİN POLİMERİZASYON
ŞEKLİNİN VE YERLEŞTİRME BASINCI
TEKNİKLERİNİN DUAL-CURE REZİN SİMANLARIN
DENTİNE MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMLARI
ÜZERİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DİŞ HEKİMİ

BELİZ DİDEM SERİN

İSTANBUL 2008

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

**KOMPOZİT ONLEYLERİN SİMANTASYONUNDA
KULLANILAN ADEZİVİN POLİMERİZASYON
ŞEKLİNİN VE YERLEŞTİRME BASINCI
TEKNİKLERİNİN DUAL-CURE REZİN SİMANLARIN
DENTİNE MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMLARI
ÜZERİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DİŞ HEKİMİ

BELİZ DİDEM SERİN

**DANIŞMAN
DOÇ DR. ESRA CAN SAY**

İSTANBUL 2008

ÖZET

Bu çalışmada, kompozit onleylerin simantasyonunda kullanılan adezivın polimerizasyon şeklinin ve yerleştirme basıncı tekniklerinin dual-cure rezin simanların dentine mikrotensil bağlanma dayanımları üzerine olan etkisinin in vitro incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada, çekilmiş sürmüş, çürüksüz, apeksifikasyonu tamamlanmış 32 adet üçüncü büyük azı dişi kullanıldı. Dişlerin oklüzal minesini 180 grit silikon karbit (SiC) zımpara ile kaldırıldı ve orta dentin yüzeyindeki smear tabakası 600 grit zımpara ile standardize edildi. Örnekler, rastgele olarak çalışmada kullanılacak olan adeziv/rezin simana (AdheSE/Variolink II ; Vivadent/Ivoclar ve Clearfil Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement; Kuraray) göre 2 ana gruba (n=16) ayrıldı. Daha sonra bu ana gruplar kullanılan adeziv sistemin polimerizasyon şekline göre (polimerize edilen, polimerize edilmeyen) ve kompozit onleylerin yerleştirilmeleri esnasında uygulanacak olan basınç tekniğine göre (40N/30 sn; 40N/110 sn) 4 alt gruba (n=4) ayrıldı. 3 mm kalınlığında ve 9 mm çapındaki kompozit onleyler (Filtek Z 250; 3M ESPE) 15 cm/H₂O basınçlı perfüze dentine adeziv/dual-cure rezin siman kombinasyonları ile simante edildi. Örnekler 37°C distile su içerisinde 24 saat bekletildikten sonra, bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde önce mesio-distal, daha sonra da vestibülo-lingual yönde kesildi ve 1x1 mm boyutunda dentin-kompozit çubuklar hazırlandı. Çubukların pulpa üzerinde kalan dentin miktarı 2-3 mm arasında olanları seçildi ve universal test cihazına (Instron) bağlı Bencor Multi T Testing Device'a bağlanarak 1mm/dak ile çekme kuvveti uygulandı. Mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerlerine ilişkin elde edilen bulgular Mann-Whitney- U testi ile istatistiksel olarak analiz edildi. Adezivın polimerize edildiği; 40N\30 sn basınç tekniği uygulanan Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubu, adezivın polimerize edilmediği 40N\30 saniye basınç tekniği uygulanan Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubundan istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek bağlanma değeri gösterdi (p=0,003). Adezivın polimerize edildiği; 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan AdheSe/ Variolink II grubu, adezivın polimerize edilmediği 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan AdheSe/ Variolink II grubundan istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek bağlanma değeri gösterdi (p=0,03). Adezivın polimerize edilmediği 40N\30

saniye basınç tekniğinin uygulandığı durumda, AdheSe/ Variolink II, Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement' den istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma değeri gösterdi (p=0,005).

Çalışmanın sonucunda, kompozit onleylerin simantasyonunda, Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonunda, adezivın polimerize edilmesinin 40N\30 saniye basınç tekniği uygulamasında bağlanma dayanımını arttırdığı, AdheSe/Variolink II kombinasyonunda adezivın polimerize edilmesinin 40N\110 saniye basınç tekniği uygulamasında bağlanma dayanımını arttırdığı saptandı.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of cure mode of the adhesive and seating pressure technique on the microtensile bond strength of dual cure resin cements to perfused dentin.

Occlusal enamel of 32 extracted human third molars were removed using 180 grit SiC paper and smear layer on the mid coronal dentin was standardized using 600 SiC. Teeth were randomly divided into 2 groups according to the resin cement-adhesive combination (AdheSe-Variolink II, Ivoclar/Vivadent; Protect Bond-Clearfil Esthetic Cement, Kuraray). Each group was further subdivided into 4 groups according to the type of the curing mode of the adhesive (cured; uncured) and according to the seating pressure technique (40N/30 sec; 40 N/110 sec). Composite onlays (Filtek Z 250; 3M ESPE) 3mm in thickness and 9 mm in diameter were luted with the dual cure resin cements adhesive combinations to 15 cm/H₂O perfused dentin. After storage in distilled water at 37°C for 24 h, each tooth was sectioned first mesio-distally into serial slabs then vestibulo-lingually using the low speed diamond saw under water lubrication in order to obtain 1x1mm composite-dentin sticks. Micro-tensile bond strengths were determined at a depth level with a remaining dentin thickness between 2 and 3 mm. Microtensile bond strength (MPa) was evaluated using Bencor Multi Testing device attached to a universal testing machine (Instron). Data were analyzed using Mann-Whitney-U test. Curing the adhesive, Clearfil Protect Bond in combination with Clearfil Esthetic Cement using the seating pressure technique (40 N/30 sec) showed significantly higher in bond strength than the uncured adhesive, Clearfil Protect Bond in combination with Clearfil Esthetic Cement using the seating pressure technique (40 N/30 sec) ($p=0,003$). Curing the adhesive, AdheSe in combination with Variolink II using the seating pressure technique (40 N/110 sec) showed significantly higher in bond strength than the uncured adhesive, AdheSe in combination with Variolink II using the seating pressure technique (40 N/110 sec) ($p=0,03$). Uncuring the adhesive, AdheSe in combination with Variolink II using the seating pressure technique (40 N/30 sec) showed significantly higher in bond strength than the uncured adhesive, Clearfil Protect

Bond in combination with Clearfil Esthetic Cement using the seating pressure technique (40 N/ 30 sec)($p=0,005$).

Curing of the adhesive may improve the microtensile bond strength to dentin of Clearfil Esthetic Cement in combination with Protect Bond. The pressure technique (110 sec) may affect bonding of Variolink II to dentin when the adhesive (AdheSe) was cured.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK.....	I
ÖZET.....	İİ
ABSTRACT.....	İİ
İÇİNDEKİLER.....	VI
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	VIII
ŞEKİLLER.....	IX
RESİMLER.....	X
TABLolar.....	X
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. İndirekt Adeziv Restorasyonlar.....	3
2.1.1. Materyallerin özellikleri.....	3
2.1.1.1. Seramik restorasyonlar.....	3
2.1.1.2. İndirekt Kompozit restorasyonlar:.....	6
2.1.2. Diş sert dokusunun önemi.....	9
2.1.2.1. Mine.....	9
2.1.2.2. Dentin.....	9
2.1.3. Lezyon/preperasyonun sınırları ve genişliğinin önemi.....	12
2.1.4. Restoratif materyal ve diş sert dokusu arasındaki adezyon.....	13
2.1.4.1. Etch-rinse (total-etch) adeziv sistemler.....	13
2.1.4.2. Self-etch sistemler.....	14
2.1.4.3. Rezin Simanlar.....	18
2.1.4.4. Self adeziv rezin simanlar.....	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
3.1. Grupların oluşturulması.....	23
3.2. Kompozit onleylerin hazırlanması.....	23
3.2.1. Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubuna ait kompozit onleylerin hazırlanması.....	24
3.2.2. AdheSE/Variolink II grubuna ait kompozit onleylerin hazırlanması:.....	24
3.3. Pulpal basınç düzeneği.....	24

3.4. Rezin simanın film kalınlığı.....	26
3.5. Sabit 40 N basınç uygulama düzeneği.....	26
3.6. Deney grupları	28
3.7. Mikrotensile Bağlanma Dayanımı Ölçümü	32
3.8. Kopma yüzeylerinin Stereomikroskop ve Scanning Electron Mikroskobu'nda incelenmesi	32
3.9. İstatistiksel analiz.....	40
4. BULGULAR.....	41
4.1. Kompozit Onleylerin Simantasyonunda Kullanılan Adezivin Polimerizasyon Şeklinin ve Yerleştirme Basıncı Tekniklerinin, Dual-Cure Rezin Simanların Dentine Mikrotensil Bağlanma Ölçümlerinin Aritmetik Ortalama ve Standart Sapma Değerlerine İlişkin Bulgular	41
4.1.1. Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubuna ilişkin bulgular	41
4.1.2. AdheSe/ Variolink II grubuna ilişkin bulgular	42
4.1.3. 30 saniye ve 40 N basınç altında Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement ve AdheSe/Variolink II gruplarına ilişkin bulguların karşılaştırılması.....	43
4.1.4. 110 saniye basınç süresi ve 40 N altında Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement ve AdheSe/Variolink II gruplarına ilişkin bulguların karşılaştırılması	44
4.2. Kompozit Onleylerin Simantasyonu Esnasında Uygulanan İki Tip Rezin Simanın, İki Farklı Basınç Süresi ve İki Tip Adeziv Sistemin Polimerizasyon Şeklinin Perfüze Dentine Olan Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Ölçümleri Sonrasında Elde Edilen Kopma Yüzeylerinin Stereomikroskopta İncelenmesi ve Kopma Şekilleri	44
4.3. Scanning Electron Mikroskobu Bulguları	45
4.3.1. Rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular	45
4.3.2. Mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular	64
5. TARTIŞMA.....	74
SONUÇLAR.....	91
KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ.....	116

KISALTMALAR VE SİMGELER

mm	Milimetre
µm.....	Mikron,mikrometre
N.....	Newton
SEM.....	Scanning Electron Microscope
SiC.....	Silikon Karbit
Gr.....	Gram
MDP.....	10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
MDPB.....	12-Methacryloyloxydodecylpyridinium bromide
HEMA.....	2-Hydroxyethyl methacrylate ,Hydrophilic dimethacrylate
Bis-GMA.....	Bis-phenol A diglycidylmethacrylate
UDMA.....	Urethane dimethacrylate
TEGDMA.....	Triethylene glycol dimethacrylate
γ-MPS.....	γ-methacryloxypropyl-trimethoxysilane

ŞEKİLLER

Şekil 1: Pulpal Basınç Düzenegi.....	25
Şekil 2: Sabit Basınç Düzenegi.....	27

RESİMLER

Resim 1: Perfüzyon düzeneğinin hazırlanması.....	25
Resim 2: Rezin siman kalınlığının standardize edilmesi	26
Resim 3: Clearfil Prtoteck Bond/Clearfil Esthetic Cement, Adhese/Variolink II Materyalleri.....	31
Resim 4: 1x1 mm boyutunda dentin-kompozit çubukları.	32
Resim 5: Stereomikroskop (Leica MZ 16 FA)	33
Resim 6: Scanning Electron Mikroskop (SEM-FEGSEM 6335-F).....	34
Resim 7: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 1.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme)	45
Resim 8: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu 2.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme)	46
Resim 9: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 3.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme).	47
Resim 10: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 4.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme)....	48
Resim 11: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 5.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme).....	49
Resim 12: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 6.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme).	50
Resim 13: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 7.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme).	51
Resim 14: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 8.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme).....	52
Resim 15: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu 1.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme)....	53
Resim 16: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 2.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme)....	54
Resim 17: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 3.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme)....	55
Resim 18: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 4.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). ..	56

Resim 19: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 5.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme).....	57
Resim 20: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 6.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme).....	58
Resim 21: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 7. grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme).	59
Resim 22: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 8.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme).....	60
Resim 23: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 5.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 1000 büyütme).....	61
Resim 24: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 5. ve 6. grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüleri (x 3000 büyütme).....	62
Resim 25: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 7. ve 8. grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüleri(x 3000 büyütme).....	63
Resim 26: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 1.gruba ait kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 80 büyütme).	64
Resim 27: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 1.gruba ait kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme).	65
Resim 28: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 2.grubun kopma yüzeyleri (x 500 büyütme).....	65
Resim 29: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 3. grubun kopma yüzeyleri (x 500 büyütme).....	66
Resim 30: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 4. grubun kopma yüzeyleri (x 500 büyütme).....	66
Resim 31: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 4.grubun kopma yüzeyleri (x 500 büyütme).....	67
Resim 32: AdheSe/ Variolink II kombinasyonu. 5.grubu kopma yüzeyleri (x 500 büyütme).....	67
Resim 33: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 5.gruba ait kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme).....	68
Resim 34: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 6.gruba ait kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme).....	68

Resim 35: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 7.gruba ait kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme)..... 69

Resim 36: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 8.gruba ait kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme).
69

Resim 37: Clearfil Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 4.gruba ait kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 2500 büyütme)
70

TABLolar

Tablo 3-1.....Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları.....	35
Tablo 3-2.... Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve seri numaraları	36
Tablo 3-3.....Araştırmada kullanılan cihazlar ve bilgileri.....	37
Tablo 3-4.....Deney grupları.....	38
Tablo 4-1....Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubunun mikrotensile bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerlerinin karşılaştırılması.....	71
Tablo 4-2...AdheSe/ Variolink II grubunun mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerlerinin karşılaştırılması.....	71
Tablo 4-3.....30 saniye süre ile 40 N basınç altındaki Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement ile AdheSe/Variolink II gruplarının karşılaştırmalı tablosu.....	72
Tablo 4-4.....110 saniye süre ile 40 N basınç altındaki Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement ile AdheSe/Variolink II gruplarının karşılaştırmalı tablosu.....	72
Tablo 4-5.....Mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümleri sonrasında elde edilen kopma şekilleri.....	73

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif dişhekimliğinin amacı, çürük ya da travma sonucu zarara uğramış diş dokularının bakteri invazyonundan korunması ve kaybolan anatomik yapıların ve fonksiyonlarının tekrar kazandırılmasıdır. Dişlere ait renk, şekil, konum ve fonksiyon bozuklukları gibi problemlerin çözümünde daha önceleri kuron restorasyonlar kullanılırken; günümüzde adeziv sistemlerin gelişmesi ve ilerleyen teknoloji ile doku redüksiyonu ve periodontal dokularla ilişkisi daha az olan restorasyonlar tercih edilmektedir (1). Bu amaçla dişler direkt ve indirekt olarak restore edilmektedirler. Adeziv yaklaşım içeren tedavilerin klinik başarısı oldukça yüksektir (2). Direkt restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesi ile oluşan stres, adezyonun ve restorasyonun ömrünü olumsuz etkilerken aynı zamanda kavite duvarlarında gerilime de neden olmaktadır (3). Bu nedenle, direkt kompozit restorasyonlarda karşılaşılan sorunların çözümü olarak, estetik taleplerin de artmasıyla birlikte posterior bölgede kompozit ve seramik inley/onley/overlay restorasyonlar gibi indirekt adeziv uygulamalar metal veya metal/seramik restorasyonların yerini almaktadır (4)

İndirekt adeziv kompozit ve seramik restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesi simantasyonda kullanılan ince bir tabaka rezin siman ile sınırlıdır (5). Bu nedenle bu tip restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan olumsuz etkiler minimuma inmekte ve aproksimal kontakt, oklüzal anatomi ve kenar uyumu açısından mükemmel yakın bir sonuç elde edilebilmektedir (6,7).

Bununla birlikte fazla miktardaki diş dokusu kaybı, çürük, travma, aşınma-erozyon, abrazyon, atrizyon dolayısıyla değişen diş dokusu özellikleri, dişin vitalitesi, dentin dokusunun tipi (normal, çürükten etkilenmiş, sklerotik), kavite derinliği, sınırları ve konfigürasyonu ile birlikte özellikle posterior bölgede restorasyonların kalınlıklarının artması, kullanılan ışık kaynağının gücü, uzaklığı ve polimerizasyon süresi gibi bir çok faktör indirekt restorasyonların ağız ortamındaki ömrünü etkilemektedir. Bunun yanı sıra, film kalınlığı, bağlanma dayanımı, radyoopaklık, adaptasyon ve kenar uyumu, tercih edilen adeziv sistem/rezin simanın içeriği ve uygulama tekniği ile ilgilidir (8). Adeziv sistem-rezin siman kombinasyonunun infiltrasyonunun ve interpenetrasyonunun artması, diş sert dokusu ile adeziv arasındaki hibridizasyonun kalitesinin artmasını restorasyonun klinik ömrünün uzamasını sağlar (9).

İndirekt adeziv uygulamalar için gerekli bütün özellikleri taşıyan tek bir adeziv sistem/rezin siman kombinasyonu bulunmamaktadır. Bu nedenle, bu çalışmanın amacı materyallerin (adeziv sistem/rezin siman), çeşitli uygulama teknikleri göz önünde bulundurulduğunda dentine bağlanma dayanımının etkilenip etkilenmediğinin araştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İndirekt Adeziv Restorasyonlar

Günümüzde posterior bölgede gerçekleştirilen indirekt adeziv uygulamalar, restoratif tedaviler arasında geniş ve önemli bir yer tutmaktadır (10, 11, 12, 13). Bu restorasyonlar arasında, hastaların giderek artan estetik talepleri nedeniyle kompozit ve seramik inley/onley restorasyonlar metal restorasyonlara göre daha çok tercih edilmektedir (4). Polimerizasyon büzülmesini ağız ortamı dışında tamamlayan kompozit ve polimerizasyon büzülmesinin çok ince bir tabaka rezin siman (5) ile sınırlı olduğu seramik inley/onley restorasyonlar, direkt kompozit restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan olumsuz etkilerin minimuma indiği ve aproksimal kontakt, okluzal anatomi ve kenar uyumu açısından mükemmel yakın bir sonucun elde edilebileceği restorasyonlardır (6,7).

Kompozit ve seramik inley/onley restorasyonların klinik başarısı:

1. Materyallerin(seramik ve kompozit) özelliklerine,
2. Bağlanma sağlanacak diş sert dokusu ile lezyonun/preparasyonun genişliği ve sınırlarına,
3. Kompozit, seramik materyalleri ile diş sert dokusu arasındaki adezyona,
4. Uygulanan metodun teknik hassasiyeti gibi parametrelere bağlıdır (14).

2.1.1. Materyallerin özellikleri

2.1.1.1. Seramik restorasyonlar:

Seramik materyali estetik, aşınmaya direnç (15, 16, 17), biyouyumluluk (18), termal genişleme katsayısı ve ısı iletkenliği gibi fiziksel özelliklerinin diş sert dokusuna yakın olması (19), radyolüsent olması, ağızda galvanik akıma neden olmaması ve basma kuvvetlerine dayanımının yüksek olması gibi avantajlarının yanı sıra kırılabilirlik

dezavantajına sahiptir (20). Seramiklerin estetik özelliklerini arttıran içeriğindeki cam oranı, dayanıklılığını arttıran ise içeriğindeki kristalin miktardır. Seramikler içeriklerine göre:

- Cam seramikler (feldspatik seramikler ya da alüminasilikat cam)
- Partikül doldurulmuş cam seramikler
- Polikristalin seramikler olarak üç ana gruba ayrılır.

Cam seramiklerin cam içeriği yüksektir ve bu nedenle estetikler ancak atomların dizilişi düzgün olmadığından kırılırlar (21). Cam seramiklerin içine kristalin, alümina, lösit, mika, lityum disilikat maddeleri mekanik olarak ilave edildiğinde ‘partikül doldurulmuş cam seramikler’ adını almaktadırlar. Bu gruptaki Dicor’un içeriğinde % 55 Mika kristalleri, Empress’in içeriğinde %17- 25 Lösit, Empress II nin içeriğinde %70 lityum disilikat, In-ceram-Vita’nın içeriğinde ise alümina vardır. Kristalin cam seramiklerin mekanik özelliklerini geliştirir, işlenebilirliğini artırır (22). Alümina katılmış cam seramiklerin esneklik dayanımı diğer cam seramiklerden 4 kat daha fazladır bu sebepten ötürü kor yapımında da kullanılmaktadır (23). Polikristalin seramikler ise cam içermezler, atomlar düzenli ve yoğun dizildiğinden dayanıklı ve dirençlidir. Bu materyalin içinde kırık ya da çatlak (Griffith’s flaws) güçlüklerle ilerler (24). Estetik özellikleri opak olmalarından dolayı zayıf olarak kabul edilmektedir. Genelde cam seramiklerin alt yapısı, sinterlenmemiş bloklardan (Procera), yarı sinterlenmiş bloklardan (Cercon, Lava) ve tam sinterlenmiş bloklardan (Cercon, DSC) üretilir.

Seramik restorasyonlardaki başarıyı etkileyen faktörler seramik restorasyonların mekanik özellikleri, preparasyonun şekli ve simantasyonda kullanılan sistemin hem restorasyona hem de dişe iyi ve uzun süre bağlanmasıyla doğru orantılıdır(17, 25). Seramik inley/onley restorasyonlarda aşınmaya ve okluzal kuvvetlere dirençli partikül doldurulmuş cam seramikler, estetiğin ön planda olduğu venter kuronlarda ise cam seramikler tercih edilmektedir. Seramikler diş yüzeyinde herhangi bir işlem gerektirmeden örneğin cam-iyonomer simanı ile diş sert dokusuna *pasif* olarak veya asitlemenin ardından adeziv sistem ve/veya rezin siman uygulaması ile aktif olarak bağlanabilmektedir.

Pasif simantasyonda cam iyonmer simanının yapısındaki zayıf polialkenoik asit ile diş sert dokusunun yüzeyi temizlenir, kısmen elde edilen demineralizasyon ile mikropoziteler oluşur, ve rezidüel hidroksiapatit (hidroksiapatitin kalsiyumu) ile cam iyonmer kimyasal reaksiyona girer (26). Cam iyonmer simanların içeriğindeki polikarboksil bazlı polimerlerin yüksek moleküler ağırlıkları sebebiyle dentine penetre olma potansiyeli sınırlıdır (26). Cam iyonmer ile simante edilen seramiklerin florür salınımı ile sekonder çürüğü önlediği öne sürülse de en büyük problemi, simanın arayüzünde aşınmasıdır (27, 28). Cam iyonmer simanlar ile mild self-etch adezivler diş sert dokusunda benzer bağlanma değerleri göstermektedir (26).

1984 yılında Horn tarafından seramiklerin asitle pürüzlendirilebilmesinin ortaya atılması bu konuda yeni bir çığır açmış ve silika bazlı feldspatik ile cam seramiklerin diş sert dokusuna *aktif* olarak bağlanabilmesi (adeziv simantasyon) sağlanmıştır (29, 30). Seramik yüzeyine uygulanan hidroflorik asit florosilikat reaksiyonunun ürünleri olan F, Si, Al, K, Ca, Na konsantrasyonlarını değiştirerek etki etmektedir (31). Hidroflorik asit uygulamasını takiben gerçekleştirilen silan uygulaması ise silanın içeriğindeki metakrilat grubun adezivin içeriğindeki metakrilat grup ile reaksiyona girmesi ile bir zincir oluşturmakta ve bu zincir de daha sonra uygulanan adeziv sistem ve rezin simanın içeriğindeki metakrilat grupları ile polizincir meydana getirmektedir (24). Silan uygulamasının, rezin simanın asitlenmiş seramiğe bağlanmasını arttırdığı çalışmalarla desteklenmiştir (32). Son dönemlerde seramik primeri adı altında yeni bir ürün geliştirilmiştir. Bu seramik primerinin içinde γ -methacyloxypropyltrimethoxysilane (γ -MPS) ve katalizör görevi gören asidik monomer vardır (33, 34). Çalışmalar özellikle alüminyum oksit içeren seramiklerin mekanik olarak pürüzlendirilmesine veya asitlenmesine gerek kalmadan bu primerin uygulanması ile bağlanma sağlanabildiğini bildirmektedir (34, 35, 36, 37).

Adeziv simantasyon seramik restorasyonların kırılma ve okluzal kuvvetlere karşı direncini arttırmaktadır (38, 39, 40, 41, 42). Bu yöntemde kompozit restorasyonların aksine polimerizasyon büzülmesi çok ince bir tabaka rezin siman ile sınırlıdır (5). Bağlanmanın iyi ve uzun süreli olabilmesi için rezin siman kalınlığının olabildiğince ince olması istenir ki bu da kenar uyumunun, dayanıklılığın ve estetiğinin artmasını sağlar. Resin simanın polimerizasyon büzülmesinin fazla olması ve resin

simanın aşınması sonucunda kenar uyumunun bozulması renklemelere, mikrosızıntıya, sekonder çürüğe ve seramikte ya da dişte kırılmaya sebep olmaktadır (43, 44, 45).

Seramik inley ve onleylerin aşınmaya karşı yüksek dirence sahip olması, estetik özellikleri ve biyouyumlulukları kompozit restorasyonlar ile karşılaştırıldıklarında en büyük avantajlarıdır. Ancak kırılmalarının önlenmesi için kaviteye uyumlarının çok iyi olması gerekmektedir. Seramik inley/onley restorasyonlarında en sık karşılaşılan komplikasyon (46) vital dişlere aktif simantasyonları sırasında, kaviteye uyumsuzluk riskinden ötürü kullanılan adeziv sistemin polimerize edilmemesi sonucu oluşabilen postoperatif hassasiyettir (47).

2.1.1.2. İndirekt Kompozit restorasyonlar:

İndirekt kompozit restorasyonlar, direkt kompozit restorasyonlara göre polimerizasyon büzülmesinin ve artık monomer miktarının minimuma indirilmiş olması, materyalin manipülasyonunun kolay olması, diş rengine çok yakın bir estetik elde edilebilmesi, okluzal uyumunun daha kolay sağlanması, içbükey bölgelere daha iyi adaptasyon, karşıt dişte doğal olmayan bir aşınmaya sebep olmaması, dişle birlikte doğal aşınmaya sahip olması, gerektiğinde desimantasyonunun kolay olması, tamir edilebilmesi, cilalama ve bitirme işlemlerinin klinik ortamında yapılabilir olması ve seramik restorasyonlara göre daha ekonomik olması nedeniyle klinikte sıklıkla tercih edilen restorasyonlardır (48, 49, 50). Işıkla, özel bir fırında ısı ve basınçla veya özel bir fırında sadece ısı ile polimerizasyonun devam ettiği bu sistemler, daha sonra dual cure rezin simanlar ile simante edilirler.

Kompozit rezin indirekt restorasyonlar *direkt* teknik ile ağız içerisinde hazırlanabilir ve ağız dışında ısı ve /veya ışık ile polimerize edilerek (Brilliant Direct Inlay System(Coltene-Whaledent), True Vitality System (Den-Mat Corp)) aynı seans içinde dişe simante edilebilirler.

İndirekt teknikte ise prepare edilmiş diştten ölçü alınıp alçı model üzerinde restorasyon hazırlanır (Clearfil CR, Inlay, Kuraray) ve restorasyon iki seansta gerçekleştirilir (51). İndirekt kompozit restorasyonlar alçı modeller üzerinde tabakalar halinde uygulanarak hazırlanırlar. Ara aşamalarda düşük sürelerde polimerize edilirler.

Hazırlanan restorasyonlara özel fırınlarda fototermik ‘postcuring’ işlemi yapılır. Çalışmalarda ‘postcuring’ işlemi uygulanan restorasyonların klinik takiplerinde daha az yüzey renklemesi gözlenmiştir (13, 52, 53).

Geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yönelik çalışmalar 2. jenerasyon laboratuvar kompozitleri veya ‘polyglass’ olarak adlandırılan dental seromerlerin yani seramik polimerlerinin gelişmesini sağlamıştır (CERamic Optimized polyMERS). Seramik polimerler geleneksel kompozit rezinlere göre yüksek aşınma direncine sahip, mikrocamlar içeren ışıkla polimerize olan materyallerdir. Bu sistemlerin temel yapıları kompozit ile aynı olmakla birlikte matriks yapıyı güçlendirmek amacıyla geleneksel direkt ve indirekt kompozitlere oranla daha yüksek oranda inorganik doldurucu içerir. Geleneksel kompozit rezinlerin organik yapısı bifonksiyonel BIS-GMA molekülleri içerirken, seromer teknolojisi polifonksiyonel gruplar içerir. Bu yapı yüksek oranda çapraz bağlanmalar ve çift bağ dönüşümü meydana getirerek materyalin direncini artırır (54). Doldurucu olarak genellikle matriks ile güçlü kovalent bağlar oluşturabilmeleri için silanol grubu içeren silikondioksit (SiO₂) ve baryum alüminyum silikat camları kullanılmaktadır. İnorganik doldurucular ise bazı ürünlerde mikrocamlar, seramik partikülleri iken bazı ürünlerde fiber parçacıklarıdır (55). İlave edilen fiber parçacıkları; silika fiberler, cam fiberler, karbon fiberler, grafit fiberler, kuartz, fiberglas ve kevlar fiber materyallerinden oluşmaktadır. Materyalin inorganik kısmı estetik özelliğinden, abrazyon direncinden, yüksek stabilizasyondan sorumlu iken; organik kısmı yüksek cilalanabilirlik, rezin simanlarla etkin bağlanma, kırılmalıkta azalma, adaptasyon kolaylığı, tamir avantajı sağlar. Polimerizasyondan sonra feldspatik seramikten daha yüksek bükülme direncine ve mineye yakın bir aşınma direncine sahip oldukları bildirilmiştir (56). Estetik özelliklerinin yanı sıra geleneksel kompozitlerden farklı olarak su emiliminin az olması ve elastik modülüsünün dentine yakın olması dolayısıyla ağız içindeki stabilizasyonları iyi olmaktadır (57).

Mikrocamlar içeren seromer materyallerine örnek olarak Artglass (Kulzer) (%72 doldurucu oranı), Targis (Ivoclar) (%76 doldurucu oranı), Conquest (Jeneric Pentron) (%79 doldurucu oranı), Adoro (Ivoclar) (%80 doldurucu oranı), Gradia İndirect (GC Corp) (%75 doldurucu oranı), Estenia (Kuraray) (%92 doldurucu oranı), Belleglass

(Belle de St. Claire) (%74 doldurucu oranı) verilebilir. Seramik içeren seromer materyallerine örnek olarak Solidex (Shofu Dental) örnek olarak verilebilir.

Kompozit rezinlerin esneklik katsayısı (dayanımı) 74-107 MPa'iken, fiberle güçlendirilmiş seromerlerin 125-200 MPa'ya kadar çıkabilmektedir. Fiber materyaller mekanik ve fiziksel özelliklerinin yüksek olması dolayısıyla kuron-köprü protezlerinde (fiber köprü), konservatif tedavi (restorasyonların tabanında), periodontoloji, cerrahi, ortodonti gibi alanlarda sıklıkla kullanılmaktadır.

Farklı kullanım yerlerine göre değişik tipte cam fiberler (çubuk, ağ, post) bulunmaktadır (58, 59). İndirekt kompozit rezinlerin içine ya da direkt restorasyonların yapımı esnasında kavite tabanına yerleştirilen ağ şeklinde fiber materyallerine (Ribbond, Everstick NET) Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (Fiber reinforced composite) adı verilmektedir. Uygulama açısından iki teknik vardır. İlki; fiber demetlerinin üzerine düşük viskoziteli rezinin manüel olarak uygulanmasıdır. İkinci yöntem ise kontrollü bir üretimle ön doyurulma işlemi uygulanmış fiberlerin kullanımınıdır. Bu yöntem yüksek fiber içeriğine, fiber yapının polimer ile tam olarak ıslatılmasına ve önceden doyurulmuş fiberlerin kesitinin kontrolüne izin vermektedir. Günümüzde sabit protez yapımında yaygın olarak kullanılan fiberle güçlendirilen kompozit rezin sistemleri; SR Adoro/Vectris, EverStick ve Sculpture/FibreKor gibi rezin matriks ile ön doyurulma işlemi yapılmış cam fiberler ile kuvvetlendirilen sistemler, Ribbond, Connect gibi ön doyurulma işlemi yapılmamış polietilen fiberler ile kuvvetlendirilen sistemler ve GlasSpan (GlasSpan Inc., Extron, Pa.) gibi ön doyurulma işlemi yapılmamış cam fiberler ile kuvvetlendirilen sistemlerdir. Çubuk şeklindeki fiberler ise restorasyonların uzunluğuna ve türüne bağlı olarak boyutları ve tip 2 mm'den 12 mm'ye kadar olabilmektedir. Fiberlerin formları ' I ' şeklinde, ' U ' şeklinde, ' L ' şeklinde olabilmektedir. Çaplarının formları ise yarım yuvarlak, tam yuvarlak, silindirik, küp şeklinde, L şeklinde, U şeklinde olabilmektedir.

Bu tekniklerle yapılan çalışmalarda posterior kompozit restorasyonların, mükemmel marjinal uyum, minimal postoperatif hassasiyet, ideal estetik ve kasp desteği gibi olumlu özellikler taşıdığı gösterilmiştir. Ancak bu avantajların çoğunun polimerizasyon büzülmesinin ağız dışında olmasından kaynaklandığı belirtilmektedir (4).

Rezin siman ile simantasyonu öncesinde indirekt kompozit restorasyonların yüzeyinin frezle veya kumlama ile pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Pürüzlendirmeyi takiben silan ve adeziv uygulaması önerilmektedir (60,61). İndirekt restorasyonların simantasyonunda adezivin polimerize edilmesi bağlanma dayanımını belirgin bir şekilde arttırmışından dolayı önerilmektedir. Film kalınlığı adezivin içeriğine göre 5.7 ile 14.8 µm kadar artmakta (62) bu durum seramik restorasyonlarda yerleştirme probleminin neden olabilirken, kompozit inley/onley restorasyonlarda deneme yapabilmenin daha kolay olması (try-in) ve cila işlemlerinin klinikte yapılabilmesinden dolayı adezivin polimerize edilmesi önerilmektedir (63, 64). İn vitro çalışmalar stres dağılımının seramik inleyle göre kompozit inleylede daha uniform olduğunu bildirmektedir (65, 66).

2.1.2. Diş sert dokusunun önemi

İndirekt restorasyonların adezyonunda bağlanma sağlanacak olan diş sert dokusunun özellikleri klinik başarıyı etkileyen en önemli parametrelerden bir tanesidir.

2.1.2.1. Mine

Mine ile sonlanan indirekt restorasyonların başarısının çok yüksek olduğu klinik çalışmalar ile ispatlanmıştır (67, 68, 69, 70, 71). Bunun nedeni minenin %96 inorganik, %4 organik ve sudan meydana gelen yapısı ile insan vücudunun en mineralize ve homojen dokusu olmasıdır. Her ne kadar yüksek mineral içeriği minenin çok sert olmasına ve aynı zamanda kırılabilir olmasına sebep olsa da, anahtar deliği şeklindeki mine prizmaları okluzal kuvvetlerin mineden dentine iletilmesini sağlayarak bütünlüğünü korumasına yardımcı olur. Adezyon sürecinde, asitleme sonrasında inorganik yapıdaki hidroksiapatit kristallerinin kısmen çözülmesi ile mikromekanik retansiyonun oluşumu, bağlanma için yüzey alanının genişlemesine ve kritik yüzey gerilim değerinin (72 dynes/cm) yükselmesine yol açarak, rezin ile kavite sınırındaki mine arasındaki adaptasyon ve retansiyonu artırır ve kenar sızıntısının azalmasına katkıda bulunur (72).

2.1.2.2. Dentin:

Minenin bu homojen yapısından dolayı rezin ile bağlanması oldukça başarılı iken, dentinin kompleks histolojik yapısı ve değişiklik gösteren özellikleri bağlanmanın

hem zor hem de daha düşük olmasına neden olmaktadır (73). Dentin dokusu ağırlıkça %70 inorganik, %20 organik, %10 sudan meydana gelir. Organik yapı oranının mineden daha fazla olması yapıdaki protein miktarının artmasına, bu artma da adezyon açısından önemli olan yüzey enerjisinin düşük olmasına neden olmaktadır (74). Dentin heterojen bir yapıdadır ve odontoblastların protoplazmik uzantılarının yer aldığı dentin tübüleri, peritübüler dentin, intertübüler dentin ve interglobuler dentinden oluşur. Dentin kanallarının boyutları mine dentin sınırında ve pulpa sınırında farklıdır. Dentin kanalları pulpa sınırında 2,5µm (derin dentin 2mm), pulpa ile mine-dentin sınırı arasında 1,2µm (orta dentin 2-3 mm), mine-dentin sınırında ise 900 nm çapındadır (yüzeysel dentin 3 mm ve üstü) (75).

Dentin kanallarının etrafında daha iyi mineralize olmuş olan, çok az miktarda kollojen içeren peritübüler dentin, kanalların arasında ise daha az mineralize olan intertübüler dentin vardır. Intertübüler dentin peritübüler dentinden %40 daha az mineralizedir. Mineralize kristallerin oranı, organik kollojen matriks miktarı, tubüllerin içindeki dentin sıvısı, dentinin klinik ve biyolojik cevabını etkiler ve bu oranlar dentinin derinliğine, yaşa ve dişin travma geçmişi ile doğrudan ilgilidir (76).

Travma (abrazyon, atrizyon, erozyon, kırılma), çürük, termal değişiklikler, derin kavite preparasyonu sonucunda pulpada gelişen histopatolojik cevap ile odontoblastik aktivitenin tetiklenmesi ve hidroksiapatit kristalleri yapımı ile aside dirençli *sklerotik dentin* meydana gelebilir (76). Sklerotik dentin hipermineralizasyonla karakterize olup tübüllerin whitlockite kristalleri ile tıkanması sonucu oluşur. Bu kalsifikasyon sonucunda dentin camsı bir görüntüye sahip olur ve yarı saydam görünür. Sklerotik dentin oluşumu dentinin geçirgenliğini azaltır ve pulpanın vitalitesinin korunmasını sağlar. Odontoblastik aktivite, kollojen fiberlerin varlığı, tubuler sıvı kinetiği ve immunolojik fonksiyon dentin tubüllerinin içindeki bakteriyel invazyonu yavaşlatır (77), fakat tüm bu faktörler mikrobiyal ilerlemeyi durdurmaya yeterli olmaz (78). Bu nedenle, ancak preparasyonlar veya lezyonlar sonucunda 2 mm ve üzeri kalan dentin miktarı (remaining dentin thickness) sağlıklı pulpa için yeterli fizyolojik bariyer olarak kabul edilmektedir (79). Sklerotik dentinde ise intertübüler alanda hipermineralizasyon ve tubuler skleroz meydana gelirken, çürükten etkilenmiş dentinde intertübüler dentinde mineral kaybı ve tubuler skleroz vardır. 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 (80, 81). Sklerotik dentindeki tıkalı dentin tübüleri rezin tag oluşumu ve interdiffüzyon zonu oluşturmak güç olmaktadır (82). Aside dirençli hipermineralize tabakanın varlığı ve hipermineralize tabakanın altında remineralize denature kollojenin varlığı (83, 84) etkin bir şekilde asitlenmesini engeller. Buna göre mild self-etch ve cam iyonomer bazlı adeziv sistemlerin kullanımı ile mikromekanik kilitlemeye ilave olarak kimyasal bağlanma potansiyeli de ilave olur. Tek basamaklı total-etch Scotchbond Multi Purpose Plus, iki basamaklı mild self-etch sistem Clearfil SE Bond ile cam iyonomer bazlı Reactmer Bond'un hemen hemen eşit bağlanma dayanımına sahip olduğu bildirilmektedir (85). 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 (80, 86, 87). Hibrit tabakasının altında, kollojenden zengin tabaka içinde tamamlanmamış rezin infiltrasyonu baş gösterir, bu tabaka sound dentinden daha kalındır. Bu düzensiz ve porözlü bölge bağlanma dayanımını azaltır (87). Çünkü rezin infiltrasyonunun yetersiz olması, sınırlı olarak kalması bağlanmanın zayıf olmasını sağlar (81). Genişletilmiş asitleme zamanları çürükten etkilenmiş dentinde bağlanma dayanımını arttırmıştır (88). Bu nedenle etch-rinse sistemler çürükten etkilenmiş dentine güçlü bir bağlanma gösterirken (86) , self-etch sistemler daha zayıf bağlanma göstermektedirler (80).

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 (89, 90).

Kavite preperasyonu sırasında dentin yüzeyi; frezle, el aletleri ile oluşan kan, tükürük, bakteri, hidrosiapatit kristalleri ve denature kollojen fibrillerden oluşan 1-5µm kalınlığındaki smear tabakası (smear layer) ile kaplanır. Bu tabaka daha çok intertubuler dentin ya da dentin tubullerinin içinde oluşur (75) ve tıkaç gibi kapatır, dentin lenfinin kaviteye akışını engeller. Smear tabakasının dentine bağlanması zayıf olduğu için tercih

edilen adeziv sistemin prosedürüne uygun olarak kaldırılır ya da modifiye edilerek adezyon sürecine katılır (91). Tübüller içerisinde varolan sıvı, yaklaşık 15 cm H₂O basınç ile pulpadan periferik doğru akar (92). Bu nedenle dentin dokusu her zaman nemlidir. Pulpal basınç ve içerideki nem miktarı derin dentinde orta ve yüzeysel dentinden daha fazladır (93). 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 (94). Kavite konfigürasyon faktörü, preparasyonun derinliği ve sınırları, smear tabakası gibi faktörler adeziv sistemlerin dentine bağlanmasını etkileyen faktörlerdir.

2.1.3. Lezyon/preparasyonun sınırları ve genişliğinin önemi

Bağlanma mekanizması rezinin difüzyon yeteneğine, infiltrasyonuna ve polimerizasyonuna bağlıdır. Mikrosızıntı restorasyonun ağızdaki ömrünü etkileyen bir faktördür. Sadece kenar uyumunda meydana gelen bozulmadan değil hibrit tabakasında meydana gelen küçük boşluklardan da mikrosızıntı (nanosızıntı) olabilmektedir (95, 91). Dentin derinliği ile adezivin dentini iyice örtüleyebilmesi arasında korelasyon vardır ve bu hibridizasyonun kalitesini belirler (96, 97). Minede sonlanan class II adeziv restorasyonların kabul edilir standartlarda olduğu çalışmalar ile desteklenmektedir, çünkü adezyonun kalitesi ve uzun ömürlü olması açısından mine en güvenli diş sert dokusudur (98). Derin ve yüzeysel kavitelerde dentin kanallarının çap ve sayısındaki farklılıklar dentinin geçirgenliğini ve adeziv sistemlerin bağlanmasını etkiler (95, 99, 100, 101, 102, 103, 104, 105). Derin dentinde, intertübuler dentin miktarının azlığından dolayı ekspozite kollojen ağna olan mikromekanik bağlanma alanı azdır. Aynı zamanda bu bölgede dentin tübüllerinin geniş ve sık olmasından ötürü pulpal basınç kavitenin fazla nemli (over-wet) olmasına ve bağlanmanın yüzeysel ve orta dentine göre daha zayıf olmasına sebep olmaktadır (106). Pashley ve ark dentin derinliğinin bağlanma dayanımı üzerinde çok önemli bir rolü olduğunu belirtmektedir (107). Çürükten etkilenmiş dentin sağlam dentinden daha az geçirgenliğe sahiptir aynı zamanda tıkalı dentin tübüllerinden dolayı su içeriğinde daha azdır (108). Derin dentinde pulpaya yakın olan bölgede pulpal basıncın etkisi ile geçirgenlik artar ve yüzeysel nem miktarı artar (93). Dentinin bölgesel nem farklılıkları, dentine olan bağlanmayı etkilemektedir (109, 110). Araştırmalar vital olmayan dişlerde (pulpal basınç olmadığı durumlarda) etch-rinse

adeziv sistem ve rezin siman (Calibra) ın bağlanma dayanımı sonuçlarının vital olan dişlere göre daha yüksek (pulpal basınç olduğunda) olduğu belirtilmektedir (111). İndirekt restorasyonların simantasyonunda dual cure rezin siman ve çeşitli dentin adezivlerinin kullanıldığı bir başka çalışmada; etch-rinse sistemlerin (All bond 2 ve Single Bond) pulpal basınç olmadığı durumda bağlanma dayanımları oldukça yüksek sonuçlanmıştır (5).

2.1.4. Restoratif materyal ve diş sert dokusu arasındaki adezyon

İndirekt adeziv restoratif materyallerin diş sert dokularına adezyonunda genellikle etch-rinse (total-etch) ve self-etch adezivler sistemler (26, 112, 113, 114) ile birlikte self-cure, dual-cure ve light-cure rezin simanlar (113, 115) veya diş sert dokusunda herhangi bir işlem gerektirmeyen self-adeziv rezin simanlar kullanılmaktadır (116).

2.1.4.1. Etch-rinse (total-etch) adeziv sistemler:

İki veya üç basamaklı olarak adlandırılan etch-rinse adeziv sistemler, diş yüzeyinin çoğunlukla fosforik asitle (%30- 40) asitlenmesinden sonra hidrofilik monomer, hidrofobik rezinin ayrı ayrı veya organik solvent içeren primer/bondingin beraber uygulandığı sistemlerdir (117, 118, 119). Kullanılan asit ajanının tipine, konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlı olarak mine dokusu yüzeyinden yaklaşık 10 µm bir tabaka kalkar ve 5-50 µm porlar meydana gelir, dentin dokusunda ise smear tabakası ile tıkaçları tamamen ortadan kalkar, dentin kanallarının ağzı V şeklinde açılır. Smear tabakasının altındaki dentinde 7,5 µm'ye kadar demineralizasyon meydana gelir, kollagen ağı açığa çıkarak minedeki gibi mikromekanik adezyona elverişli bir yapı oluşur (120). Dentinin monomerlerin penetre olabileceği alandan daha çok demineralize olması desteksiz kollojenin yıkımına sebep olmaktadır (121). En kritik aşama dentinin ıslanabilirliğini arttıran primer uygulamasıdır. Primerlerin uygulama amacı hidrofilik yapıdaki dentin yüzeyinde açığa çıkmış olan kollojen ağına adezivin etkin bir şekilde penetre olabileceği hidrofobik bir yapı haline getirmektir (2).

Dentinal kollojen fibrillerin içindeki suyun sırasıyla azalması veya artması kollojen fibrillerin büzülmesine veya genişlemesine sebep olur (94). Bunun sonucunda monomerlerin infiltrasyonu zayıflar. Bu durum hibrit tabakasının güçlü, aside ve

hidrolitik degradasyona dayanıklı olmasını engeller. Yüzeyel dentin ve derin dentin arasında; aksiyal, pulpal ve gingival duvarlarda homojen bir nemlilik elde etmek imkansızdır (122, 123,124), özellikle smear tabakasının kaldırılmasından sonra derin dentindeki nem çok yoğundur (125). Bu nedenlerden ötürü 3 basamaklı etch-rinse tekniğinin post-operatif ve teknik hassasiyeti dolayısıyla daha basitleştirilmiş 2 basamaklı etch&rinse sistemleri öne çıkmıştır. Bu yapılar, asitleme işleminden sonraki hidrofilik monomerlerin, hidrofobik rezinin ve organik solventin bir komponent olması ile oluşur (119).

Günümüzde etch-rinse sistemler minede en başarılı adeziv sistemlerdir (12). İndirekt restorasyonların simantasyonunda kullanılan rezin simanlar pulpal basınçtan etkilenen etch-rinse sistemlerle ile beraber kullanılmaktadır (126). Araştırmalar, indirekt restorasyonların simantasyonunda etch-rinse adeziv sistem ile dual-cure rezin siman arasındaki bağlanma dayanımının, pulpal basıncın olmadığı durumlarda (devital dişler) olduğu durumlara (vital dişler) göre daha yüksek olduğu bildirilmektedir (5, 111).

2.1.4.2. Self-etch sistemler:

Etch-rinse sistemlerinden farklı olarak asitleme ve nem kontrolü aşamasının elimine edildiği basitleştirilmiş sistemlerdir (127). Asitleme aşamasının elimine edilmesi teknik hassasiyet ile birlikte uygulama hatalarını ve klinik zamanı azaltmaktadır. Çok yıkama ve çok kurulamanın da adezyona negatif etkisi olduğu bilinmektedir (128). İlk self-etch sistemler, HEMA-su bazlı adezivlerde asidik monomer miktarının artırılması ile üretilmiştir. Su, foksiyonel monomerlere iyonizasyon ortamı sağlaması nedeni ile günümüz self-etch adezivlerinin içeriği için zorunludur. Onlar mine ve dentini eş zamanlı demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içerirler. Self-etch sistemlerin içeriğindeki Phenyl-P asidik monomeri submikron seviyede demineralize dentin yüzeyini adezyon prosesine katmaktadır (129, 130, 131). Asitleme sonrası yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdan uzaklaşmaz, adeziv rezin içerisine dahil olur. Self-etch sistemlerde, demineralize olmuş smear tabakası ve tıkaçların fikse edildiği smear tabakası ile içiçe geçmiş hibridize smear tabakası oluşmaktadır. Çözünen smear tabakasının altındaki yüzeyel dentinde submikron düzeyde demineralizasyon meydana gelmekte ve bu demineralize olmuş dentin derinliği boyunca açığa çıkmış

kollogen yapıya rezinin infiltrasyonu sonucunda da gerçek hibrit tabakası oluşmaktadır (132). İki basamaklı self-etch sistemler; asidik monomer içeren primer uygulamasının ardından hidrofobik adezivin uygulandığı, tek basamaklı self-etch sistemler ise; primer ve adezivin tek bir komponent olarak uygulandığı sistemlerdir (118, 119). Bu sistemlerde, diş yüzeyini adezyona hazırlayan primerler; yıkanmayan, smear tabakasını çözen veya modifiye eden asidik grup içeren, polimerize olabilen monomerleri içerir (131).

Self-etch sistemler, asidik primerlerin pH'larına göre hafif (mild, $pH \geq 2$), orta kuvvetli (intermediary strong, $pH \approx 1.5$) ve kuvvetli (strong, $pH \leq 1$) olarak sınıflanmaktadır (98, 133). Bu durumda smear tabakası adeziv tabaka içerisine dahil olur (91, 131). Mild ve intermediary strong; self-etch sistemlerin oluşturduğu hibrit tabakası genelde etch-rinse sistemin oluşturduğundan daha ince yaklaşık 0,4 ile 5 μm kalınlığında olmaktadır (74, 128, 134, 135, 136, 137). Mild self-etch sistemlerde ise deminerilazasyon alanı kadar adezivin penetrasyonu sözkonusudur (129).

İki basamaklı self-etch yaklaşımın en büyük avantajı, ikinci aşamada hidrofobik ve asidik olmayan rezin içermesidir. Araştırmalar postoperatif hassasiyetin iki basamaklı self-etch yaklaşımında en az olduğunu bildirmektedir (138).

Tek basamaklı self-etch adeziv sistemler yüksek konsantrasyonda asidik ve hidrofilik monomer içerir (119). Bu komponentlerden meydana gelen hibrit tabakası semi-permeabl davranmakta (yarı geçirgen) ve vital dişlerde dentin tübüllerinden perifere sıvı geçişine olanak verebilmektedir (135). Hidrofobik adeziv tabakası uygulanıp ayrıca polimerize edilmediğinde semipermeable membran gibi hareket etmekte ve adeziv kopmalar daha çok meydana gelmektedir. Self-etch sistemlerin pek çok avantajlarının yanı sıra yüksek konsantrasyondaki suyun ve eksik buharlaşması durumunda solventin, optimum polimerizasyonu engellemesi gibi dezavantajları da vardır (139). İndirekt restorasyonların simantasyonunda bu sistemlerin kullanılması, adeziv ile rezin siman arasında sıvı varlığına, bu nedenle bağlanmanın azalmasına ve bölgede stresin yoğunlaşmasına neden olur. Adezivlerin asiditesi dual-cure ve self-cure rezin simanların bağlanma dayanımına pozitif etki etmektedir, örneğin adeziv pH'ı ne kadar düşükse bağlanma dayanımı o kadar artmaktadır (115, 140). Tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin oluşturduğu hibrit tabakası demineralize olduğu kadar rezin penetrasyonu sağlayamamaktadır (129). Smear tabakasının ve smear tıkaçlarının varlığı

dentin tübüllerinden sıvı çıkışını bir miktar frenlemektedir (141, 142). Ortamdaki nemin uzaklaştırılamaması dentin adeziv yüzeyini geçirgen hale getirir(143). Nemin fazla olması durumunda dentin ile hibrit tabakası arasında kabarcık şeklinde küresel su globülleri oluşur buna ‘aşırı nemlilik fenomeni’ denir (144).

Su emilimi rezinin plastik fenomenine başka bir deyişle mekanik ve fiziksel özelliklerinin bozulmasına sebep olur ve bu da desteksiz alanların üzerindeki restorasyonların kırılması ile sonuçlanmaktadır (145). Ayrıca tek basamaklı self-etchlerin polimerizasyonundan sonra meydana gelen oksijen inhibisyon tabakasının içinde var olan polimerize olmamış asidik rezin monomerler (146), self-cure ya da dual-cure rezin simanların içindeki bazı aminler ile uyumsuzluk göstermektedirler (113, 115, 134, 147, 138, 140). Bu sebeplerden ötürü; tek basamaklı self-etch adezivin üzerine ayrı bir komponent olarak hidrofobik rezin uygulamasının su difüzyonunu azaltarak bağlanma dayanımını arttırdığı (48) ve indirekt restorasyonların kenar uyumunu iyileştirdiği saptanmıştır. Chieffi ve ark. (2007), pulpal basınç olmayan dişlerde indirekt restorasyonların belirli bir basınç altında dual cure rezin siman (Panavia F) ile simantasyonunu inceledikleri çalışmalarında basitleştirilmiş tek basamaklı self-etch sistemlere ilave olarak uygulanan hidrofobik adeziv uygulamasının bağlanmayı istatistiksel olarak arttırdığını saptamışlardır (149). 3 basamaklı etch-rinse ve 2 basamaklı self-etch sistemlerde su içerisinde bekletilerek yapılan ölçümlerde bağlanma değerleri, basitleştirilmiş sistemlere göre daha yüksek olduğu bildirilmektedir. 2 basamaklı etch-rinse sistemlerde ise bağlanma anında ve 1 hafta suda bekletme sonucunda ölçülen bağlanma değerleri yüksek olmasına rağmen 1 yıl suda bekletildiğinde değerlerin belirgin bir şekilde azaldığı bildirilmektedir (129).

Günümüzde etch-rinse sistemler, self-etch sistemlerden daha başarılı kabul edilmektedir (150, 151, 152). Bunun yanında hem etch-rinse hem de self-etch yaklaşımlarda, sistemi basitleştirmek amacı ile basamakların azaltılması, bağlanma dayanımını azaltmaktadır. Günümüzde 3 basamaklı etch-rinse ve 2 basamaklı self-etch yaklaşımı basitleştirilmiş sistemlerden daha başarılı kabul edilmektedir (129, 153, 154).

Etch-rinse sistemler çürükten etkilenmiş dentine güçlü bir bağlanma gösterirken (155), self-etch sistemler daha zayıf bağlanma göstermektedirler (80). Çürükten etkilenmiş dentinde bağlanmanın daha zayıf olmasına sebep olan bir diğer konu ortamda bakterinin var olmasıdır. Imizato (90), self-etch adeziv sistemlerde primerin

içeriğine antibakteriyel monomer katılması ile ilgili çalışmasından sonra kavite preparasyonundan hemen sonra, restorasyondan önce kalan (rezidüel) bakterinin elimine edilmesi ve sonuçta sekonder çürüğün önlenmesi konusunda gelişmeler elde etmiştir (89, 90). Çalışmalar adeziv materyalin antibakteriyel etkisinin düşük pH'larına veya içerdikleri özel antibakteriyel bileşenler olan glutaraldehit ya da MDPB'e (12-metakrilmethacryloyloxydodecylpyridinium bromide) bağlı olduğunu bildirmektedir (156, 157).

MDPB (12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromide) adı verilen dördüncül amonyum tuzu (quaternary ammonium salt) bazlı bir antibakteriyel moleküldür. Günümüzde Clearfil Protect Bond (Kuraray) pimerinin içinde bulunmaktadır. Adezivi ise sekonder çürüklerin önlenmesinde etkili olan florür salmaktadır (158, 159, 160, 161). MDPB polimer matriks ile kopolimerize olduğunda hücre duvarlarına katyonik ve hidrofobik bağlanarak, hücre membranının fonksiyonunu engeller ve sitoplazmik materyalin sızıntısını azaltarak antibakteriyel etkisini göstermektedir (162, 163). MDPB'nin HEMA'dan daha hidrofobik olması, MDPB adezivin hidrofobik olma özelliğini arttırmaktadır. Bu da bağlanmanın hidrolitik direncini arttırmaktadır (163, 164). Mine dokusunda Clearfil Protect Bond'un dentine göre daha iyi bağlanma performansı göstermesi MDPB'nin HEMA'dan daha hidrofobik olmasıyla açıklanmaktadır. Bortolotto ve ark, Clearfil Protect Bond ile Clearfil SE Bond'u kıyaslandığı bir çalışmada çürüksüz class V kavite kenar uyumu açısından değerlendirilmiş ve iki ürün arasında bir fark bulunmadığı, MDPB'nin polimerizasyondan sonra ortama herhangi bir antibakteriyel bileşen salmadığı ve esas olanın diş sert dokusu ve restorasyon arasındaki optimum adezyon olduğu belirtilmiştir (165). Feuerstein ve ark (2007), AdheSe (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Clearfil Protect Bond (Kuraray, Kurashiki, Okayama, Japan), Adper Prompt L-Pop (3M ESPE, Seefeld, Germany), Xeno III (Dentsply, Konstanz, Germany) self-etch adeziv sistemlerin antibakteriyel etkilerini araştırdıkları çalışmalarında Clearfil Protect Bond'un 14 güne kadar antibakteriyel etkisinin devam ettiğini, diğer 3 adeziv sistemde bakterinin ürediğini bildirmişlerdir (166).

2.1.4.3. Rezin Simanlar:

İndirekt restorasyonların simantasyonu için hem mineye hem dentine hem de restorasyon materyaline bağlanabilmesinden ötürü tercih edilen güncel adeziv rezin simanlar içerikleri (inorganik doldurucu oranları ve boyutları) ve polimerizasyon tiplerine göre farklılık gösterir (76).

a- İçeriklerine göre rezin simanlar:

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. Organik rezin matriks ile inorganik doldurucular arasında bağlanma silan bağlanma ajanı ile sağlanır. İnorganik doldurucu oranı ve boyutu, rezin simanın manipülasyonunu ve mekanik özelliklerini etkiler. Doldurucu boyutlarına göre mikro-dolduruculu ve hibrit dolduruculu rezin simanlar olarak ikiye ayrılırlar. Mikrodolduruculu rezin simanların akıcılıkları ve yüzeyi ıslatabilirliklerinin fazla olması restorasyonun kaviteye yerleştirilmesini kolaylaştırır. Doldurucu oranı yüksek olan rezin simanlarda polimerizasyon büzülmesi (167) ve kavite kenarında aşınma daha az olmaktadır. Ancak bu simanların en önemli dezavantajı restorasyonun kaviteye yerleştirilmesinde zorluk olmasıdır (47).

Özellikle doldurucu partikül büyüklüğü fazla olan veya doldurucu oranı fazla olan rezin simanların tercih edildiği durumlarda inley/onleyin kavite yerleştirilmesinde manuel yöntemler dışında bazı cihazlar geliştirilmiştir (14). Bu cihazlar ultrasonik vibrasyon ile inley/onley restorasyonu kaviteye yerleştirilmektedir. Bu cihazların kullanılmasındaki en önemli amaç, etkili ve çabuk bir şekilde restorasyonun kaviteye yerleştirilmesi, daha ince ve homojen bir film kalınlığı elde edilmesidir (168).

Rezin simanların ısıtılmasının, rezin simanın viskozitesini (kıvamını) azalttığı bunun da akıcılığını arttırdığı, rezinin dentine daha iyi penetre olduğu savunulmaktadır. Penetrasyonun artması ile rezin simanın film kalınlığının inceltmekte, özellikle yüksek doldurucu içeren rezin simanlarda, akışkanlık özelliklerinin artması ile kenar uyumunu iyileştirmektedir (169, 170, 171, 172).

55- 60° C ısıtma sonucunda bazı rezin simanların mekanik özellikleri ve homojen yapısı bozulabilmekte, simantasyon sırasında ısı, pulpa hasarı meydana gelebilmektedir (173), bazı rezin simanlarda ise ısı ile birlikte monomerin polimere dönüşme derecesi (DC) artmaktadır (174, 175). DC nin artması yüzey sertliğinin artması, kırılma dayanımı elastisite modülüsü ve aşınmaya direnç gibi mekanik özelliklerin daha iyi hale gelmesini sağlamaktadır (172, 176). Cantoro ve ark (2008), 4°C (buzdolabı ısısı), 24°C(oda ısısı), 37°C(ağız içi ısısı) ve 55- 60 °C ısılarında kullandığı dual-cure rezin simanların (Rely X Unicem ve Panavia F 2.0) bağlanmalarındaki değişimleri incelenmiş, 24°C(oda ısısı), 37°C (ağız içi ısısı) de bağlanma değerleri 4°C (buzdolabı ısısı) deki bağlanma değerinin neredeyse iki katı olarak elde edilmiştir. Panavia F 2,0 55- 60 °C de yüksek bir bağlanma gösterirken, Rely X Unicem in homojen yapısı bozulmuş poröz bir hal almıştır (177).

b-Polimerizasyon tiplerine göre rezin simanlar:

Rezin simanlar kendi kendine sertleşen self-cure, ışık ile sertleşen light-cure ve hem ışık hem de kendi kendine sertleşen dual-cure rezin simanlar olmak üzere 3 gruba ayrılırlar. Tercih edilecek rezin simanın polimerizasyon tipi, uygulanacak restorasyona göre değişmektedir (178).

Self-cure rezin simanlar çift pat veya toz/likid halinde hazırlanmışlardır. Çift pat şeklinde olanlar yarı yarıya organik matriks ve inorganik dolduruculardan meydana gelmektedirler. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzol peroksit (benziol peroksit initiator) diğerinde ise reaksiyonu hızlandıran tersiyer amin (tertiary amine promoter) vardır. Self-cure rezinlerin zaman içinde renk değiştirmelerinin sebebi içeriklerindeki aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğrayarak amin renklesmesinin oluşmasıdır. Self-cure rezin simanların polimerizasyon büzülmesi light-cure rezin simanlara oranla daha az olmaktadır (179, 180). Bunun yanı sıra, karıştırılmaları sırasındaki oksijen teması polimerizasyonlarını yavaşlatıcı etki göstermektedir (179).

Light-cure rezin simanların çalışma ve yerleştirme zamanının uzun olması, renk stabilizasyonu açısından diğerlerine göre avantajlıdır (181, 182). Ancak light-cure rezin simanın kullanımı porselen venter ve ince inley/onleyleyler ile sınırlıdır. Self cure rezin

simanların yerleştirme ve sertleşme zamanı uzundur (113), sabit sertleşme zamanına sahiptirler ve metale yüksek bağlanma kuvveti ile tutunma gösterirler.

Dual-cure rezin simanların sertleşme mekanizması self-cure rezin simanlarda olduğu gibi içeriğindeki benzoil peroksit ile aromatik tersiyer aminlerin redoks reaksiyonu temeline dayanır. Işığa duyarlı kamforokinon içeren pasta/pastaların karıştırılmasından sonra ışıkla aktive olana kadar redoks reaksiyonu ile polimerizasyon geciktirilir. Üretici firmalar dual-cure rezin simanların kimyasal polimerizasyon potansiyelini arttırmak ve çalışma zamanını uzatabilmek için initiator/activator oranını azaltmaktadırlar (183). 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 (184). Uygulanan restorasyon 3 mm'den daha kalın ise yetersiz polimerizasyonu önlemek amacıyla light-cure yerine, dual-cure rezin simanlar tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (185). Posterior indirekt restorasyonlar için yeterli çalışma zamanı ve optimum polimerizasyon için (186, 187) dual-cure rezin simanların ve dual-cure adezivlerin tercih edilmesi gerektiğini belirten araştırmacılar vardır (188,189). Polimerizasyonun derecesi; rezin simanın biyolojik, fiziksel, mekanik özelliklerinde (polimerizasyon büzülmesinin ve su emiliminin az olması, degree of conversion, hidrolitik stabilite) (190, 191) büyük rol oynamaktadır (192). Polimerizasyon büzülmesinin az olması kenar uyumunun iyi olması anlamına gelmekte bu da tercih edilen rezin simanın cure modu ve daha önce de bahsedildiği gibi inorganik doldurucu miktarı ve tipi ile doğrudan ilgilidir (193). Polimerizasyon derecesini etkileyen faktörler ise restorasyonun rengi ve kalınlığı, ışık cihazı ve polimerizasyon süresidir (194). Polimerizasyon büzülmesinin minimal olması için rezin simanın film kalınlığının çok ince olması önerilmektedir (195).

Dual-cure rezin simanlar ışıkla aktive edilmediklerinde self-cure rezin simanlar gibi davranırlar (116). Peters ve ark. (1996), dual-cure rezin simanın ışıkla polimerizasyonu sağlandıktan 5 dakika sonra en yüksek bağlanma değerine ulaştığını bildirmişler (196), Hagesawa ve ark. (1991) ise dual-cure rezin simanın ışıkla aktive edilmeden kimyasal polimerizasyonunun 30 dakika ile 24 saat arasında materyalin sertliğini (hardness) belirgin bir şekilde arttırdığını belirtmişlerdir (197). Bazı

çalışmalarda, dual-cure rezin simanın self-cure modunda polimerizasyonun gerçekleşmesi sağlandıktan sonraki fizikomekanik özellikleri ile rezinin ışıkla polimerize edildikten sonraki fizikomekanik özellikleri karşılaştırıldığında, ışıkla polimerize edilen dual-cure rezin simanın mekanik özellikleri daha iyi bulunmuştur (196, 198, 199). Bunun yanında 7 mm indirekt kompozit restorasyonun simantasyonunda Variolink II dual-cure rezin simanın self-cure modu ile polimerizasyonu sağlandığında, Linkmax, Panavia F, Nexus 2, RelyX Unicem dual-cure rezin simanlara göre oto polimerizan potansiyeli daha zayıf bulunmuştur (48, 181, 200).

2.1.4.4. Self adeziv rezin simanlar:

Diş sert dokusunda herhangi bir işlem gerektirmeyen self-adeziv rezin simanlar yeni tip bir monomer, doldurucu ve reaksiyon başlatıcılara (initiator) sahip ve organik matriksi multifonksiyonel fosforik asit metakrilatları içeren yapılarıdır. Bu metakrilatlar hem rezin siman içindeki temel doldurucularla hem de diş sert dokusundaki hidroksiapatit ile reaksiyona girmektedir. Diş sert dokularına bağlanma prensibi cam iyonomer siman ile aynıdır (26). Dentin adezivleri ile beraber kullanıldığında bağlanma değerleri belirgin bir şekilde artmaktadır. Hikita ve ark (2007), self adeziv rezin siman Rely X Unicem'in (3M ESPE) dentinde tek basamaklı self-etch adeziv sistem Prompt L-Pop (3M ESPE) ile kombine uygulanmasının tek başına uygulanmasından daha yüksek bağlanma değeri sağladığını göstermiştir. Bunun yanı sıra kombine uygulamanın minede homojen yapının bozulmasına neden olduğu ve bağlanma değerini düşürdüğünü belirtmişlerdir(48). De Munck ve ark.(2004), Rely X Unicem'in mineye olan bağlanmasını yüzeysel olarak tanımlamıştır (201). Garcia ve ark.(2007), aynı rezin siman adeziv sistem kombinasyonu ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında self-adeziv rezin simanın self-cure modunda adeziv tabaka ile rezin siman arasında bağlanmanın daha zayıf olduğunu bildirilmiştir(129).

Kompozit onleylerin adeziv simantasyonu esnasında uygulanan adeziv sistemin polimerizasyon tekniği ve yerleştirme basıncının vital dentini taklit eden in vitro koşullarda dentine bağlanmayı etkilediği saptanmıştır.

İndirekt restorasyonlar ve diş sert dokusu arasındaki bağlanmayı diş sert dokusu özellikleri açısından inceleyen çalışmalarda pulpal basınçsız diş sert dokuları ve rezin

simanların arasındaki bağlanma değeri değerlendirilmiştir. Araştırmacıların bulgularından elde edilen sonuçlar klinikteki vital dentini taklit etmediğinden klinik şartları yansıtmamaktadır. Bu çalışmada, perfüzyon düzeneği kullanılarak pulpal basınç ve klinikteki vital dentine bağlanma taklit edilmiştir (5, 97, 202, 203).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmanın amacı, kompozit onleylerin simantasyonu esnasında kullanılan adezivin polimerizasyon şekli ve uygulanan basınç tekniklerinin dual-cure rezin simanların dentine mikrotensil bağlanma dayanımı üzerine etkisinin in vitro olarak incelenmesidir. Çalışma, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert ve Yumuşak Doku Laboratuvarları ve Tübitak MAM imkanları kullanılarak gerçekleştirildi. Çalışmada kullanılan materyaller, içerikleri, araştırmada kullanılan cihazlar ve bilgileri Tablo 3.1, Tablo 3.2 ve Tablo 3.3’de yer almaktadır.

3.1. Grupların oluşturulması

Çalışmada, çekimden hemen sonra en fazla 3 ay + 4 °C’de timol içeren distile suda saklanan sürmüş, çürüksüz, apeksifikasyonu tamamlanmış 32 adet üçüncü büyük azı dişi kullanıldı. Dişlerin oklüzal minesini 180 grit silikon karbit (SiC) zımpara ile kaldırıldı ve orta dentin yüzeyindeki smear tabakası 600 grit zımpara ile standardize edildi. Daha sonra dişlerin kökleri mine sement sınırının 2 mm altından kesildi ve pulpa odası 12 numaralı elmas rond frez ile genişletilerek pulpal artıklardan temizlendi. Örnekler, rastgele olarak çalışmada kullanılacak olan adeziv/rezin simana (AdheSE/Variolink II; Vivadent/Ivoclar ve Clearfil Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement; Kuraray) göre 2 ana gruba (n=16) ayrıldı. Daha sonra bu ana gruplar, kompozit onleylerin yerleştirilmeleri esnasında uygulanacak olan basınç tekniği (40N/30 sn; 40N/110 sn) ve kullanılan adeziv sistemin polimerizasyon şekline göre (polimerize edilen, polimerize edilmeyen) 4 alt gruba (n=4) ayrıldı (Tablo 3.3).

3.2. Kompozit onleylerin hazırlanması

Kompozit onleylerin oluşturulmasında hibrit bir kompozit (3M ESPE Filtek™ Z250 A2) kullanıldı. 3 mm kalınlığında ve 9 mm çapında kompozit onleyler hazırlamak için aynı ölçülerde silikon kalıp kullanıldı. Siman camı iki yanı açık olan kalıbın alt

yüzüne yerleştirildi. Kompozit materyali siman spatülü ile kalıba yerleştirildi ve şeffaf bant üzerinden üç katman ve her katman 40 saniye ışıkla polimerize edildi. (Optilux 501; Kerr) kullanıldı. Her polimerizasyon öncesi ışık aletinin üzerindeki sensör yardımıyla ışık gücü ölçüldü (550mW/cm^2). Kompozit onleyler 24 saat suda bekletildikten sonra kumlama işlemi (Bego, Germany) uygulandı. Simantasyon işlemi öncesinde yüzeyi olası kontaminasyondan temizlemek amacıyla kumlanan kompozit onleynin iç yüzü uygulanacak olan adeziv sistemin asidi ile asitlendi (204).

3.2.1. Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubuna ait kompozit onleylerin hazırlanması:

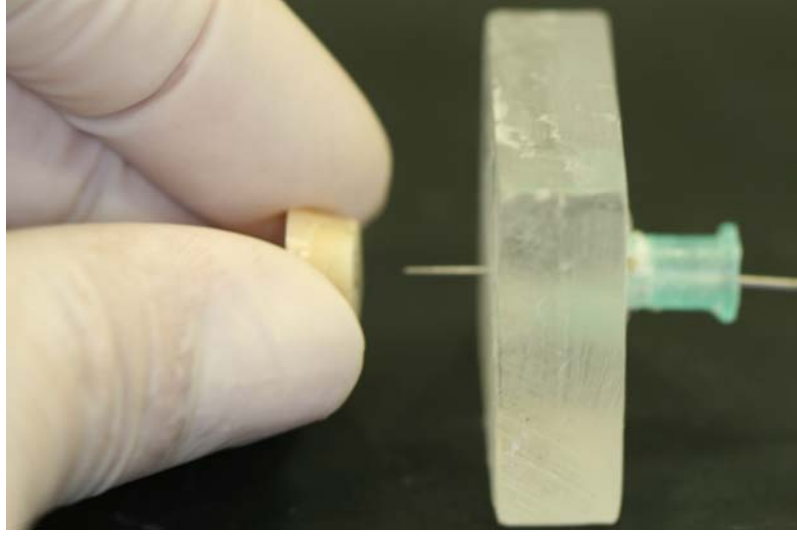
Bu grupta simantasyon öncesinde kompozit onleylerin iç yüzüne K-etchant GEL (Kuraray) 5 saniye uygulandı, 5 saniye yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra Clearfil Ceramic Primer (silan) uygulandı ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda 5 saniye bekledikten sonra iyice kurutuldu.

3.2.2. AdheSE/Variolink II grubuna ait kompozit onleylerin hazırlanması:

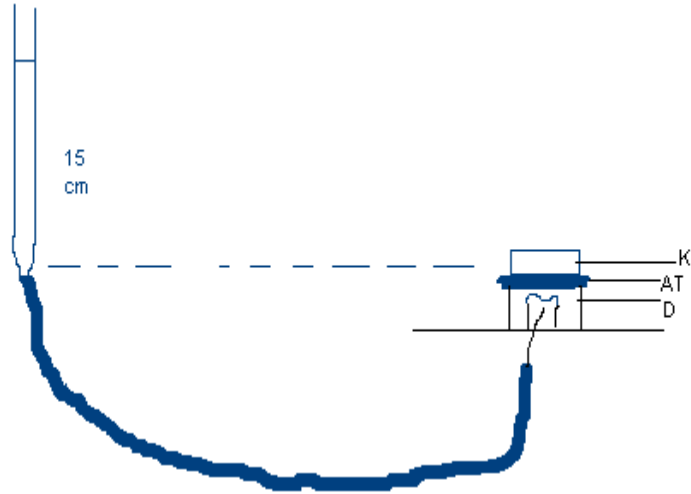
Bu grupta simantasyon öncesinde kompozit onleylerin iç yüzüne Total Etch (Ivoclar, Vivadent) 15 saniye uygulandı, 15 saniye yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra Monobond S uygulandı ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda 60 saniye beklenip kurutuldu.

3.3. Pulpal basınç düzeneği

Örnekler pulpal basıncı taklit etmek amacıyla $15\text{ cm/H}_2\text{O}$ sıvı basıncı ile perfüzyon aletine bağlandı. Dişlerin mine sement sınırının 2 mm altından kesilerek elde edilen örnekler, pulpa odaları ile temasta olacak şekilde, ortasından $0,80 \times 38\text{ mm}^2$ lik paslanmaz çelik iğne geçen pleksi cama siyanoakrilat (502 Cyanoacrylate Adhesive-EvaBOND) ile yapıştırıldı (Resim 1). Tüpün alt ucu serum hortumuna, diğer ucu 20 ml'lik bir şırıngaya bağlı tutuldu. Şırınga $15\text{ cm H}_2\text{O}$ basınç yapacak şekilde distile su ile dolduruldu (Şekil 1)



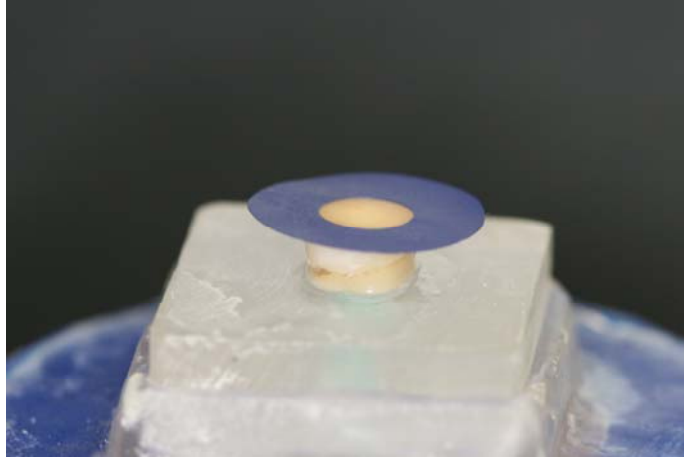
Resim 1: Perfüzyon Düzeneğinin hazırlanması



Şekil 1: Pulpal basınç düzeneği (K: Kompozit, AT: Adeziv teyp, D, Diş)

3.4. Rezin simanın film kalınlığı

Rezin simanın film kalınlığının 100 μm sabitlenmesi ve homojen bir rezin siman tabakası elde edilebilmesi için 8 mm ϕ nda halka şeklinde adeziv teyp simantasyon işleminden önce dentin yüzeylerine yapıştırıldı (Cekic I,2007) (Resim 2).



Resim 2: Rezin siman kalınlığının standardize edilmesi.

3.5. Sabit 40 N basınç uygulama düzeneği

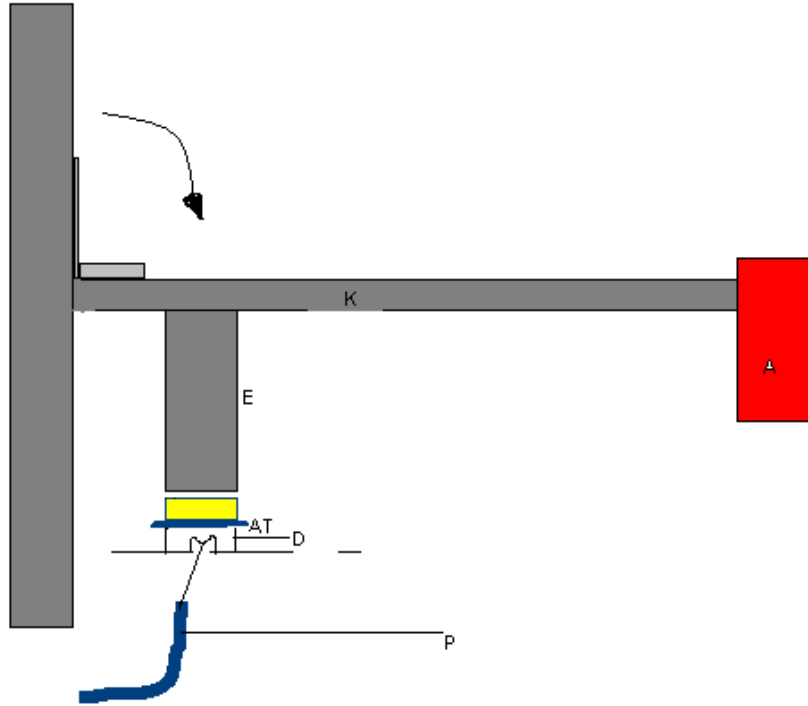
Sabit 40 N basınç uygulamak amacı ile 28 cm uzunluğunda bir tarafı sabit, bir tarafı hareketli metal bir kol tasarlandı. Kolun, sabit olan kısmından 4 cm uzakta ve kola dik olacak şekilde 0,8 cm ϕ ndaki eklentisi kompozit onleylerin üzerine dik kuvvet uygulayacak şekilde ayarlandı. Kolun hareketli kısmının ucuna sabit bir ağırlık konularak kompozit onleylerin üzerine her defasında aynı basıncın uygulanması sağlandı. Kolun uzunluğu, uca takılan ağırlık ve eklentinin ϕ ve boyu hesaplanarak ortalama 40 N'luk bir kuvvet elde edildi (Şekil 2).

$$\ell \times P + m_k \times [OM] = F \times [OS]$$

$$28 \times P + 0,18 \times 14 = 4 \times 4$$

$$P = 16 - 2,52 / 28 = 0,481 \text{ kg} = 481 \text{ gr}$$

Hareketli kolun ucuna 481 gr ağırlık yerleştirilmesi sonucunda yaklaşık 40 N sabit kuvvet elde edildi (l: metal kolun uzunluğu-28cm, P : basınç , mk: kolun ağırlığı-180gr [OM]: Kolun ağırlık merkezi, F: Kuvvet, [OS]: sabit olan kolun ucu ile eklenti arasındaki mesafe= 4 cm).



- P: PERFÜZYON DÜZENEGİ
A: AĞIRLIK
E: BASINCI YAPAN EKLENTİ
K: HAREKETLİ KOL
D: DİŞ
AT: ADEZİV TEYP

Şekil 2: Sabit basınç düzeneği

3.6. Deney grupları (Tablo 3-4)

- **Grup 1:** Clearfil Protect Bond Primer (Kuraray) üretici firmanın talimatları doğrultusunda dentine 20 saniye uyguladıktan sonra iyice kurutuldu ve daha sonra dentin yüzeyine Clearfil Protect Bond (Kuraray) adeziv uygulanarak ışık ile polimerize edilmedi. Rezin siman (Clearfil Esthetic Cement; Kuraray) Pasta A ve Pasta B; şırıngaya basınç verilerek özel ucu boyunca eşit miktarda karıştırıldı ve adeziv teyp uygulanmış dentin üzerine uygulandı. Daha sonra yüzeyi 3.2.1’de anlatıldığı gibi hazırlanan kompozit onleyler rezin siman üzerine yerleştirildi. 30 saniye 40 N basınç altında bekletilen örnekler 40 N basınç kaldırılırken, ışık ile polimerize edilmeye başlandı. İlk olarak kompozit onleyin üzerinden 20 saniye, daha sonra saat yönünde 20’şer saniye ışık verilerek toplam 100 saniye ışık ile polimerize edildi. Örnekler, 3 dakika daha perfüzyon aletinde bağlı bırakılarak rezin simanın polimerizasyonunun tamamlanması için gereken 4 dakika tamamlandı. Daha sonra perfüzyon aletinden çıkarılarak 24 saat suda bekletildi.
- **Grup 2:** Clearfil Protect Bond Primer (Kuraray) üretici firmanın talimatları doğrultusunda dentine 20 saniye uyguladıktan sonra iyice kurutuldu ve daha sonra dentin yüzeyine Clearfil Protect Bond uygulanarak 10 saniye ışık ile polimerize edildi. Rezin siman (Clearfil Esthetic Cement) ve kompozit onley uygulaması Grup 1’de anlatıldığı şekilde gerçekleştirildi. Örnekler, 3 dakika daha perfüzyon aletinde bağlı bırakılarak rezin simanın polimerizasyonunun tamamlanması için gereken 4 dakika tamamlandı. Daha sonra perfüzyon aletinden çıkarılarak 24 saat suda bekletildi.
- **Grup 3:** Primer, adeziv ve rezin siman (Clearfil Esthetic Cement) uygulaması Grup 1’de anlatıldığı şekilde gerçekleştirildi. Kompozit onleyler rezin siman üzerine yerleştirilerek, 40 N basınç altında 30 saniye bekledikten sonra saat yönünde 20 şer saniye ışık verilerek toplam 80 saniye polimerizasyon gerçekleştirildi. Daha sonra 40 N basınç kaldırıldı ve kompozit onleyin

üzerinden 20 saniye daha ışık verilerek toplam 100 saniye ışık ile polimerizasyon, 110 saniye basınç uygulaması gerçekleştirildi. Örnekler 3 dakika daha perfüzyon aletinde bağlı bırakılarak rezin simanın polimerizasyonunun tamamlanması için gereken 4 dakika tamamlandı. Daha sonra perfüzyon aletinden çıkarılarak 24 saat suda bekletildi.

- **Grup 4:** Primer, adeziv ve rezin siman (Clearfil Esthetic Cement) uygulaması Grup 2’de anlatıldığı şekilde gerçekleştirildi Kompozit onleyler rezin siman üzerine yerleştirilerek, 40 N basınç altında 30 saniye bekledikten sonra saat yönünde 20 şer saniye ışık verilerek toplam 80 saniye polimerizasyon gerçekleştirildi. Daha sonra 40 N basınç kaldırıldı ve kompozit onleynin üzerinden 20 saniye daha ışık verilerek toplam 100 saniye ışık ile polimerizasyon, 110 saniye basınç uygulaması gerçekleştirildi. Örnekler 3 dakika daha perfüzyon aletinde bağlı bırakılarak rezin simanın polimerizasyonunun tamamlanması için gereken 4 dakika tamamlandı. Daha sonra perfüzyon aletinden çıkarılarak 24 saat suda bekletildi.
- **Grup 5:** AdheSE Primer (Ivoclar Vivadent) üretici firmanın talimatları doğrultusunda dentine 30 saniye uyguladıktan sonra iyice kurutuldu ve daha sonra dentin yüzeyine adeziv (Adhese Bond; Ivoclar Vivadent) uygulandı, hava ile inceltildi ve ışık ile polimerize edilmedi. Baz ve katalizörden oluşan rezin siman (Variolink II; Ivoclar Vivadent) 1:1 oranında 10 saniye süre ile karıştırıldı. Daha sonra yüzeyi 3.2.1’de anlatıldığı gibi hazırlanan kompozit onleyler rezin siman üzerine yerleştirildi. 30 saniye 40 N basınç altında bekletilen örnekler 40 N basınç kaldırılırken, ışık ile polimerize edilmeye başlandı. İlk olarak kompozit onleynin üzerinden 20 saniye, daha sonra saat yönünde 20’şer saniye ışık verilerek toplam 100 saniye ışık ile polimerize edildi. Örnekler 3 dakika daha perfüzyon aletinde bağlı bırakılarak rezin simanın polimerizasyonunun tamamlanması beklendi. Daha sonra perfüzyon aletinden çıkarılarak 24 saat suda bekletildi.

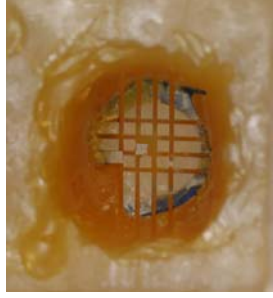
- **Grup 6:** AdheSe Primer (Ivoclar Vivadent) üretici firmanın talimatları doğrultusunda dentine 30 saniye uyguladıktan sonra iyice kurutuldu ve daha sonra dentin yüzeyine adeziv (Adhese Bond; Ivoclar Vivadent) uygulandı, hava ile inceltildi ve ışık ile 10 saniye polimerize edildi. Rezin siman (Variolink II) ve kompozit onley uygulaması Grup 5’de anlatıldığı şekilde gerçekleştirildi. Örnekler 3 dakika daha perfüzyon aletinde bağlı bırakılarak rezin simanın polimerizasyonunun tamamlanması beklendi. Daha sonra perfüzyon aletinden çıkarılarak 24 saat suda bekletildi.
- **Grup 7:** Primer, adeziv ve rezin siman uygulaması Grup 5’de anlatıldığı şekilde gerçekleştirildi. Kompozit onleyler rezin siman üzerine yerleştirilerek, 40 N basınç altında 30 saniye bekledikten sonra saat yönünde 20 şer saniye ışık verilerek toplam 80 saniye polimerizasyon gerçekleştirildi. Daha sonra 40 N basınç kaldırıldı ve kompozit onleyin üzerinden 20 saniye daha ışık verilerek toplam 100 saniye ışık ile polimerizasyon, 110 saniye basınç uygulaması gerçekleştirildi. Örnekler 3 dakika daha perfüzyon aletinde bağlı bırakılarak rezin simanın polimerizasyonunun tamamlanması beklendi. Daha sonra perfüzyon aletinden çıkarılarak 24 saat suda bekletildi.
- **Grup 8:** Primer, adeziv ve rezin siman uygulaması Grup 6’da anlatıldığı şekilde gerçekleştirildi Kompozit onleyler rezin siman üzerine yerleştirilerek, 40 N basınç altında 30 saniye bekledikten sonra saat yönünde 20 şer saniye ışık verilerek toplam 80 saniye polimerizasyon gerçekleştirildi. Daha sonra 40 N basınç kaldırıldı ve kompozit onleyin üzerinden 20 saniye daha ışık verilerek toplam 100 saniye ışık ile polimerizasyon, 110 saniye basınç uygulaması gerçekleştirildi. Örnekler 3 dakika daha perfüzyon aletinde bağlı bırakılarak polimerizasyonunun tamamlanması beklendi. Daha sonra perfüzyon aletinden çıkarılarak 24 saat suda bekletildi (Resim 3).



Resim 3: Clearfil Prtotect Bond/Clearfil Esthetic Cement, Adhese/Variolink II Materyalleri.

3.7. Mikrotensile Bağlanma Dayanımı Ölçümü

Her grupta hazırlanan örnekler, perfüzyon düzeneğinden çıkartıldıktan sonra 24 saat suda bekletildi. Daha sonra, bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde önce mesio-distal, sonra da vestibülo-lingual yönde kesilerek, 1x1 mm boyutunda dentin-kompozit çubukları elde edildi (resim 4). Çubukların pulpa üzerinde kalan dentin miktarı 2-3 mm (orta dentin) (205) arasında olanları seçildi. Her diştten ortalama 4-5 adet çubuk elde edilebildi. Her grup için 4 diştten elde edilen çubuklar (n=22) universal test cihazına (Instron;USA) monte edilen Bencor Multi T Testing Device' a (USA) bağlanarak 1mm/dak ile kopana kadar çekme kuvveti uygulandı.



Resim 4: 1x1 mm boyutunda dentin kompozit çubukları.

3.8. Kopma yüzeylerinin Stereomikroskop ve Scanning Electron Mikroskobu'nda incelenmesi

Her gruptaki dentin-kompozit çubuklarının kopma yüzeyleri stereo mikroskop'da (Leica MZ 16 FA, Dantenbein) x 220 büyütme ile incelendi ve yüzeylerin fotoğrafı çekildi (Leica DFC 320,Dantenbein)(resim 5) .

Her gruptan seçilen örnekler scanning electron mikroskobunda (SEM-FEGSEM 6335-F,JEOL,Japonya) incelenerek stereomikroskopta saptanan kopma tiplerinin sağlaması yapıldı (resim 6).

Rezin siman-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobunda (SEM) incelenmesi için her grubu temsilen 1 adet, toplam 8 adet çürüksüz üçüncü büyükazı dişi yukarıda anlatıldığı üzere hazırlandı. Örnekler simantasyon işlemini takiben 24 saat suda bekletildi ve daha sonra bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde mesio-distal yönde iki parçaya kesildi. Bağlanma yüzeyi dışa gelecek şekilde epoksi rezin (Epon 815, NISSINEM Co Ltd, Tokyo, Japan) içerisine gömülen örnekler, 24 saat sonra seri olarak sulu ortamda 400-600-800-1000-1200-2500 gritlik SiC zımpara ve 1µm'lik Al₂O₃ ile cilalandı. 3-5 saniye süreyle % 10'luk fosforik asit uygulanmasının ardından (206) 5 dakika süre ile %5'lik sodyum hipoklorit solüsyonu içerisinde (207) bekletildi. Dikkatlice yıkandıktan sonra altın kaplanılan örnekler scanning electron mikroskobu ile incelendi.



Resim 5: Stereomikroskop (Leica MZ 16 FA)



Resim 6: Scanning Electron Mikroskop (SEM-FEGSEM 6335-F)

Tablo 3-1: Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Üretici Firmaları

Materyal	Ürün	Üretici Firma
Kompozit Rezin	Filtek™ Z250	3M ESPE,
Rezin Siman	Variolink II	Vivadent
Rezin Siman	Clearfil Esthetic Cement	Kuraray Medical Inc.
Adeziv Sistem	AdheSE	Ivoclar Vivadent
Adeziv Sistem	Clearfil Protect Bond	Kuraray Medical Inc.
Silan- Primer Agent	Monobond-S	Ivoclar Vivadent
Silan- Primer Agent	Clearfil Ceramic Primer	Kuraray Medical Inc.
Asit –etching agent	K-etchant GEL	Kuraray Medical Inc.
Asit	Total Etch	Ivoclar Vivadent

Tablo 3-2: Çalışmada Kullanılan Materyallerin İçerikleri ve Seri Numaraları

Materyaller	Seri numaraları	İçerikleri
Filtek Z™250	6020A2	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, zirkonia/silika inorganik doldurucular (Vol % 60)
Variolink II	VariolinkII Baz : J13765 VariolinkII Katalizör: K07774	Bis-GMA, UDMA, trietilen glikol dimetakrilat. Baryum camı, yitrium triflorür, Ba-Al-florosilikat camı, küresel karışmamış oksitler inorganik doldurucular,
Clearfil EC	Pasta A 0004AA Pasta B 0004AA	Bis-GMA ve TEGDMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, koloidal silika ve silanize cam, silanize silika partiküller, silanize baryum cam inorganik doldurucular, kamforokinon, reaksiyon başlatıcılar, akseleratör, pigment.
AdheSe	Primer K08200 Bond K05471	Primer: Dimetakrilat, phosphonic acid acrylate, reaksiyon başlatıcılar, sulandırılmış durumda sabitleyici. Bond : HEMA, dimethacrylate, silicon dioxide, reaksiyon başlatıcılar, sulandırılmış durumda sabitleyici.
Clearfil Protect Bond	Primer 00017B Bond 00027B	Primer: MDP, MDPB, HEMA, su Bond: MDP, HEMA, Bis-GMA, Hydrophobicdimethacrylate,dl-

		Camphorquinone, N,N-Diethanol-p-toluidine, silanize koloidal silika, Yüzeyi işlenmiş sodyum florid
Monobond-S	K18374	%1 3-methacryloxypropyl-trimethoxysilane %99 pH4 asetik asit içeren su/etanol solüsyonu
Clearfil Ceramic primer	00003B	% 80-90 etanol, <%5 3-trimethoxysilylpropyl methacrylate az miktarda 10-Methacryloyloxydecy dihydrogen phosphate
K-etchant gel	00400B	su, fosforik asit, koloidal silika, pigment
Total Etch	K06851	su, fosforik asit, koloidal silika

Tablo 3-3: Araştırmada kullanılan cihazlar ve bilgileri

Cihaz	Marka ve modeli	Üretici firma
--------------	------------------------	----------------------

Universal test cihazı	Instron 3345 ve Bencor Multi T Testing	USA
Zımparalama cihazı	Grinding,Polishing Machine PHOENIX BETA	Bühler,USA
Elmas Bıçak	Isomet	Bühler,USA
Kumlama cihazı	Bego	Germany
Scanning Electron Mikroskobu	SEM-FEGSEM 6335-F	Jeol, Japan
Stereomikroskop	Leica MZ 16 FA Leica DFC 320 (fotoğraf makinesi)	Dantenbein

Tablo 3-4: Deney grupları

Grup	Adeziv/Rezin Siman	Adezivin polimerizasyon şekli	Basınç tekniği N/saniye	Grup Kodu
Grup 1	Clearfil Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement	Polimerize edilmeyen	40N/30 sn	1
Grup 2	Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement	Polimerize edilen	40N/30 sn	2
Grup 3	Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement	Polimerize edilmeyen	40N/110 sn	3
Grup 4	Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement	Polimerize edilen	40N/110sn	4
Grup 5	Adhese/Variolink II	Polimerize edilmeyen	40 N/30 sn	5
Grup 6	Adhese/Variolink II	Polimerize edilen	40 N/30 sn	6
Grup 7	Adhese/Variolink II	Polimerize edilmeyen	40 N/110sn	7
Grup 8	Adhese/Variolink II	Polimerize edilen	40N/110 sn	8

3.9. İstatistiksel analiz

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra ikili grupların karşılaştırmasında Mann-Whitney-U testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Kompozit Onleyelerin Simantasyonunda Kullanılan Adezivin Polimerizasyon Şeklinin ve Yerleştirme Basıncı Tekniklerinin, Dual-Cure Rezin Simanların Dentine Mikrotensil Bağlanma Ölçümlerinin Aritmetik Ortalama ve Standart Sapma Değerlerine İlişkin Bulgular

4.1.1. Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubuna ilişkin bulgular (Tablo 4-1)

Clearfil Protect Bond'un polimerize edilmediği Clearfil Esthetic Cement'in 30 saniye süresince 40 N basınç altında bekledikten sonra basıncın kaldırılmasıyla ışıkla polimerizasyonun başladığı grubun (Grup 1) mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri $20,64 \pm 8,52$ MPa olarak saptanmıştır.

Clearfil Protect Bond'un polimerize edildiği Clearfil Esthetic Cement'in 30 saniye süresince 40 N basınç altında bekledikten sonra basıncın kaldırılmasıyla ışıkla polimerizasyonun başladığı grubun (Grup 2) mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri $32,63 \pm 9,76$ MPa olarak saptanmıştır.

Clearfil Protect Bond'un polimerize edilmediği, Clearfil Esthetic Cement'in 30 saniye süresince 40 N basınç altında bekledikten sonra, 110 saniye süre dolana kadar 40 N basınç altında ışıkla polimerize edildiği grubun (Grup 3) mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri $24,47 \pm 10,59$ MPa olarak hesaplanmıştır.

Clearfil Protect Bond'un polimerize edildiği Clearfil Estetic Cement'in 30 saniye süresince 40 N basınç altında bekledikten sonra, 110 saniye süre dolana kadar 40 N basınç altında ışıkla polimerize edildiği grubun (Grup 4) mikrotensile bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri $29,17 \pm 9,4$ MPa olarak hesaplanmıştır.

30 saniye ve 110 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edilmediği 1. ve 3. grupların dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p=0,193$).

30 saniye ve 110 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edildiği 2. ve 4. grupların dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p=0,292$).

30 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edildiği 2. grubun dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları, adezivin polimerize edilmediği 1. gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,003$).

110 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edildiği ve edilmediği 3. ve 4. grubun dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p=0,08$).

4.1.2. AdheSe/ Variolink II grubuna ilişkin bulgular (Tablo 4-2).

AdheSe'nin polimerize edilmediği Variolink II' nin 30 saniye süresince 40 N basınç altında bekledikten sonra basıncın kaldırılmasıyla ışıkla polimerize edilmeye başlandığı grubun (Grup 5) mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri $36,69 \pm 18,39$ MPa olarak hesaplanmıştır.

AdheSe'nin polimerize edildiği Variolink II' nin 30 saniye süresince 40 N basınç altında bekledikten sonra basıncın kaldırılmasıyla ışıkla polimerize edilmeye başlandığı grubun (Grup 6) mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri $29,84 \pm 12,55$ MPa olarak hesaplanmıştır.

AdheSe'nin polimerize edilmediği Variolink II' nin 30 saniye süresince 40 N basınç altında bekledikten sonra, 110 saniye süre dolana kadar 40 N basınç altında ışıkla polimerize edildiği grubun (Grup 7) mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri $27,53 \pm 8,86$ MPa olarak hesaplanmıştır.

AdheSe'nin polimerize edildiği Variolink II' nin 30 saniye süresince 40 N basınç altında bekledikten sonra, 110 saniye süre dolana kadar 40 N basınç altında ışıkla

polimerize edildiği grubun (Grup 8) mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri $35,25 \pm 14,95$ MPa olarak hesaplanmıştır.

30 ve 110 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edilmediği 5. ve 7. grupların dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p=0,08$).

30 ve 110 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edildiği 6. ve 8. grupların dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p=0,243$).

30 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edildiği 6. gruba ve edilmediği 5. grubun dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p=0,210$).

110 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edildiği 8. grubun dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları 110 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edilmediği 7. gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,03$).

4.1.3. 30 saniye ve 40 N basınç altında Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement ve AdheSe/Variolink II gruplarına ilişkin bulguların karşılaştırılması (Tablo 4-3).

30 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edilmediği 5. grubun (AdheSe/Variolink II) dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları 1. gruptan (Clearfil Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,005$).

30 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında iken adezivin polimerize edildiği 2. grup (Clearfil Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement) ile 6. grubun (Adhese/Variolink II) dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p=0,281$).

4.1.4. 110 saniye basınç süresi ve 40 N altında Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement ve AdheSe/Variolink II gruplarına ilişkin bulguların karşılaştırılması (Tablo 4-4).

110 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edilmediği 3. grupla (Clearfil Protect Bond/Clearfil Estetic Cement) ve 7. grubun (Adhese/Variolink II) dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p=0,102$).

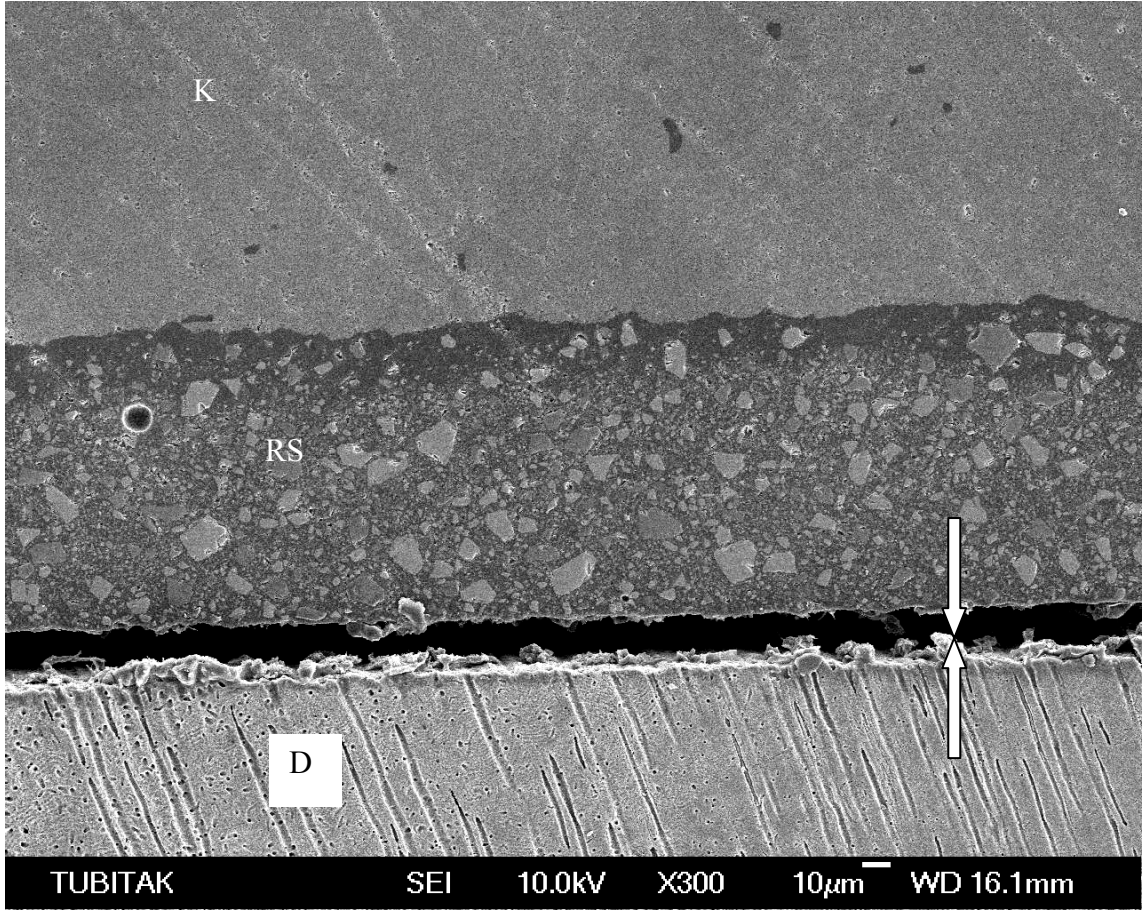
110 saniye basınç süresi ve 40 N basınç altında adezivin polimerize edildiği 4.grupla (Clearfil Protect Bond/ Clearfil Estetic Cement) ile 8. grubun (AdheSe/Variolink II) dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p=0,234$).

4.2. Kompozit Onleylerin Simantasyonu Esnasında Uygulanan İki Tip Rezin Simanın, İki Farklı Basınç Süresi ve İki Tip Adeziv Sistemin Polimerizasyon Şeklinin Perfüze Dentine Olan Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Ölçümleri Sonrasında Elde Edilen Kopma Yüzeylerinin Stereomikroskopta İncelenmesi ve Kopma Şekilleri (Tablo 4-5)

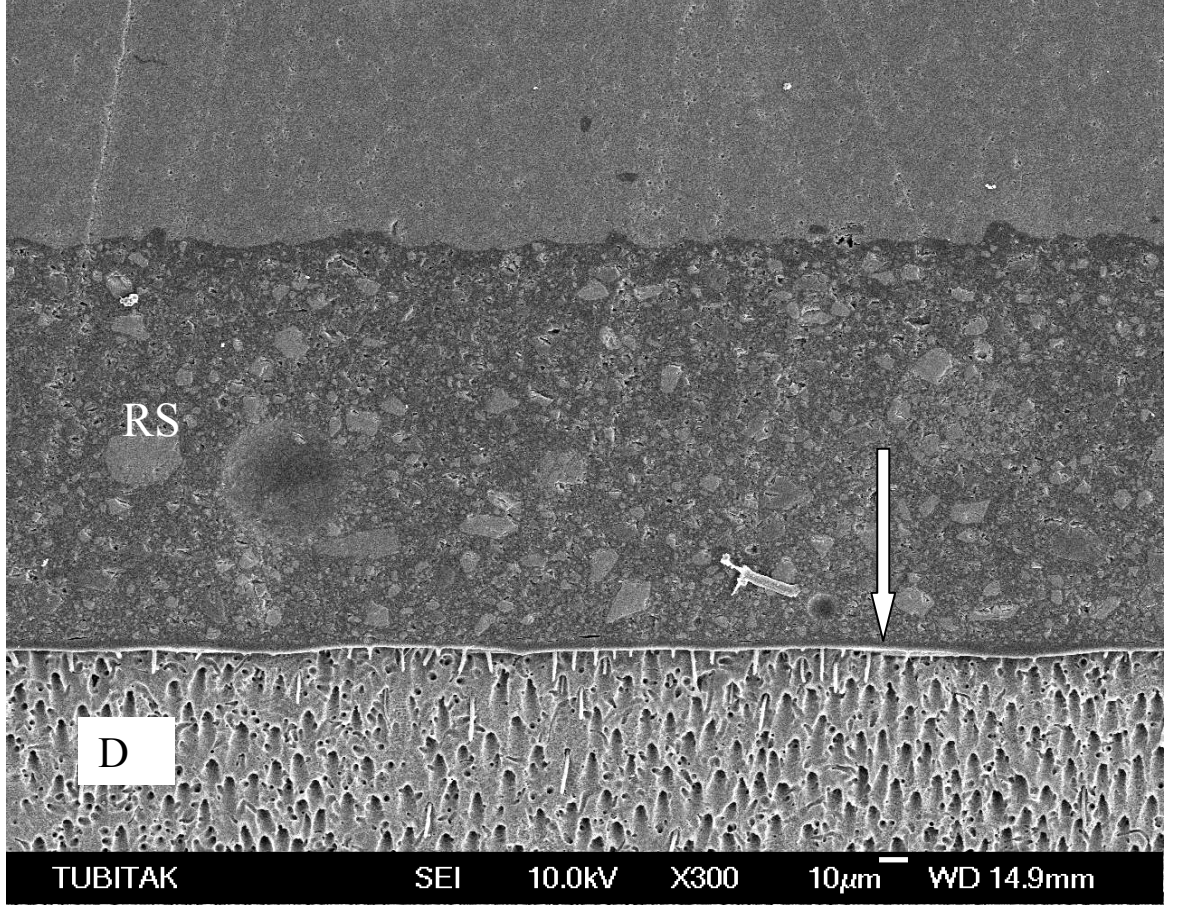
Kopma yüzeyleri 3 başlık altında toplandı. Hibrit tabakası-adeziv-rezin siman arasından olan kopmalar adeziv, yüzeyde koheziv ve adeziv kopmanın birlikte gözleendiği kopmalar karışık, rezin siman, dentin veya kompozit içinden olan kopmalar ise koheziv kopma olarak sınıflandırıldı.

4.3. Scanning Electron Mikroskobu Bulguları

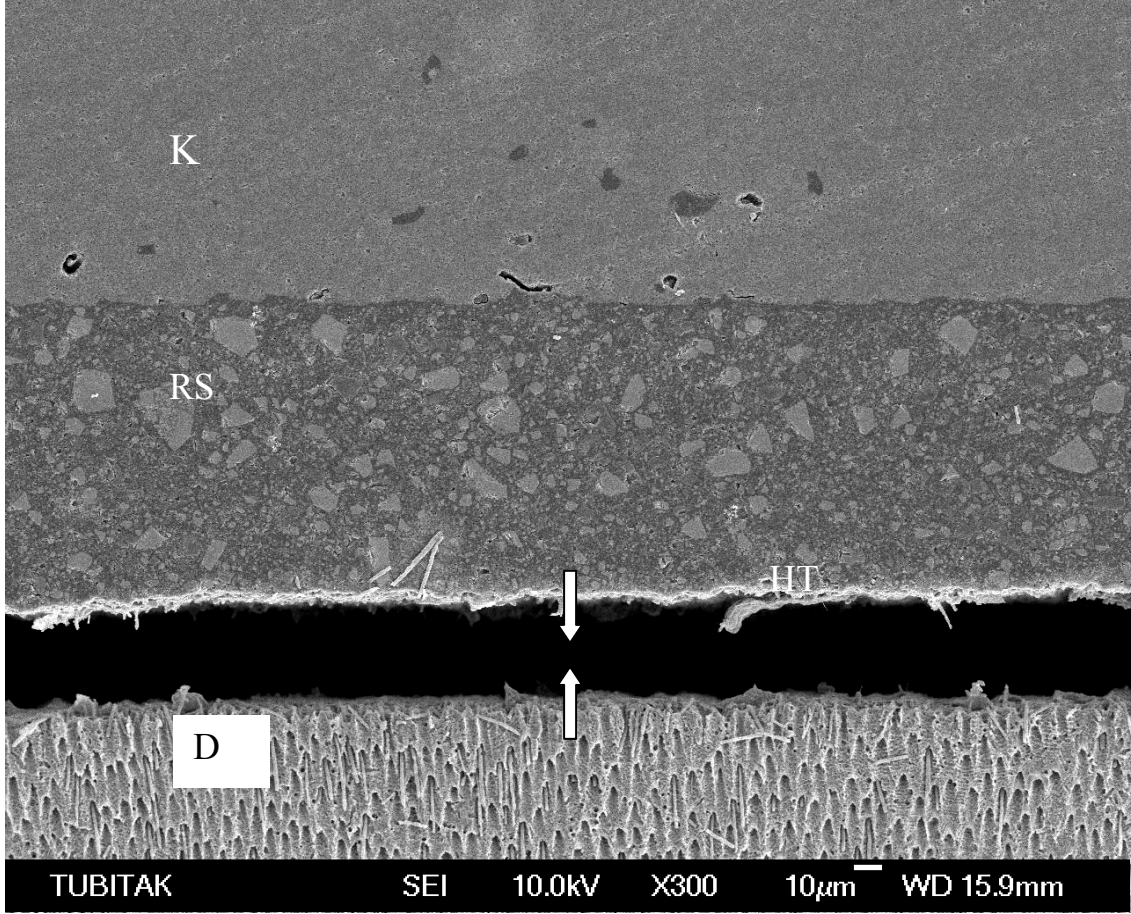
4.3.1. Rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular



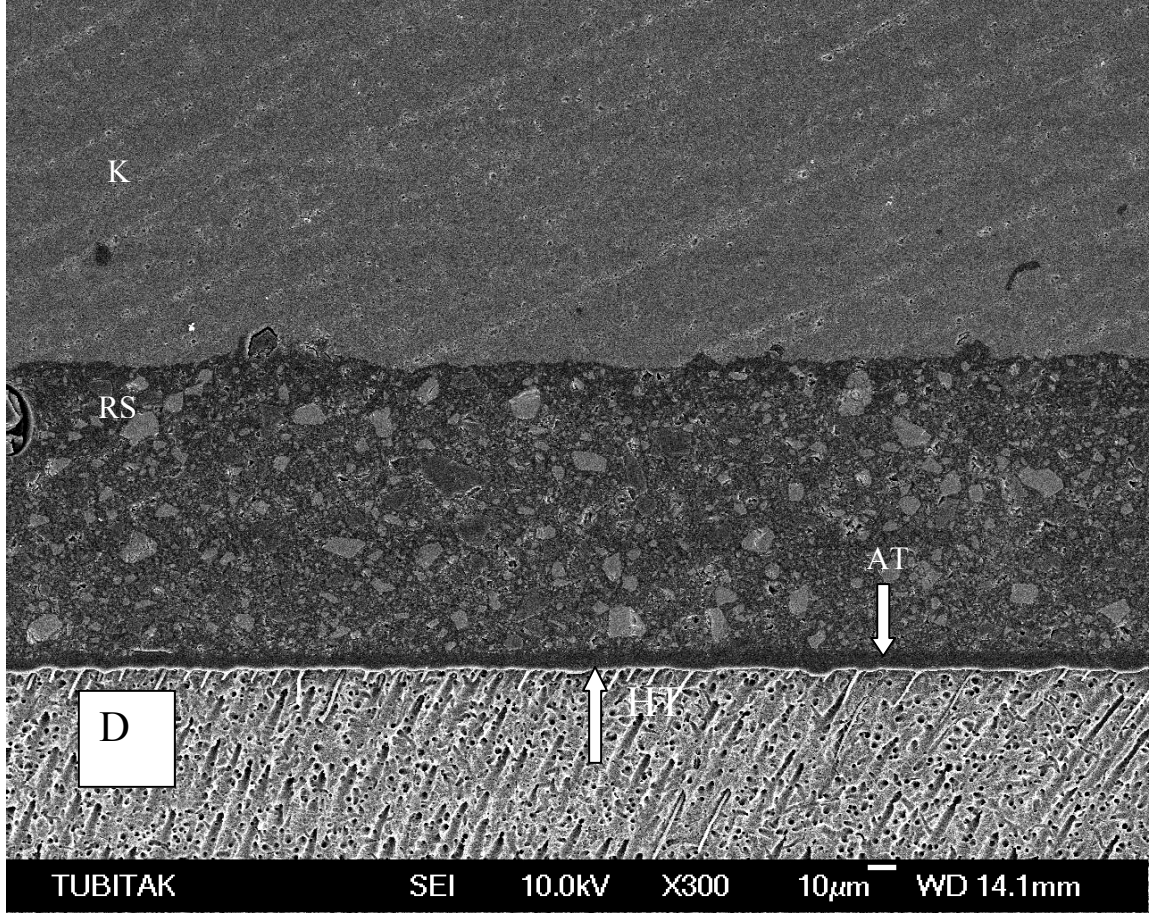
Resim 7: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement 1.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme). Bu grupta, rezin ve dentinin birbirinden ayrıldığı ve rezin tag oluşumunun gerçekleşmediği saptandı. (Rezin siman, K: Kompozit, RS: D: dentin, ok: rezin-dentin arasındaki aralık)



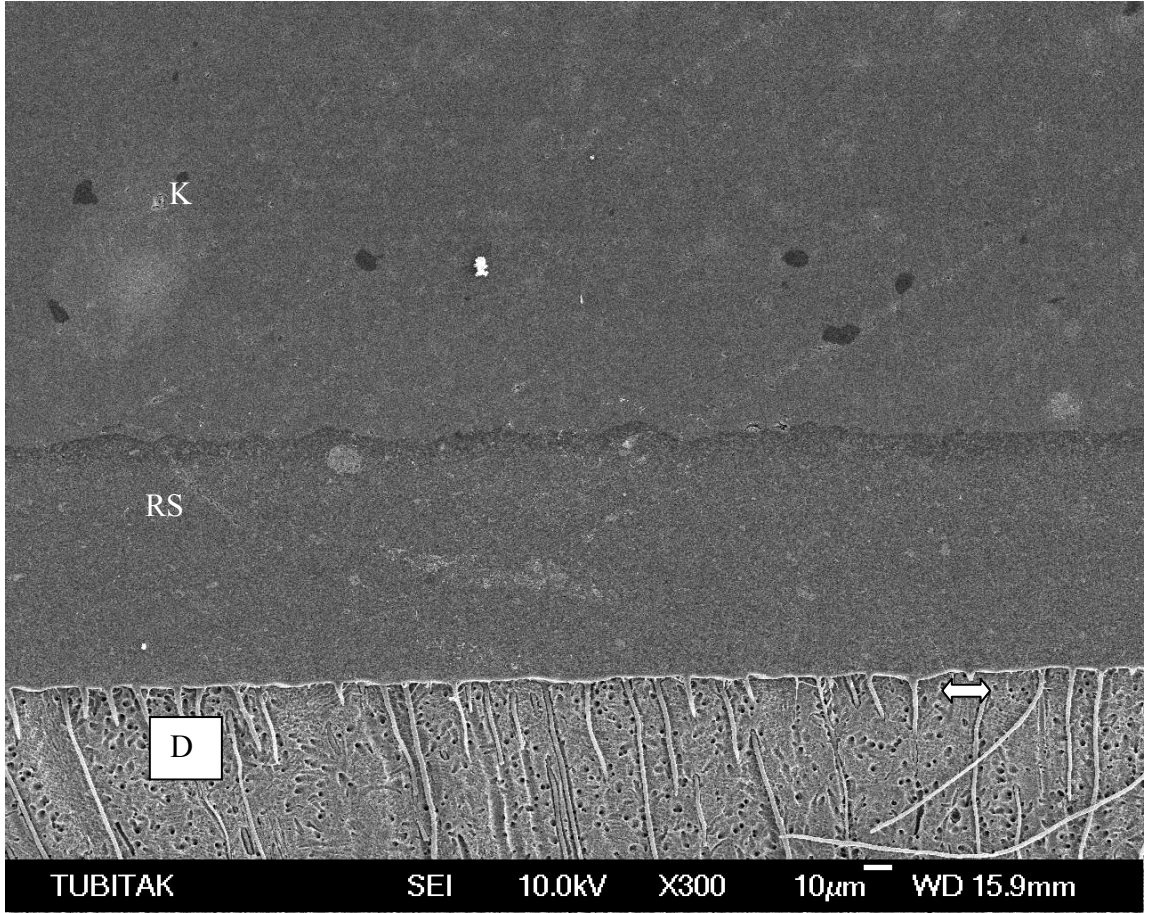
Resim 8: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement 2.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme). Bu grupta, rezin tag oluşumunun sağlandığı fakat seyrek ve sığ olduğu gözlenmektedir. (K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, Ok: hibrit tabakası ve adeziv tabaka)



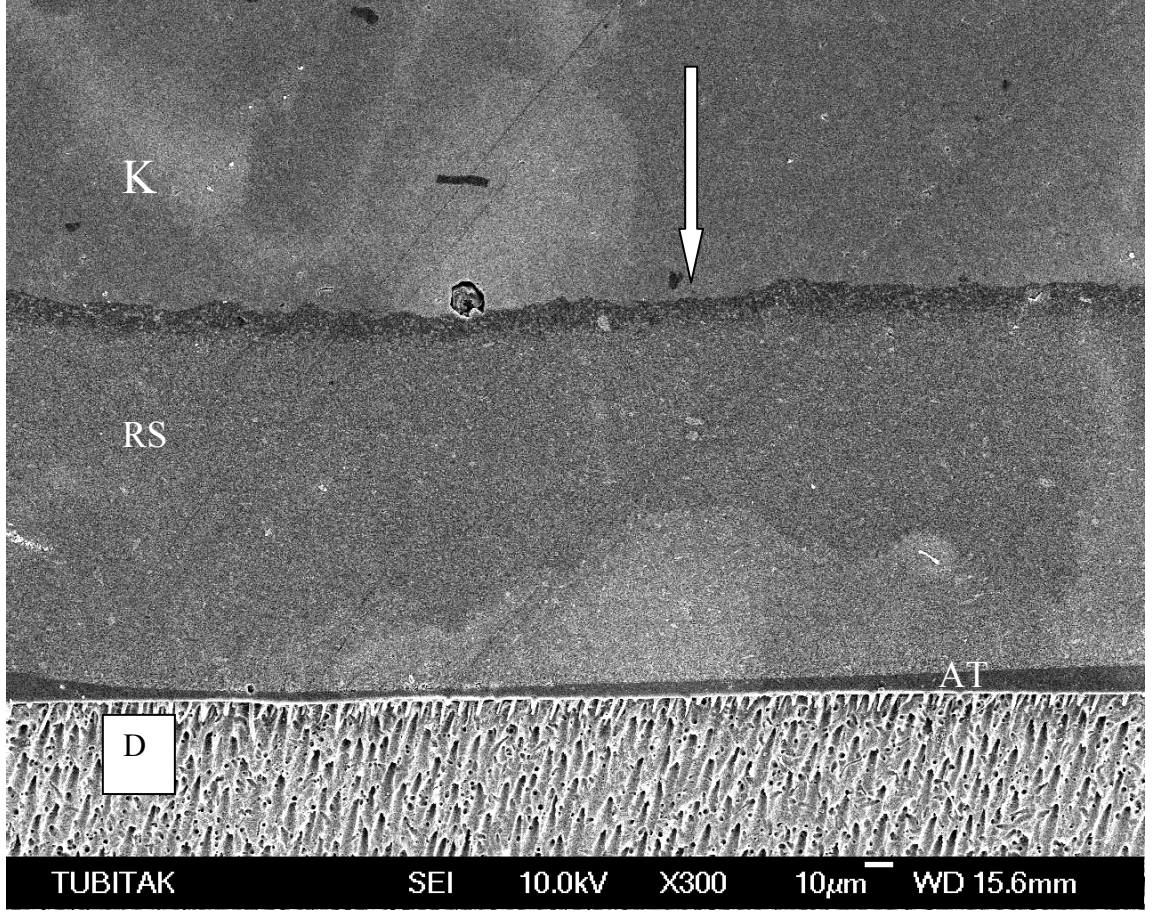
Resim 9: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement 3.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme). Bu grupta, hibrit tabakasının rezin simanla birlikte dentin yüzeyinden ayrıldığı gözlenmektedir. Adeziv polimerize edilmediği için adeziv tabaka gözlenmemektedir. (K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, HT: Hibrit tabaka, ok: rezin-dentin arasındaki aralık)



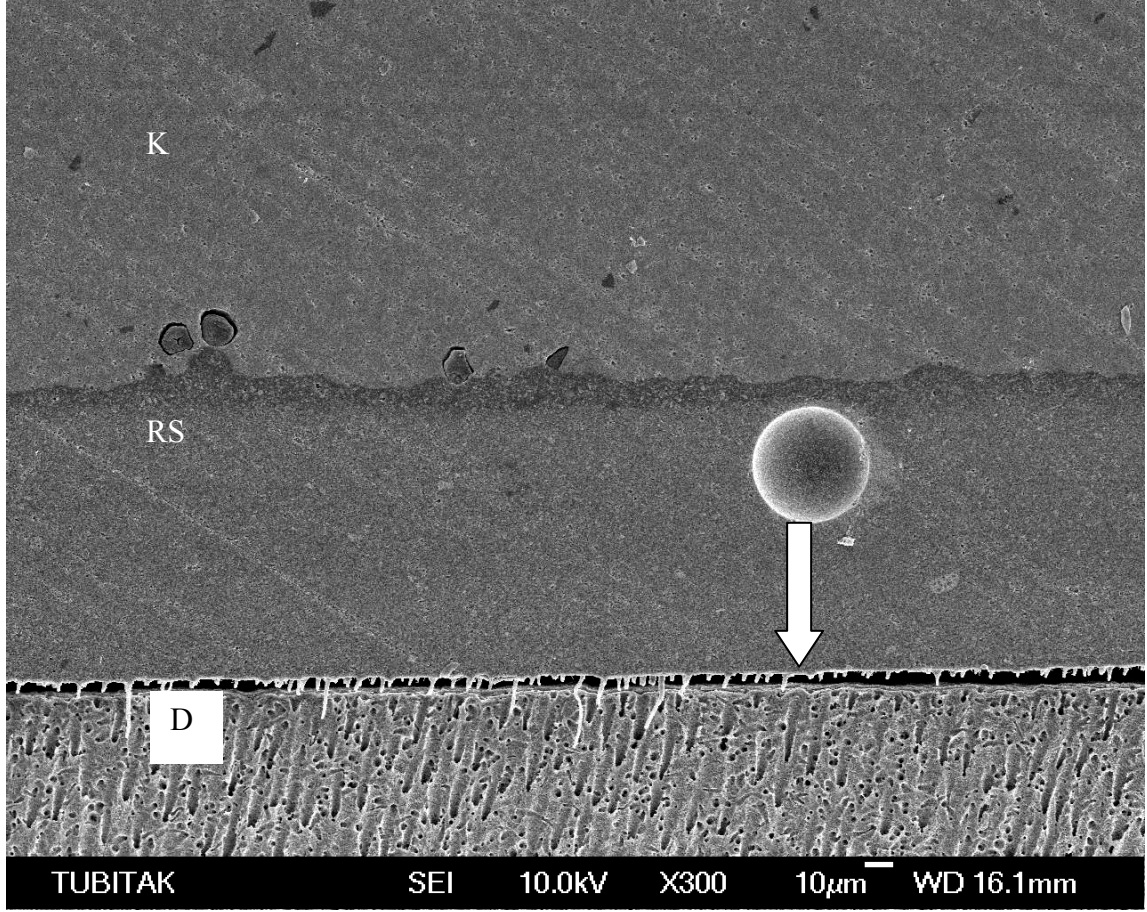
Resim 10: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement 4.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme). Bu grupta adeziv polimerize edilmediği için hibrit tabakası ve adeziv tabaka ayrı ayrı gözlenebilmektedir. (K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, HT: Hibrit tabaka, AT: Adeziv tabaka)



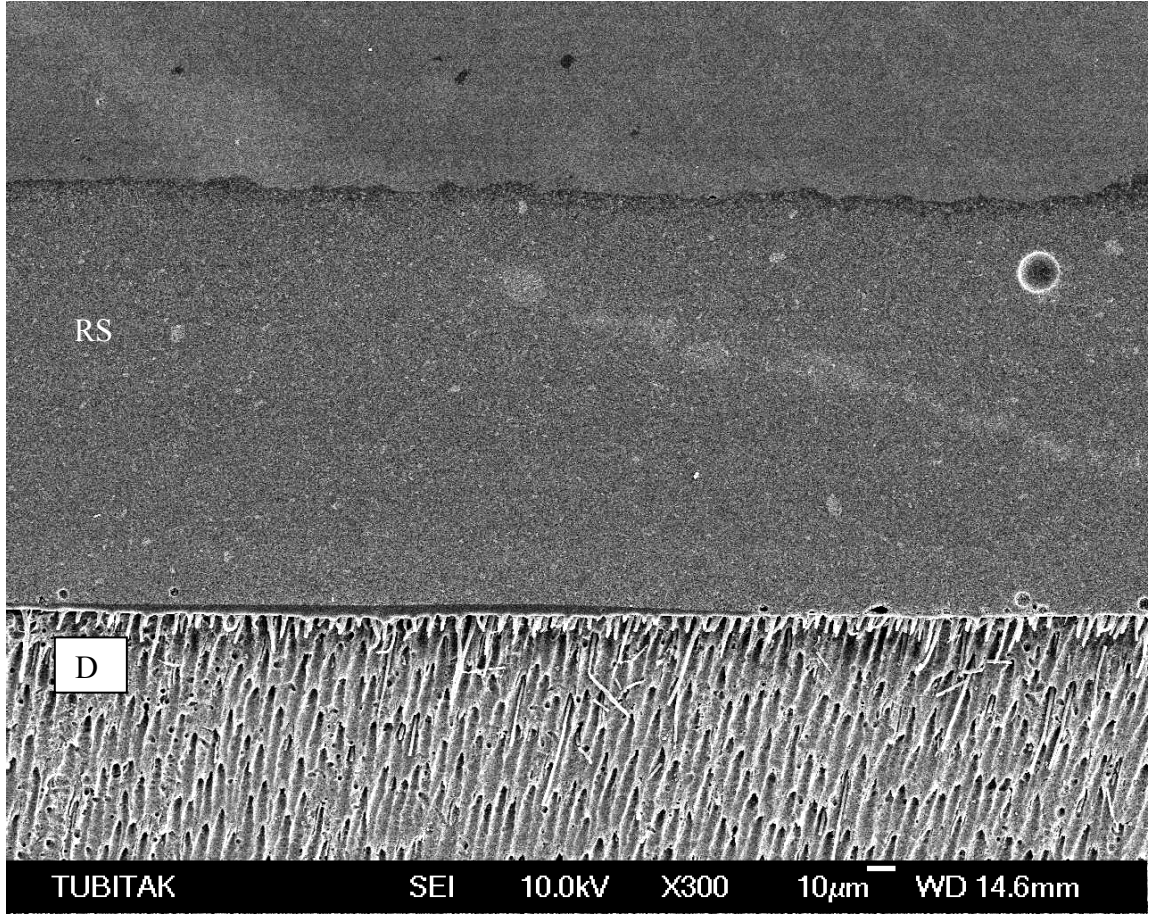
Resim 11: AdheSe/Variolink II 5.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme). Bu grupta, hibrit tabakası ,uzun ve sık rezin taglar gözlenmektedir(K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, ok:Resin Tag)



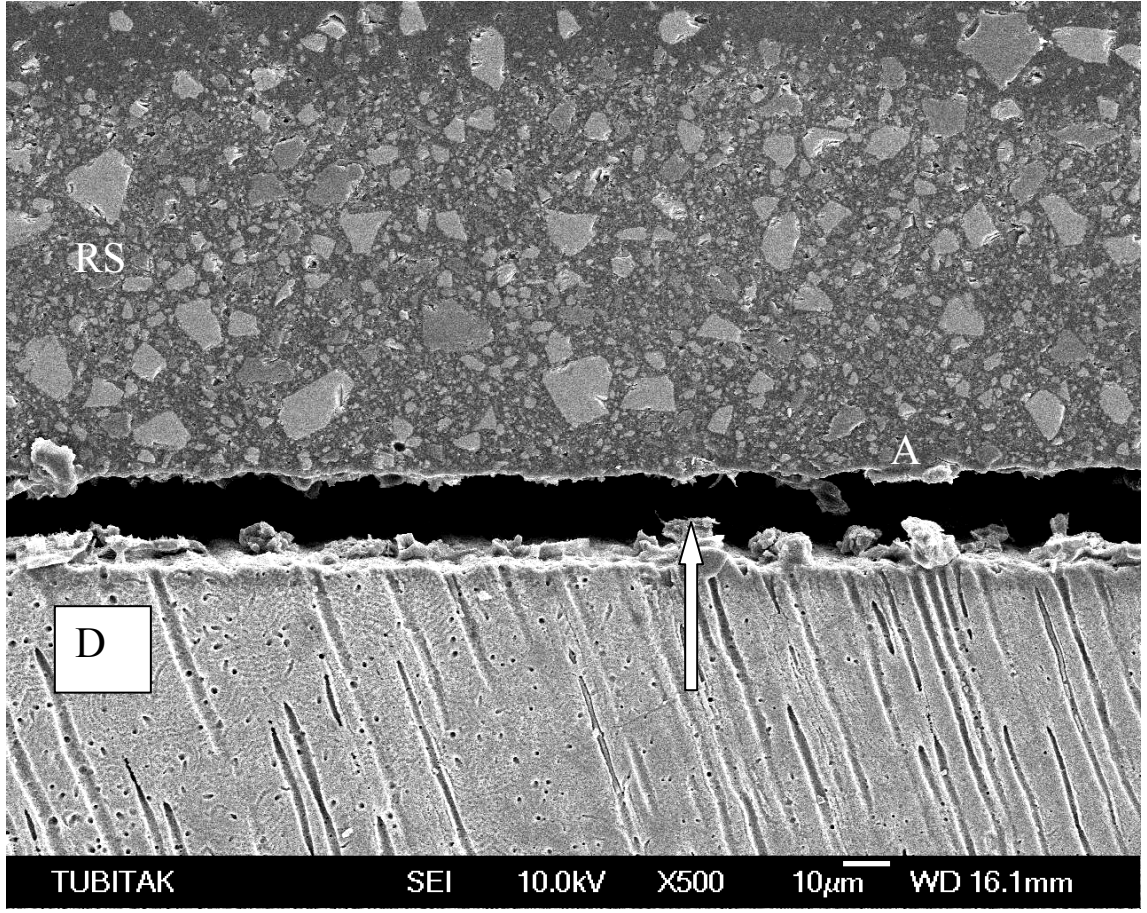
Resim 12: AdheSe/Variolink II 6.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme). Bu grupta, hibrit tabakası ve sık rezin taglar gözlenmektedir. Adeziv polimerize edildiği için adeziv tabaka gözlenmektedir.(K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, AT: Adeziv tabaka, ok: kompozit onleynin yüzeyine uygulanan adeziv)



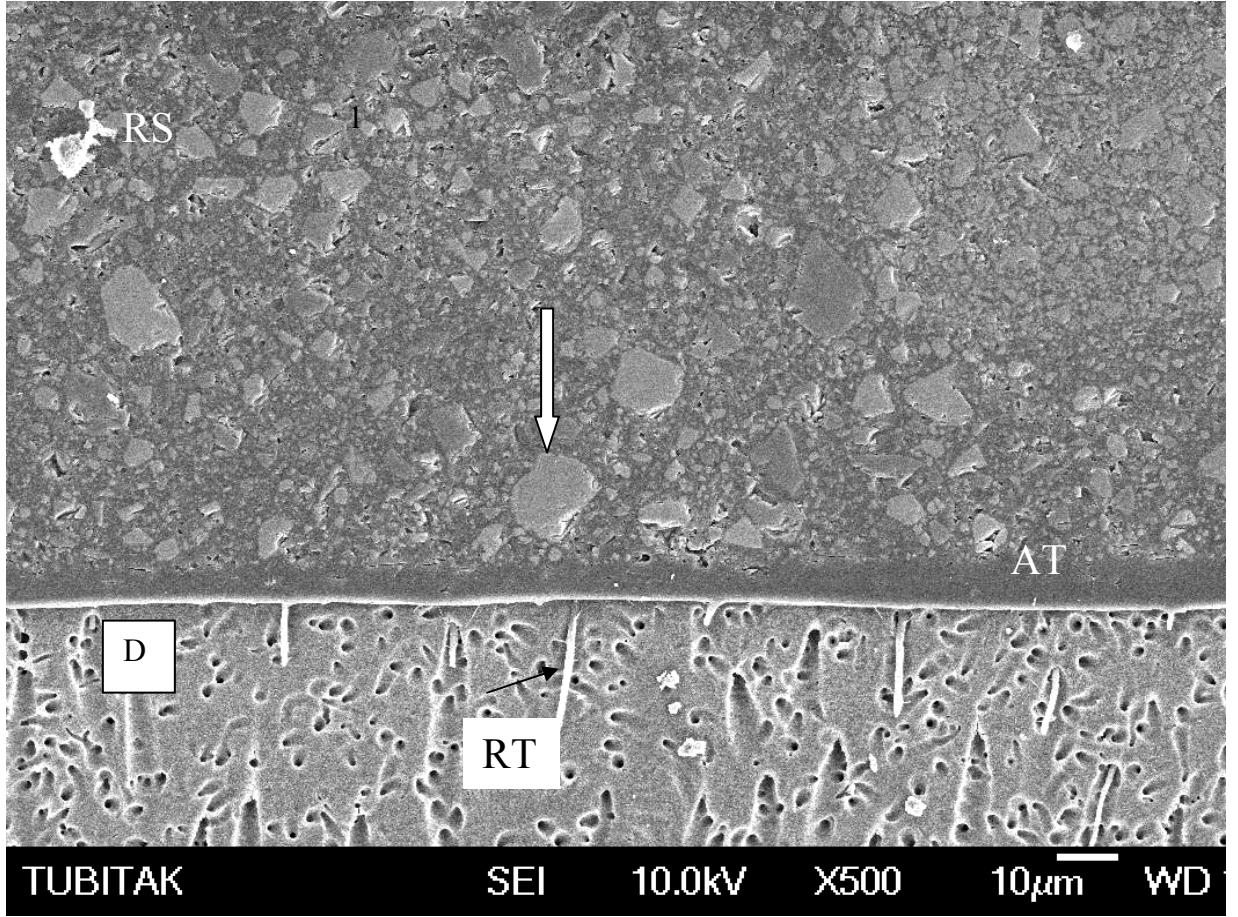
Resim 13: AdheSe/Variolink II 7.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme). Bu grupta, hibrit tabakası , sık rezin taglar gözlenmektedir. Bağlanmanın en zayıf olduğu bölgede ayrılma gözlenmektedir.(K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, ok: rezin dentin arayüzünde ayrılma)



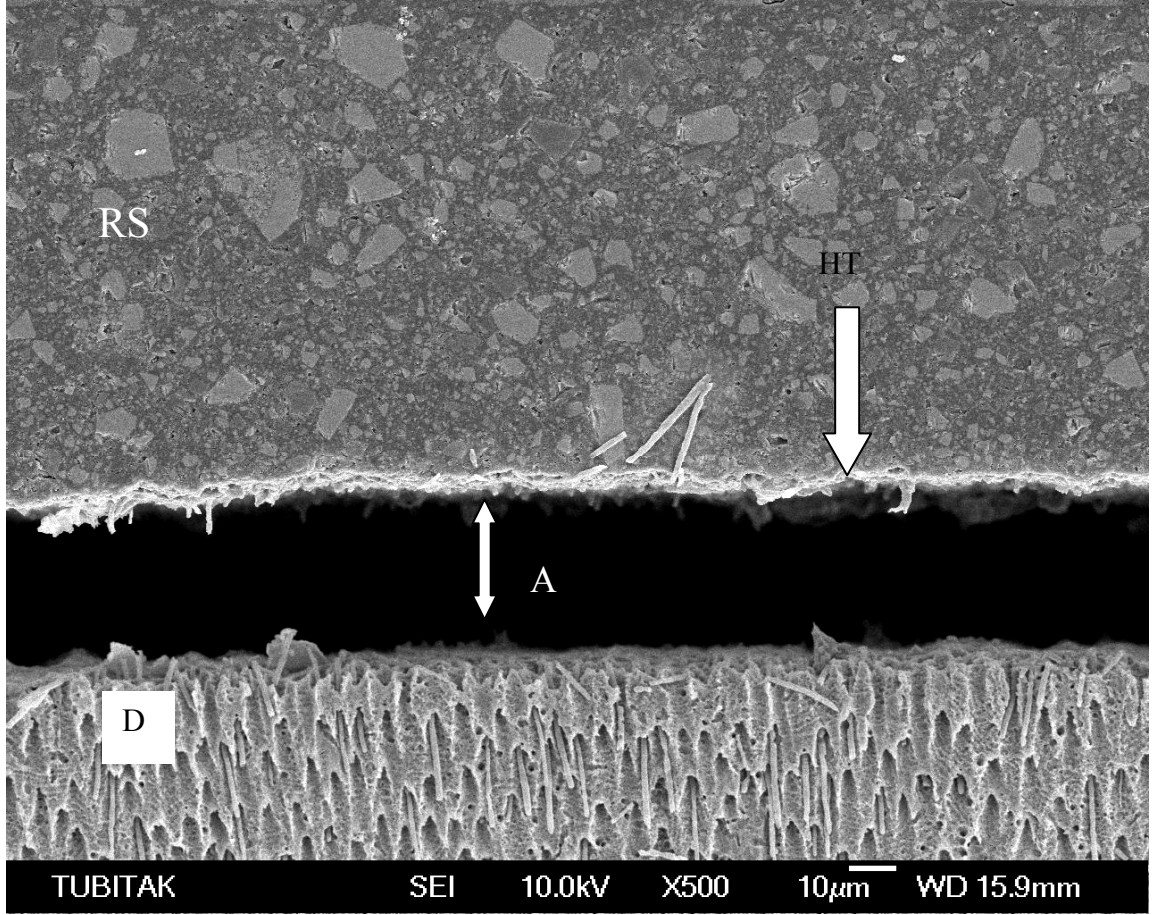
Resim 14: AdheSe/Variolink II 8.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 300 büyütme). Bu grupta, hibrit tabakası ve sık rezin taglar gözlenmektedir. Adeziv polimerize edildiği için adeziv tabaka gözlenmektedir. (K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin)



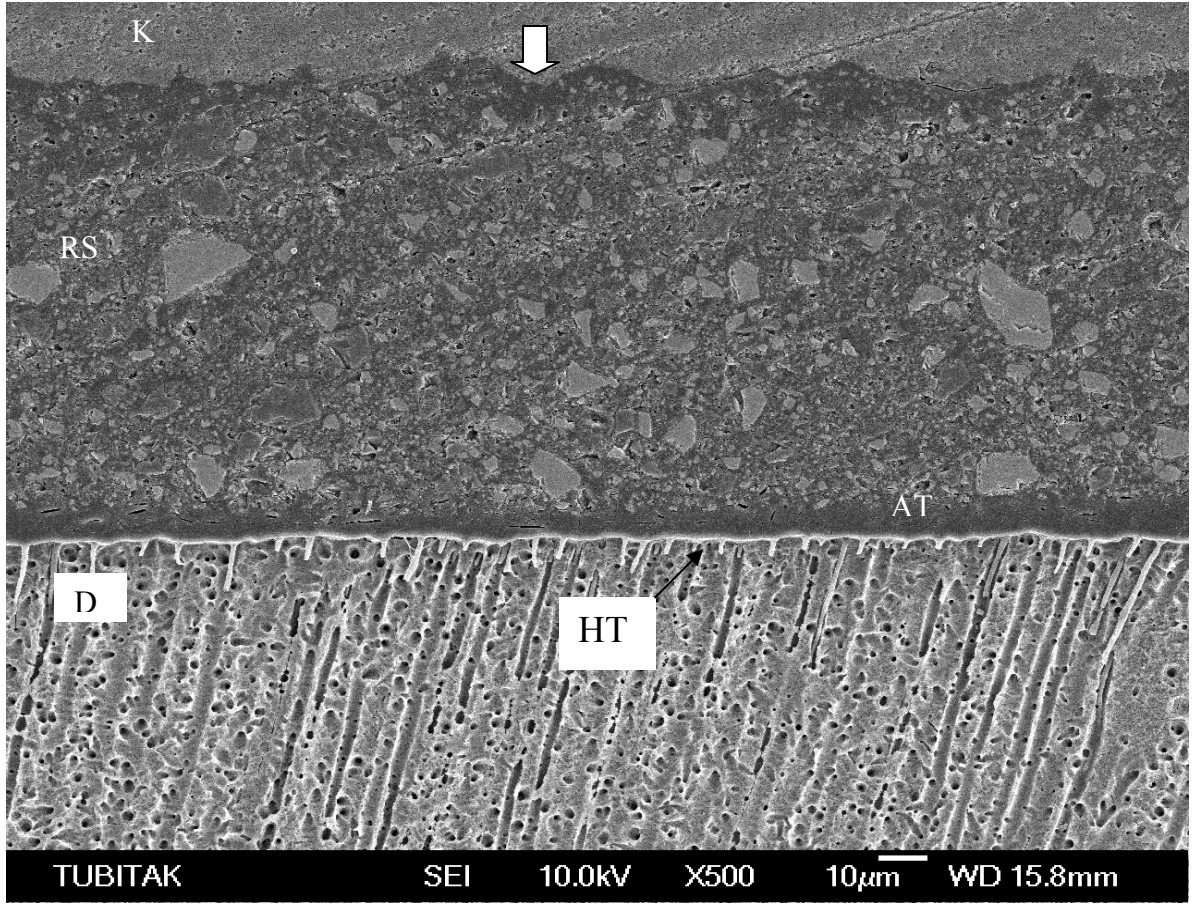
Resim 15: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement 1.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta, rezin ve dentinin birbirinden ayrıldığı ve rezin tag oluşumunun gerçekleşmediği saptandı. Dentin yüzeyinde rezin simana ait olan doldurucuların olduğu gözlemlendi.(Rezin siman, RS: D: dentin, A: rezin-dentin arasındaki aralık, ok: doldurucular)



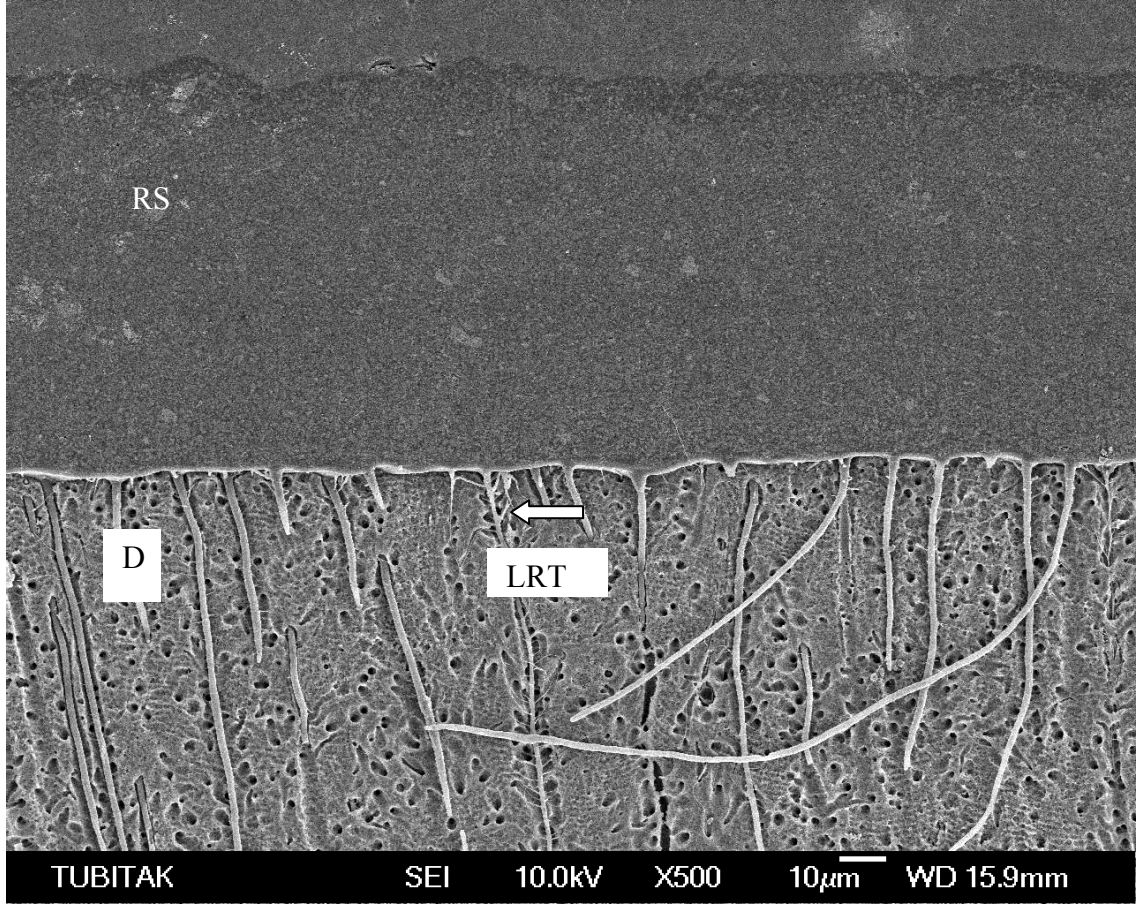
Resim 16: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement 2.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta, rezin tag oluşumunun sağlandığı fakat seyrek ve sığ olduğu gözlenmektedir. Adeziv polimerize edildiği için adeziv tabaka gözlenmektedir. (K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, AT: Adeziv tabaka, RT: Rezin tag, ok: 10 µm yaklaşan doldurucu partiküller)



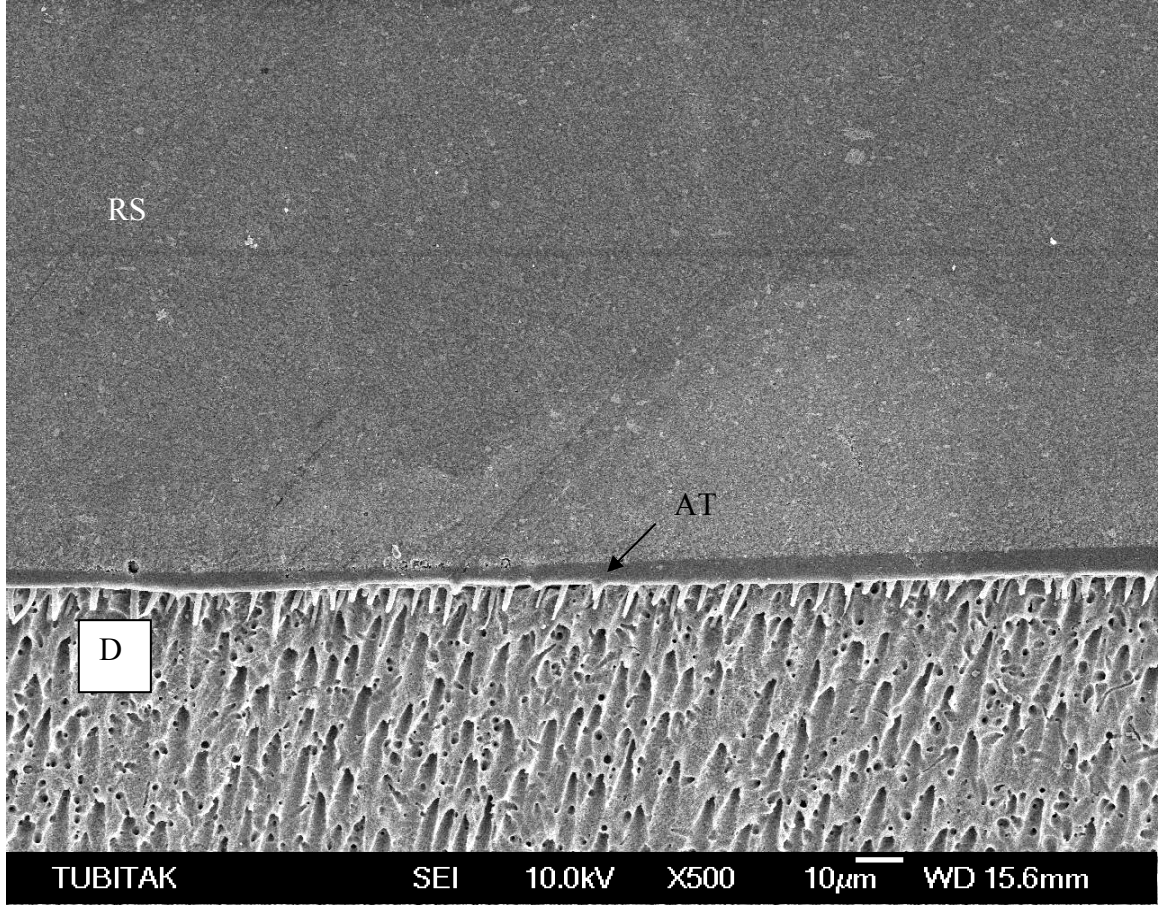
Resim 17: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement 3.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta, hibrit tabakasının rezin simanla birlikte dentin yüzeyinden ayrıldığı gözlenmektedir. Adeziv polimerize edilmediği için adeziv tabaka gözlenmemektedir. (K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, HT: Hibrit tabaka, A: rezin-dentin arasındaki aralık)



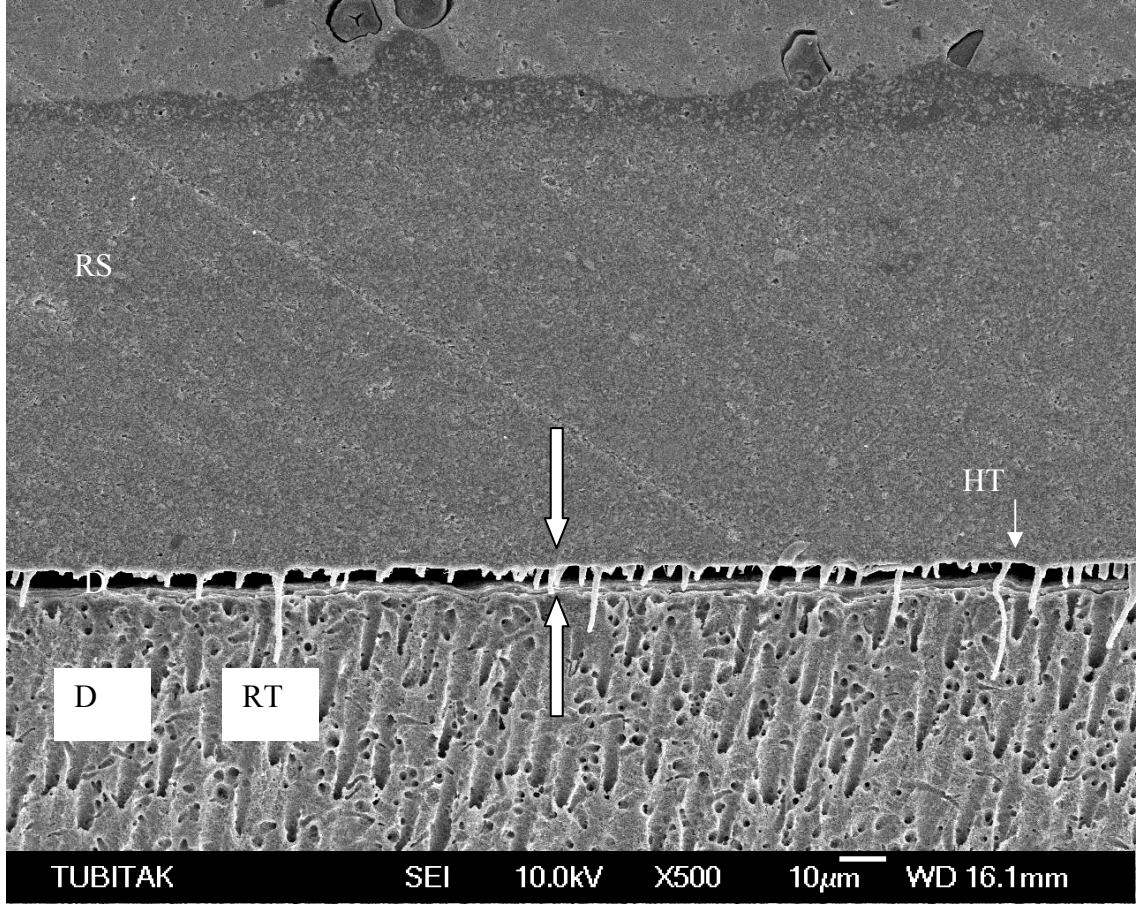
Resim 18: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement 4.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta, hibrit tabakası ile birlikte adeziv tabaka gözlenmektedir. Resin tag oluşumunun seyrek, sığ olduğu gözlenmektedir.(K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, HT: Hibrit tabaka, AT: Adeziv tabaka,ok: kumlamanın sebep olduğu makroskopik girinti ve çıkıntılar)



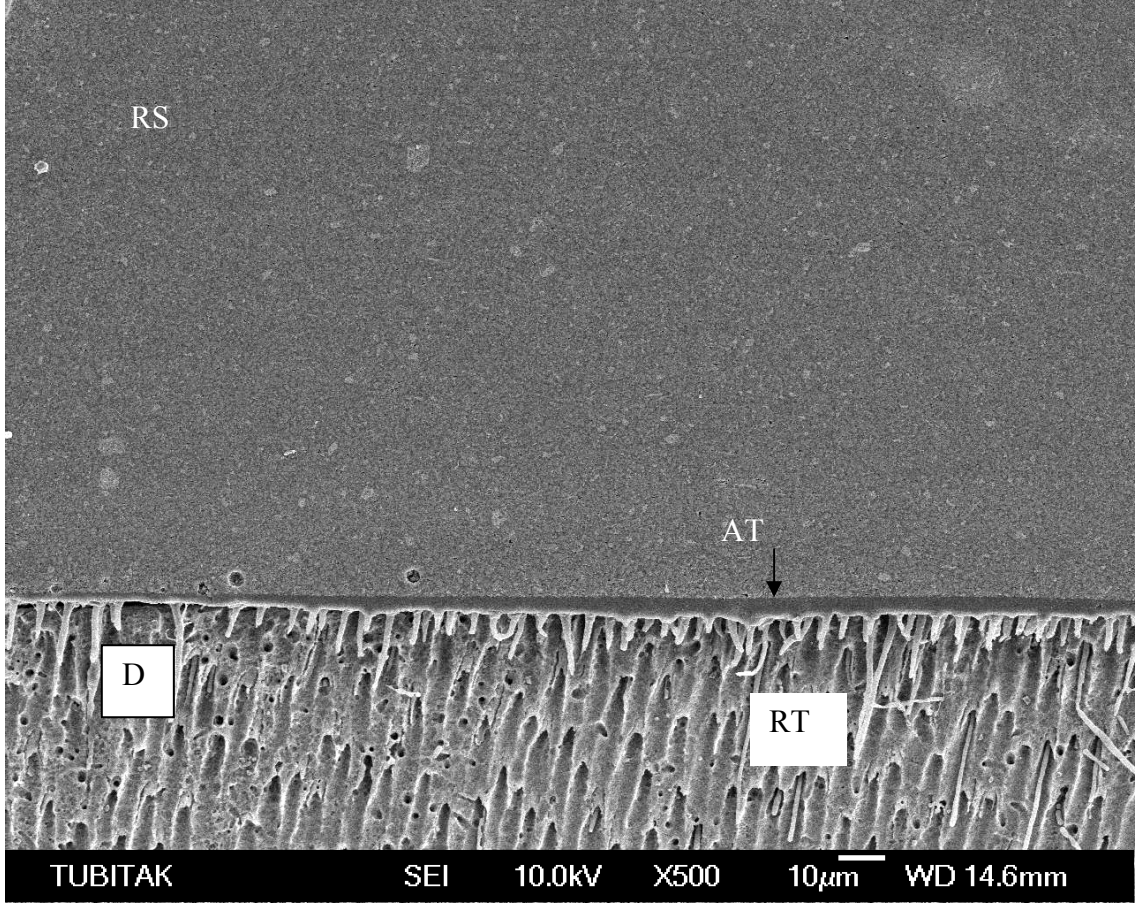
Resim 19: AdheSe/Variolink II 5.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta, hibrit tabakası ,uzun ve sık rezin taglar gözlenmektedir (K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, LRT: Lateral rezin tag)



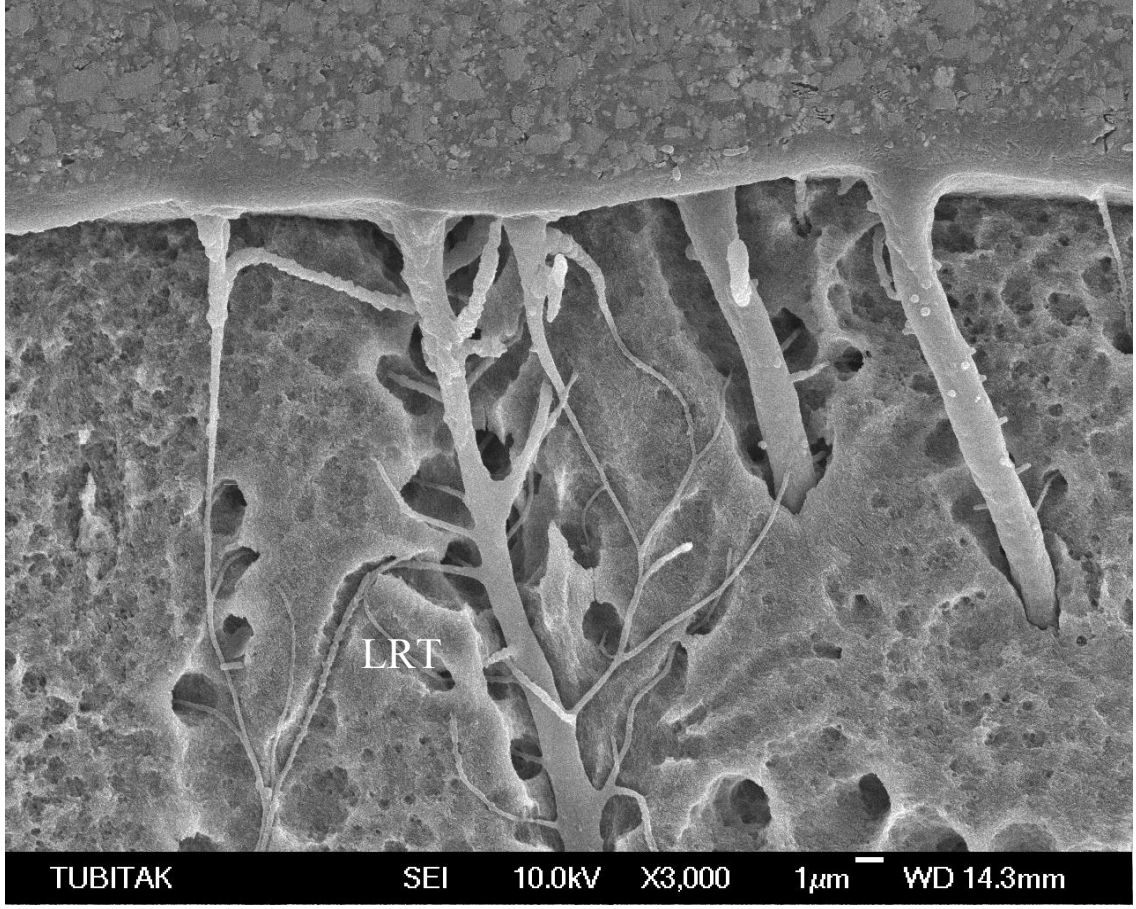
Resim 20: AdheSe/Variolink II 6.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta, hibrit tabakası ve sık rezin taglar gözlenmektedir. Adeziv polimerize edildiği için adeziv tabaka gözlenmektedir.(K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, AT: Adeziv tabaka)



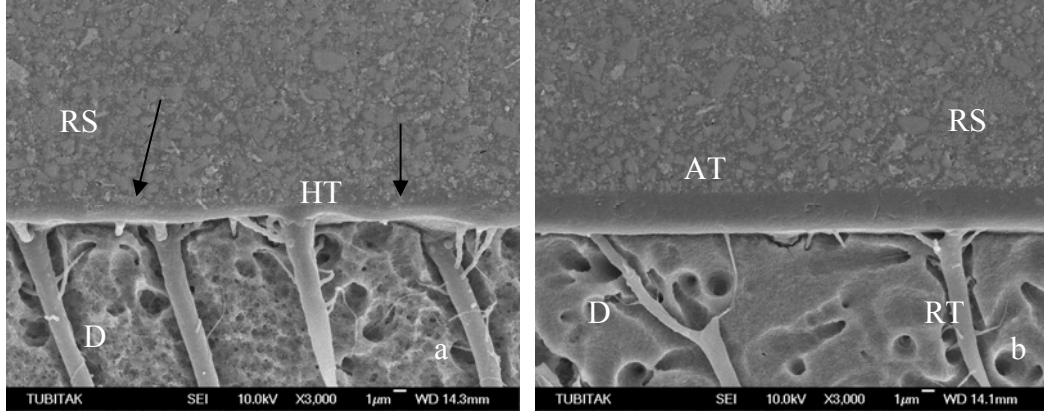
Resim 21: AdheSe/Variolink II 7. grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta, hibrit tabakası, sık rezin tag oluşumu gözlenmektedir (Ok: Dentin ile rezin siman hibrit tabakasının altından ayrılmıştır, K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin).



Resim 22: AdheSe/Variolink II 8.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Hibrit tabakası ve sık rezin tag oluşumu gözlenmektedir. Adeziv polimerize edildiği için adeziv tabaka saptanabilmektedir. (K: Kompozit, RS: rezin siman, D: dentin, RT: Rezin Tag, AT: Adeziv tabaka)

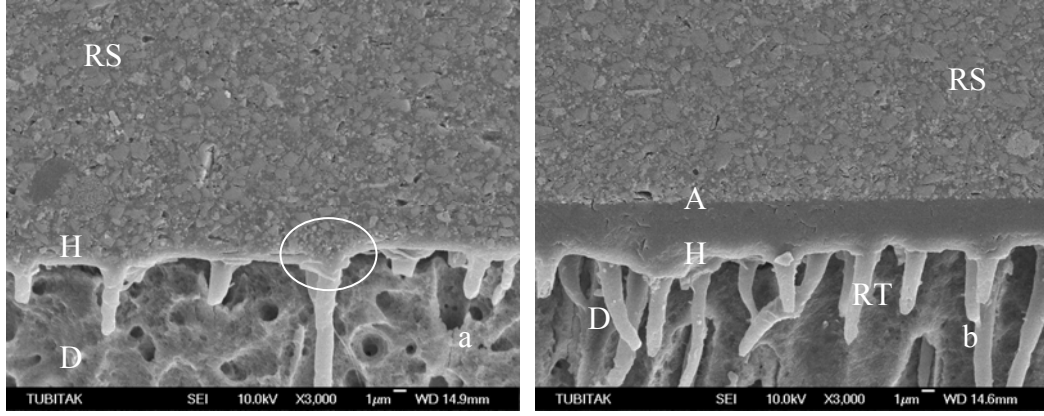


Resim 23: AdheSe/Variolink II 5.grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 1000 büyütme). Lateral rezin tag formasyonu gözlenmiştir. (LRT: Lateral rezin tag)



Resim 24: AdheSe/Variolink II 5. ve 6. grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntülerinin karşılaştırılması

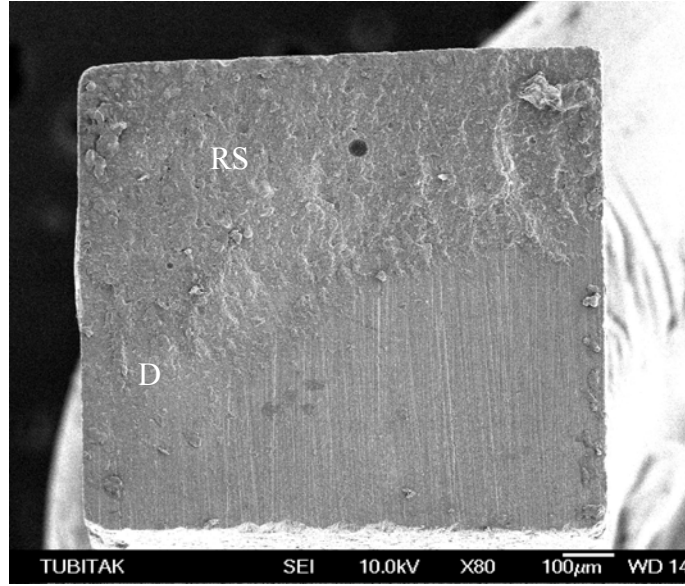
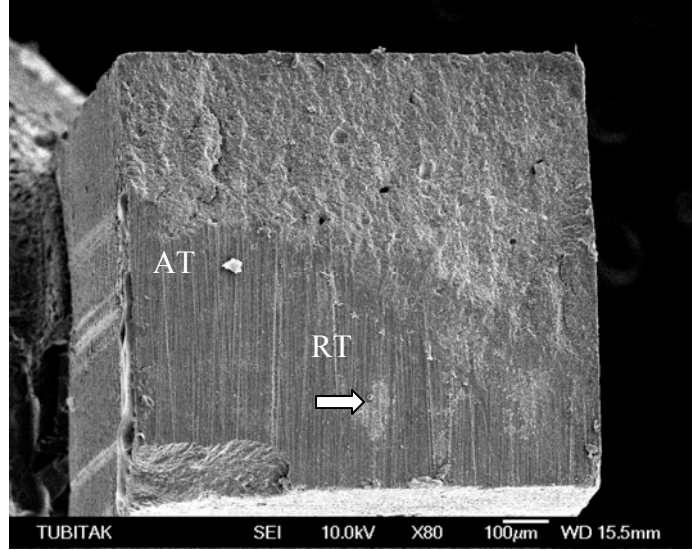
- a) AdheSe/Variolink II 5. grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntülerinin karşılaştırılması (x 3000 büyütme). Ok: Adezivin polimerize edilmemesine rağmen hibrit tabakası üzerinde çok ince adeziv tabaka saptanabilmektedir.
- b) AdheSe/Variolink II 6. grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntülerinin karşılaştırılması (x 3000 büyütme). Adezivin polimerize edilmesi ile meydana gelen 5 µm kalınlığında adeziv tabaka saptanmaktadır



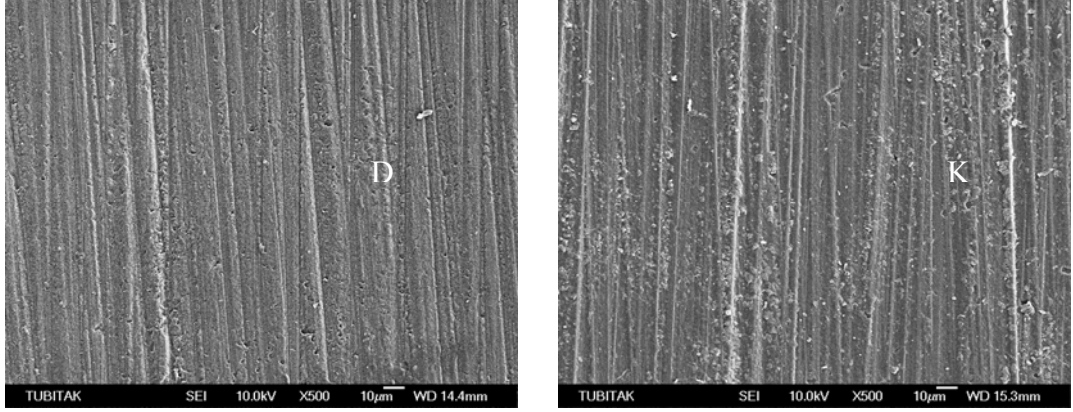
Resim 25: AdheSe/Variolink II 7. ve 8. grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntülerinin karşılaştırılması

- a) AdheSe/Variolink II 7. grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntülerinin karşılaştırılması (x 3000 büyütme). 7. grupta rezin siman içerisindeki doldurucuların hibrit tabakasının devamlılığını boduğu gözlenmektedir(daire içinde).
- b) AdheSe/Variolink II 8. grubun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu görüntülerinin karşılaştırılması (x 3000 büyütme). Adezivin polimerize edilmesi ile meydana gelen homojen hibrit tabaka ve hibrit tabakasının stabilizasyonunu sağlayan 5 µm kalınlığında adeziv tabaka gözlenmektedir.

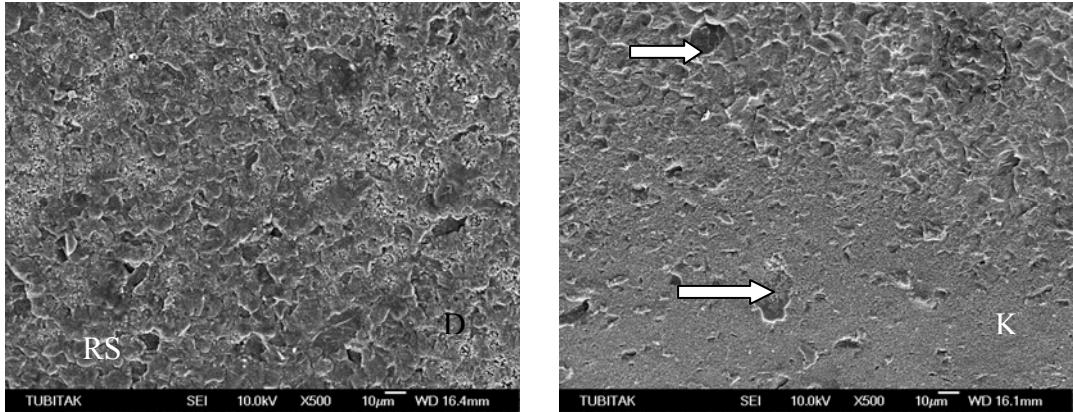
4.3.2. Mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular



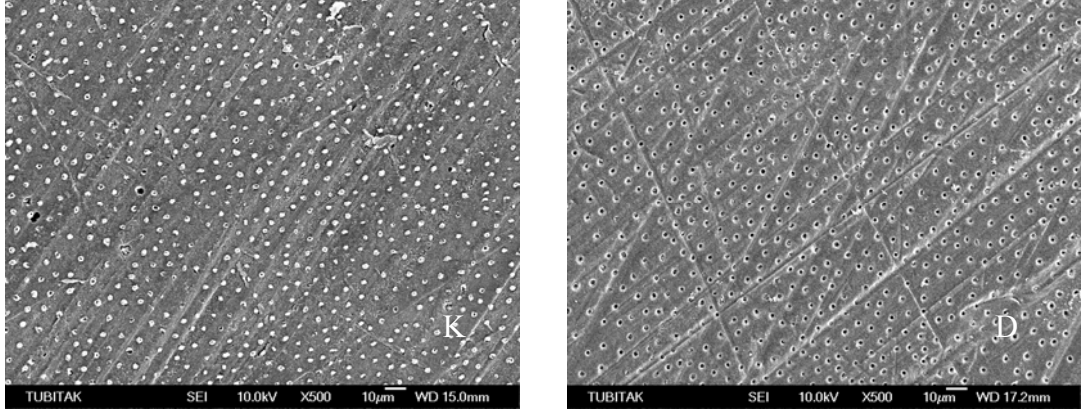
Resim 26: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 1.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 80 büyütme). 600 gritlik zımparanın izleri ve adeziv tabaka gözlenmektedir. Her iki yüzeyin yarısından fazlasında rezin siman gözlenmektedir. Çubuğun kompozit kısmında yer yer (okla gösterilmiş alanlar) kopmuş rezin taglar gözlenmektedir. (RS: rezin siman, AT: Adeziv tabaka, D: Dentin, K: Kompozit , RT: Resin tag)



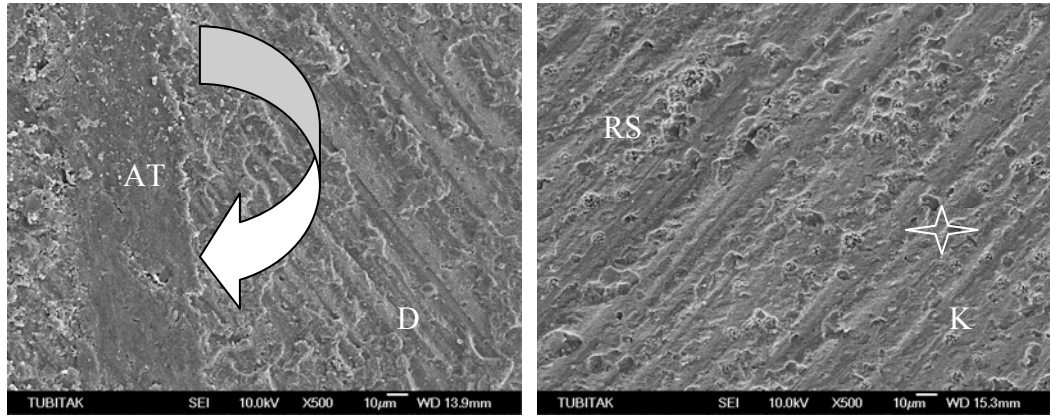
Resim 27: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 1.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). 600 gritlik zımparanın izleri ve adeziv tabaka gözlenmektedir. (D: Dentin, K: Kompozit)



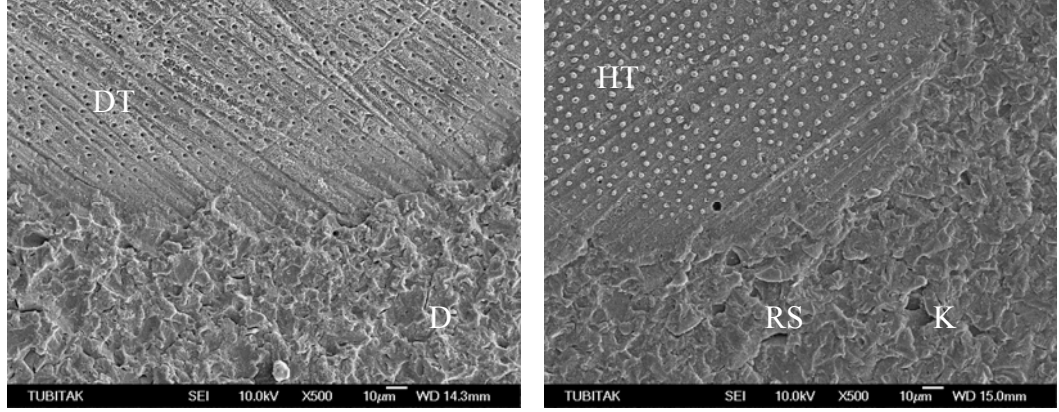
Resim 28: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 2.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500büyütme). Rezin siman içerisinden koheziv kopma. (RS: rezin siman, D: Dentin, K: Kompozit, ok: rezinin içerisindeki doldurucuların boşlukları).



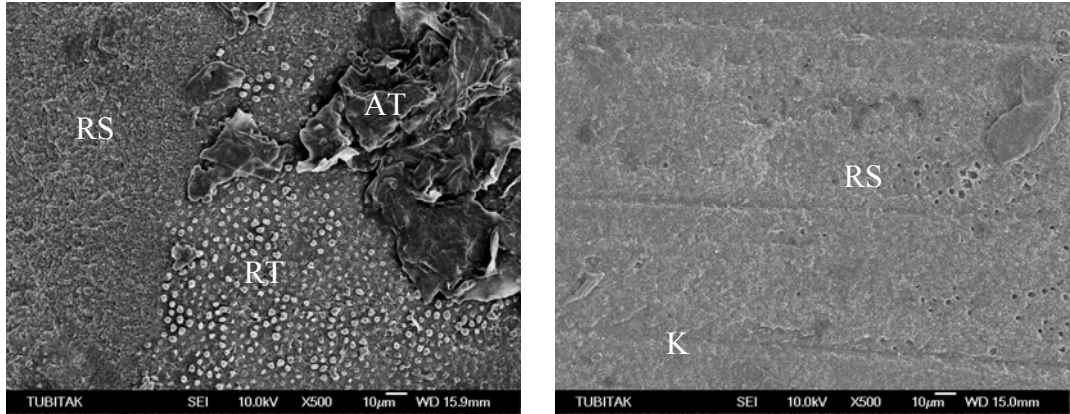
Resim 29: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 3. gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Hibrit tabakasının içerisinde kopma. Dentin yüzeyinde zımparanın izleri ve boş dentin tübülleri gözlenmektedir. Kompozit yüzeyinde ise hibrit tabakası ile kopmuş rezin taglar gözlenmektedir (RS: rezin siman, AT: Adeziv tabaka, D: Dentin, K: Kompozit, RT: Rezin tag).



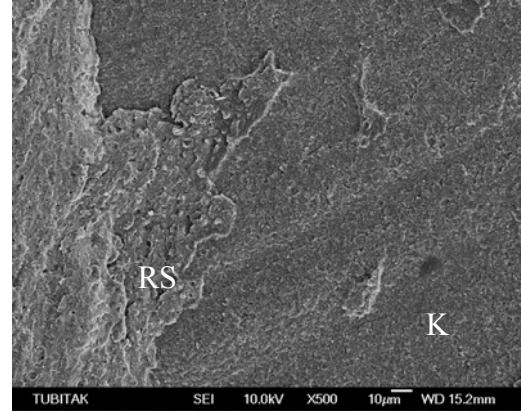
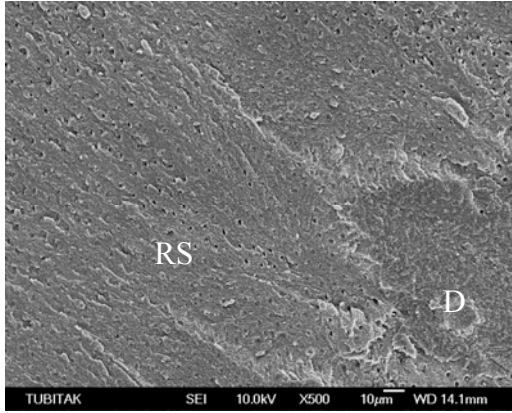
Resim 30: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 4. gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Dentin yüzeyinde şerit şeklinde adeziv tabaka gözlenmektedir. Kompozit yüzeyinde kopmuş doldurucuların boşlukları gözlenmektedir. (RS: rezin siman, AT: Adeziv tabaka, D: Dentin, K: Kompozit, Yıldız: doldurucuların boşlukları)



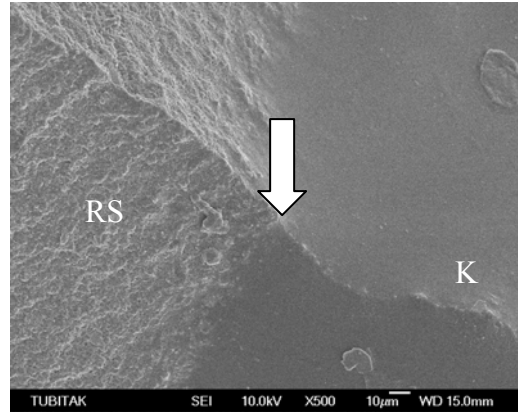
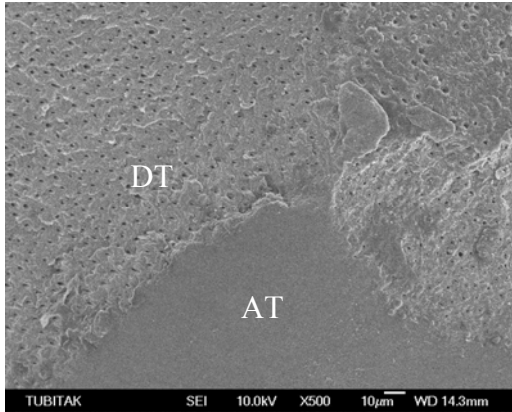
Resim 31: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 4.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Karışık kopmaya örnek. D: Dentin yüzeyinde boş dentin tübülleri ve rezin siman aynı anda gözlenmektedir. K: Kompozit yüzeyinde kopmuş rezin taglar gözlenmektedir.(RS: rezin siman, AT: Adeziv tabaka, D: Dentin, K: Kompozit, RT: Rezin tag, DT: Dentin Tübülleri, RS: Rezin siman,)



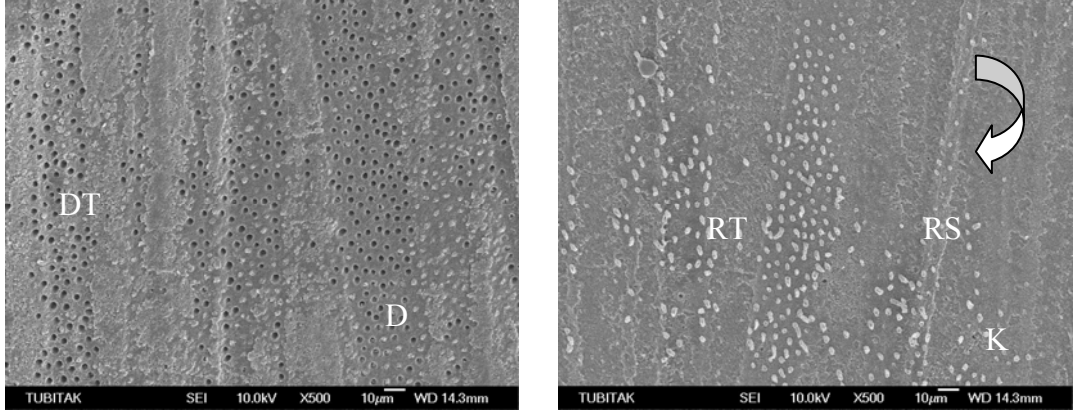
Resim 32: AdheSe/ Variolink II kombinasyonu. 5.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). 600 gritlik zımparanın izleri ve adeziv tabaka gözlenmektedir. Her iki yüzeyin yarısından fazlasında rezin siman gözlenmektedir. Çubuğun kompozit kısmında yer yer(okla gösterilmiş alanlar) kopmuş rezin taglar gözlenmektedir. (RS: rezin siman, AT: Adeziv tabaka, D: Dentin, K: Kompozit , RT: Rezin tag)



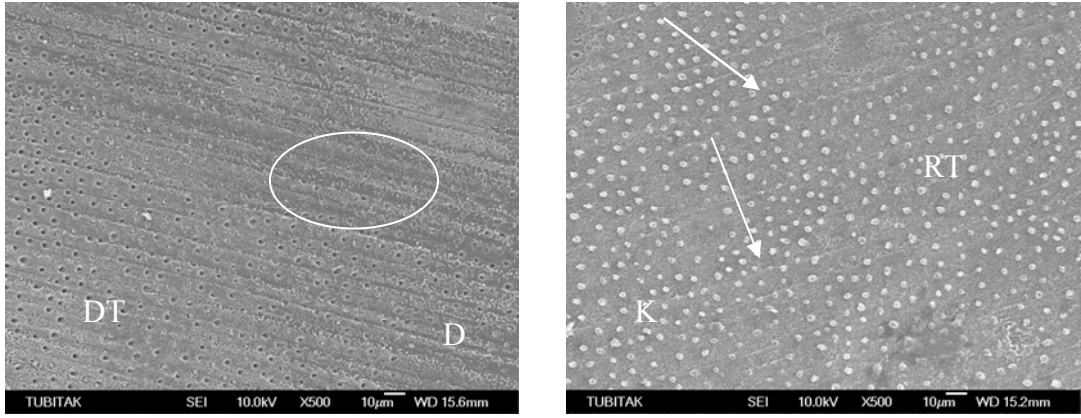
Resim 33: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 5.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Her iki yüzeyin yarısından fazlasında rezin siman gözlenmektedir. Çubuğun kompozit kısmında yer yer kopmuş rezin siman parçacıkları, dentin yüzeyinde ise boş dentin tübülleri gözlenmektedir. (RS: rezin siman, AT: Adeziv tabaka, D: Dentin, K: Kompozit , RT: Rezin tag)



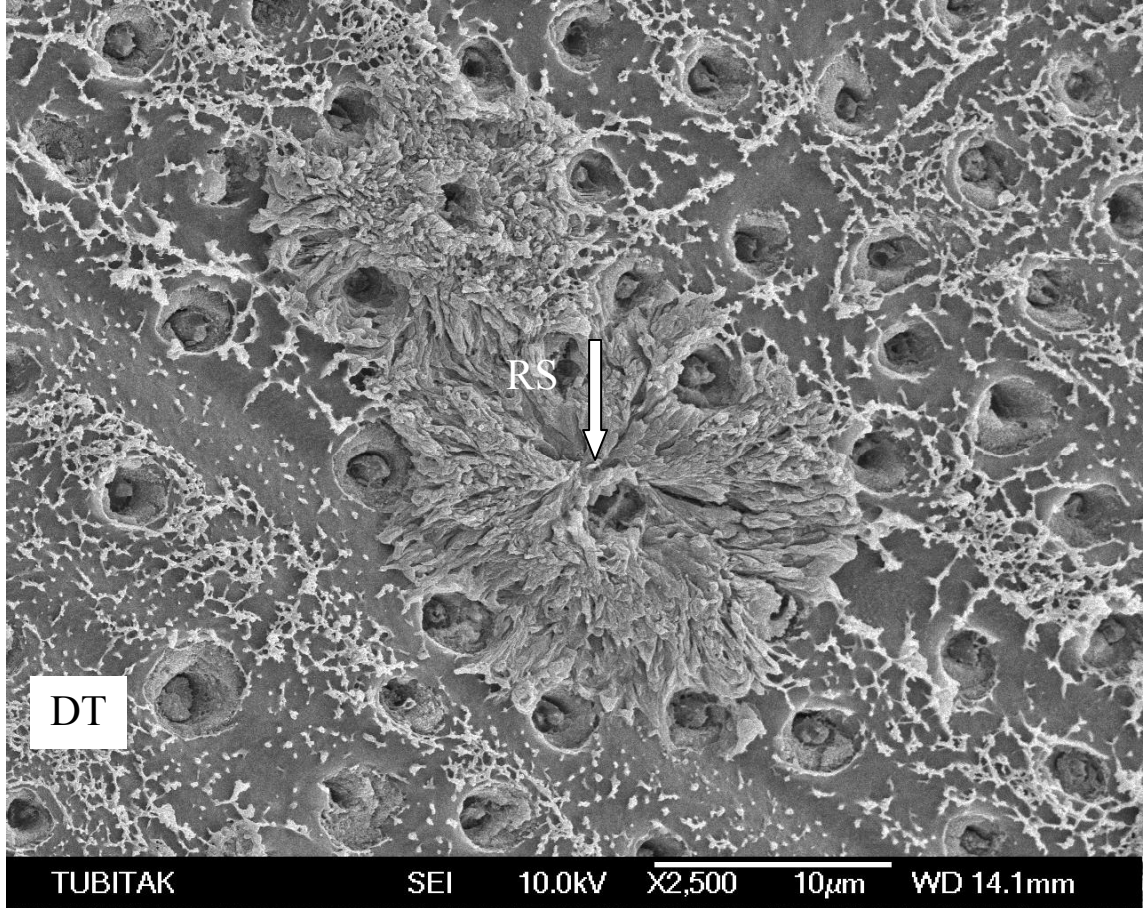
Resim 34: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 6.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Çubuğun kompozit kısmında katastrofik görüntülü kopmuş rezin siman(okla gösterilen), dentin yüzeyinde ise boş dentin tübülleri gözlenmektedir. Dentin yüzeyinde adeziv polimerize edildiği için adeziv tabaka gözlenmektedir. (RS: rezin siman, AT: Adeziv tabaka, D: Dentin, K: Kompozit , RT: Rezin tag)



Resim 35: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 7.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Karışık kopmaya örnek. Dentin yüzeyinde ise boş dentin tübülleri gözlenmektedir. Kompozit yüzeyinde ise şerit şeklinde rezin siman gözlenmektedir(okla gösterilen).(RS: rezin siman, AT: Adeziv tabaka, D: Dentin, K: Kompozit , RT: Rezin tag)



Resim 36: AdheSe/Variolink II kombinasyonu. 8.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 500 büyütme). Dentin yüzeyinde ise boş dentin tübülleri gözlenmektedir. Dentin yüzeyinde adeziv polimerize edildiği için yer yer adeziv tabaka gözlenmektedir(daire içinde). Kompozit yüzeyinde ise kompuş rezin taglar gözlenmektedir. (RS: rezin siman, AT: Adeziv tabaka, D: Dentin, K: Kompozit , RT: Rezin tag)



Resim 37: Clearfil Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement kombinasyonu. 4.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı testi uygulanmış çubukların kopma yüzeylerinin scanning electron mikroskobu görüntüsü (x 2500 büyütme). Çubuğun kompozit kısmında kopmuş rezin siman parçacığı (okla gösterilen) gözlenmektedir.(RS: rezin siman, DT: Dentin tübülleri)

Tablo 4-1: Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubunun mikrotensile bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerlerinin karşılaştırılması.

Adezinin Polimerizasyon Şekli	Basınç tekniği		MW	P
	40N/ 30 saniye	40N/110saniye		
Polimerize edilmeyen	20,64±8,52	24,47±10,59	177	0,193
Polimerize edilen	32,63±9,76	29,17±9,4	236	0,292
MW	86	193		
P	0,003	0,08		

Tablo 4-2: AdheSe/ Variolink II grubunun mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerlerinin karşılaştırılması.

Adezinin Polimerizasyon Şekli	Basınç tekniği		MW	P
	40N/ 30 saniye	40N/110 saniye		
Polimerize edilmeyen	36,69±18,39	27,53±8,86	213	0,08
Polimerize edilen	29,84±12,55	35,25±14,95	191	0,243
MW	207	173		
P	0,210	0,03		

Tablo 4-3: 30 saniye süre ile 40 N basınç altındaki Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement ile AdheSe/Variolink II gruplarının karşılaştırmalı tablosu.

Adezinin Polimerizasyon Şekli	Basınç tekniği 40N/30 sn		MW	P
	Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement	AdheSe/ Variolink II		
polimerize edilmeyen	20,64±8,52	36,69±18,39	122	0,005
polimerize edilen	32,63±9,76	29,84±12,55	215	0,281

Tablo 4-4: 110 saniye süre ile 40 N basınç altındaki Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement ile AdheSe/Variolink II gruplarının karşılaştırmalı tablosu.

Adezinin Polimerizasyon Şekli	Basınç tekniği 40 N/110 saniye		MW	P
	Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement	AdheSe/ Variolink II		
polimerize edilmeyen	24,47±10,59	27,53±8,86	228	0,234
polimerize edilen	29,17±9,4	35,25±14,95	188	0,102

Tablo 4-5: Mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümleri sonrasında elde edilen kopma şekilleri.

Gruplar	Adeziv	Karışık	Koheziv		
			Dentin	Kompozit	Rezin
1 grup	11	3	1	-	7
2 grup	7	13	-	-	2
3 grup	17	3	1	-	1
4 grup	5	15	-	2	-
5 grup	5	12	2	-	3
6 grup	5	14	2	-	1
7 grup	13	7	1	-	1
8 grup	5	10	2	1	4

5. TARTIŞMA

Dişhekimliği malzemelerinin diş sert dokularına bağlanma gücü, makas ve çekme kuvvetlerine karşı direncin ölçülmesi ile yapılmaktadır. Makas kuvvetlerine karşı direnç ölçümü, itme –kayma deneyi (shear) ile, çekme kuvvetlerine karşı direnç ölçümü ise çekme-koparma (tensile) deneyi ile gerçekleştirilmektedir (208). Ancak geleneksel yöntem ile gerçekleştirilen bağlanma dayanımı ölçümlerinde, özellikle de itme-kayma deneylerinde, kopmalar daha çok dentinden koheziv olmakta ve bu nedenle de kullanılan materyallerin gerçek bağlanma dayanımları elde edilememektedir. Son yıllarda, mikrotensil bağlanma dayanımı testi dentin-adeziv yüzeyindeki stres dağılımının homojen olması, bir diştten birden daha fazla örnek elde edilebilmesi, dişin spesifik bölgelerindeki bağlanma dayanımının ölçülebilmesi gibi avantajlara sahip olduğu için bağlanma çalışmalarında sıklıkla tercih edilmektedir (209). Bu çalışmada da, pulpa üzerindeki orta dentin bölgesindeki (kalan dentin kalınlığının 2-3 mm olduğu durumlar) (93) bağlanma ölçümleri için mikrotensil bağlanma testi tercih edilmiştir.

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 (208). Bu nedenle çalışmamızda ISO'nun kısa süreli deney olarak tanımladığı yöntem tercih edilmiş ve ısı banyosu deneyi (termo-siklus deneyi) gerçekleştirilmemiştir. Örnekler, rezin simanın polimerizasyonunu takiben 24 saat 37°C suda bekletilmiş daha sonra çekme deneylerine tabii tutulmuştur (112, 203).

Çekme deneyleri, Instron cihazında 1mm/dak hız uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Uygulanan hız ISO tarafından belirlenen değerlere uygundur ve literatürdeki bazı çalışmalarda aynı hız değerinin kullanıldığı görülmektedir (5, 93, 210, 211, 212).

Bağlanma gücü çalışmalarında standardizasyonun sağlanabilmesi açısından kullanılan dişlerin çürüksüz ve restorasyonsuz olması istenmektedir (213). İn vitro çalışmalar için intakt insan dişlerinin temin edilmesinin zorluğu nedeniyle bazı araştırmacılar sıgır dişlerinin kullanımını önermektedir (214, 215). Ancak ISO bağlanma

gücü ölçümü için hazırladığı speksifikasyonda sığır dişlerinin yapı ve kimyasının insan dişlerinden farklı olduğunu, bu nedenle çalışmaların insan dişlerinde gerçekleştirilmesi gerektiğini belirtmektedir (208). Konu ile ilgili kaynaklar incelendiğinde bağlanma gücü ölçümü çalışmalarının büyük bir çoğunluğunun insan dişlerinde gerçekleştirildiği görülmektedir (216, 217, 218, 219, 220). Bu nedenle çalışmamız çürüksüz, apeksifikasyonu tamamlanmış, intakt üçüncü büyük azı dişlerinde gerçekleştirilmiştir.

Ancak insan dişlerinin kullanıldığı durumlarda bile farklı bölge ve yapılarıdaki dentin dokularına bağlanma değerlerinin farklı olabileceği çeşitli araştırmalarda gösterilmiştir (97, 48, 75, 221, 222). Literatür taraması, araştırmaların çoğunun dentinin hangi bölgesinin (yüzeysel, orta, derin) kullanıldığının belirtilmemiş olduğuna dikkati çekmektedir. Oysa dentinin yüzeysel, orta ve derin dentin bölgeleri ile servikal kök dentini yapısal farklılıklar göstermektedir (5, 223, 224, 225). Dentin kanallarının boyutları mine dentin sınırında ve pulpa sınırında farklıdır. Dentin kanalları pulpa sınırında 2,5µm (derin dentin 2mm), pulpa ile mine-dentin sınırı arasında 1,2µm (orta dentin 2-3mm), mine-dentin sınırında ise 900 nm çapındadır (yüzeysel dentin 3mm ve üstü) (75). Mine dokusu kaldırıldığında, dişin boyutlarına göre milyonlarca dentin kanalı ortaya çıkabilir (226). Genç bir premolar ve moların pulpaya yakın sınırında mm² başına 59 000 den 76 000'e, mine dentin sınırında bu sayının yarısı kadar dentin kanalı görmek mümkündür. Kavite preperasyonu esnasında dentinin kesilmesi ile açılan kanal ağızlarından dentin lenfinin kaviteye akışı derin dentin bölgelerinde daha fazla olmaktadır. Dentin lenfinin bu hareketi adeziv rezinin polimerizasyonunu da etkileyebilmektedir, farklı dentin bölgelerinde farklı bağlanma değerleri elde edilmesine neden olmaktadır (222). Bu nedenle, bu çalışmada da özellikle pulpa üzerinde kalan dentin kalınlığının 2-3 mm olduğu durumda perfüze dentine 2 farklı rezin siman-adeziv sistem kombinasyonunun bağlanma dayanımının ölçülmesi hedeflenmiştir.

Bu çalışmada bağlanma gücü ölçümleri in vitro koşullarda, çekilmiş dişler kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Dentin canlı bir biyolojik dokudur. Dentinin in vitro koşullarda aynı özelliklerinin korunması mümkün olamamaktadır. Çekilmiş dişlerde dentin kanallarının içerisindeki odontoblast uzantıları ve dentin lenfi ile dentin hareketi ile ilgili olan pulpa içi basınç yoktur (227). Derin dentinde, pulpaya yakın olan bölgelerde dentinin yapısal özelliklerinden dolayı geçirgenlik artar buna bağlı olarak pulpal basıncın varlığıyla birlikte nem miktarı da artar (222) ve polimerizasyon

etkilenebilir. Dentin tübüllerinden periferde doğru olan sıvı akışı adeziv ile rezin arasında sıkışabilmektedir (228). Bu nedenle, in vitro koşullarda gerçekleştirilen deneylerde, in vivo koşulların simulasyonu gerekmektedir. Simulasyonu diğer bir deyişle in vitro ortamda pulpal basıncı dolayısıyla nemli dentini taklit edebilmek amacıyla perfüzyon düzeneği kullanılması önerilmektedir (220). 1 mm² dentinde ortalama 30,000 dentin tübülü vardır. Prati ve ark (1991), genç bir molar dişin, normal dentin dokusunda çapı ortalama 1µm olan tübüllerin içinden pulpadan periferde doğru 7-40 cm H₂O sıvı basıncı olduğunu belirtmektedir, Ciucchi ve ark (1995), bu değer yaklaşık 15cm H₂O olduğunu belirtmektedir (92, 229). Çalışmalarda çoğunlukla 15 cm H₂O (222), 20 cm H₂O (220) ve 30 cm H₂O (230) değerleri tercih edilerek dentin perfüzyonu sağlanmıştır. Bu çalışmada benzer materyal ve metodların kullanıldığı literatürler ile kıyaslama yapılabilmesi için 15 cm H₂O sıvı basıncı ile perfüzyon düzeneği hazırlanmış (111, 231) ve bağlanma işlemleri bu koşulda gerçekleştirilerek klinik ortam taklit edilmeye çalışılmıştır.

In vitro çalışmalarda bağlanma ölçümü yapılacak dentin yüzeylerinin smear tabakalarının standardizasyonu için 320-1200 grit silikon karbit zımparaların veya yüksek devirli el aletleri ile elmas abrazyivlerin kullanımı önerilmektedir. Ancak yüzey bitirme işlemlerindeki farklılıklar smear tabakası oluşumunu ve dentin yüzeyinin pürüzlülüğünü etkilediğinden bağlanma değerlerinde de değişiklikler meydana gelebilmektedir. 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. Bu çalışmada, literatür verileri ile karşılaştırılabilmesi için mine 180 grit silikon karbit ile aşındırılmış daha sonra dentinde 600 grit silikon karbit ile smear tabakasının standardizasyonu sağlanmıştır (233, 218, 232). 400 gritlik silikon karbit zımpara yaklaşık 35 µm abrazyiv partikül boyutuna sahiptir. Kırmızı grenli elmas bitirme frezlerinin abrazyiv partikül boyutu ise 30 µm'a denk gelmektedir (234). Klinikte indirekt restorasyonların preparasyonlarının düzgün yüzeyli olması, ölçü ve laboratuvar işlemleri için şarttır. Bu nedenle, çalışmada 35 µm'dan daha ince abrazyiv partikül boyutuna sahip 600 gritlik elmas frez ile dentin yüzeyindeki smear tabakasının standardizasyonu sağlanmıştır.

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 (208). Bu nedenle, çalışmada kullanılan dişler en fazla 3 ay +40C'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 (208). Bu çalışmada da dişler ISO'nun önerisi doğrultusunda distile suda bekletilmiş ve saklama sıvısı haftada bir kez değiştirilmiştir.

Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin büyük çoğunluğu ışık ile polimerize olmakta ve polimerizasyonlarında çeşitli ışık cihazları kullanılmaktadır. Bunlar arasında en fazla tercih edilenler kuartz-tungsten halojen ışık cihazlarıdır (235). 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 (236). Halojen ışık cihazlarına alternatif olarak klinik uygulamaya sunulmuş olan plazma-ark ve LED (light-emitting- diodes) ışık cihazlarının ise halojen cihazlara göre daha az polimerizasyon ısısı oluşturduğu rapor edilmiştir (237, 238). Bu çalışmaya benzer çalışmalarda 550 mW/cm² halojen ışık tercih edilmiştir (239, 231). Işık tiplerinin rezinlerin polimerizasyon derinlikleri göz önüne alınarak değerlendirilen çalışmalarda 2 mm ve altındaki rezin kalınlıklarında, rezinin yeterli derecede polimerize olduğu bildirilmektedir (240, 241). Seramik onleylede ise kalınlık arttıkça ışıkla polimerizasyon etkinliği azalmaktadır (242, 243, 260).

Bağlanma gücünü etkileyen bir diğer parametre ise dentin yüzeyindeki adezyon alanının sınırlandırılmasıdır. Çalışmada pulpa üzerindeki dentine olan bağlanmayı elde edebilmek amacıyla 8 mm çapında adeziv bantlar kullanılmıştır.

Rezin simanın film kalınlığı hem materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini hem de bağlanma sağladığı diş sert dokusunun ve indirekt restorasyonun mekanik ve fiziksel özelliklerini belirlemektedir (112). Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler, kavite geometrisi (konfigürasyon faktörü -C faktörü, kavite boyutu), ışığın şiddeti, pozisyonu, ışık verme süresi, adeziv sistem ve stres absorbe eden kaide

materyallerinin kullanımı, rezin simanın tipi, polimerizasyon şekli ve elastisite modülüdür. Film kalınlığının az olması polimerizasyon büzülmesinin (193, 195) ve polimerizasyon stresinin az olmasına (243, 244, 245) ve restorasyonun kenar uyumunun iyi olmasına neden olur. Optimum rezin siman özelliklerinin elde edilmesinde rol oynayan faktörler rezin simanın polimerizasyon şekli, inorganik doldurucu oranı ve tipidir (193).

Lee ve ark (2008), 6 adet dual-cure rezin simanın (RelyX ARC, Bistite II, Duolink, Panavia F, Variolink II and Choice) üzerinde herhangi bir restorasyon bulunmadan polimerizasyon büzülmelerini ölçtükleri çalışmalarında, simanların polimerizasyon büzülmelerinin self-cure modunda % 2.61-4.59, light-cure modunda ise % 2.93-4.66 olduğunu bildirilmişler ve polimerizasyon büzülmesindeki farklılıkların inorganik doldurucu oranlarından kaynaklandığını belirtmişlerdir (246).

Meng ve ark (2008) , 3 adet dual-cure rezin simanın Linkmax HV (GC), Nexus 2 (Kerr) ve Variolink II HV (Ivoclar-Vivadent) kullanıldığı çalışmalarında, rezin simanın mekanik özelliklerinin ve polimer yapısının restorasyonun kalınlığı ve ışıkla polimerize olmasına bağlı olduğunu bildirmişlerdir (247).

Rezin simanın içeriğinde bulunan inorganik partiküller rezin simanlara bazı özellikler kazandırmaktadır. Baryum ve yitrium rezine radyoopasite kazandırır. Silika partikülleri mekanik niteliklerini güçlendirir. Saf silika kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve kristalin olmayan (silikat camı) formlarda bulunur. Kristalin formları serttir, günümüzde kullandığımız rezin simanların içinde bulunan silika daha çok silikat camı formundadır (248, 249, 250, 251).

Çalışmada kullanılan dual-cure rezin siman Clearfil Estetic Cement'in inorganik yapısındaki doldurucuların tipleri kolloidal silika, silanize cam, silanize silika partiküller ve silanize baryum cam partiküllerdir. Clearfil Estetic Cement'in doldurucu oranı ağırlıkça %70, hacimce %49'dur. Ortalama partikül büyüklüğü 2.5µm'dir. Variolink II'nin inorganik doldurucu tipi baryum camı, itrium triflorür, Ba-Al-florosilikat camı ve küresel karışmamış oksitlerdir. Baz ve katalizörden meydana gelen materyalin, baz'ın içeriğindeki doldurucu oranı ağırlıkça % 73,4, hacimce % 46,7 dir. Katalizörün az kıvamlı (akışkan) ve çok kıvamlı (yoğun) olmak üzere iki ayrı kıvamı vardır. Az kıvamlı katalizörün doldurucu oranı ağırlıkça % 71,2 , hacimce % 43,6 dir. Çok kıvamlı katalizörün doldurucu oranı ise ağırlıkça % 77,2, hacimce % 52,0 dir. Bu

çalışmada çok kıvamlı (yoğun) katalizör tercih edilmiştir. Variolink II' nin ortalama doldurucu oranı (baz ve katalizör 1:1 oranında karıştırıldığı için) ağırlıkça % 75,3, hacimce % 49,3 olmaktadır. İnorganik doldurucuların partikül büyüklüğü 0,04 ile 3,0 µm arasında değişmekte ortalama partikül büyüklüğü ise 0,7 µm'dir (252, 253).

Variolink II'nin doldurucu oranı ağırlıkça Clearfil Estetic Cement'den % 5 oranında fazladır, ancak hacim olarak değerler birbirlerine yakındır. Clearfil Estetic Cement daha çok silika bazlı dolduruculardan oluşmakta iken, Variolink II ise çoğunlukla cam esaslı dolduruculardan oluşmaktadır. Silika doldurucu, rezini daha dirençli hale getirmektedir. Doldurucu oranı fazla olan rezin simanların polimerizasyon büzülmesi daha az olmaktadır. Çalışmalar (50-150 µm) (112); 100-200 µm) (39); (100-300 µm) (254) arasındaki rezin siman kalınlığının porselenin kırılma direncini etkilemediğini belirtmektedir. Ancak rezin simanın kalınlığının artması kavite sınırlarında daha kalın rezin simanın ağız ortamı ile ilişkide olmasına ve uzun dönemde ağız içerisinde çözünerek kenar uyumunun bozulmasına neden olabilmektedir. Osman ve ark (2006), bazı rezin simanların optimum siman kalınlığından daha fazla kalınlığa neden olabileceğini ve bunun da karıştırılma sonucundaki hızlı viskozite artışına bağlı olabileceğini bildirmiştir (255). Çalışmada kullanılan her iki dual-cure rezin simanın üretici firmaları film kalınlığının 25 µm olması gerektiğini belirtmektedir (252, 253). Ancak ortalama partikül büyüklüğü ve viskoziteleri birbirinden farklı olan bu iki materyal arasında standart bir film kalınlığı elde edebilmek için 100 µm'lik bir adeziv bant kullanılmış, standart basınç altında iken homojen bir siman kalınlığı elde edilmeye çalışılmıştır.

Clearfil Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement grubuna ait olan 2. grupta yaklaşık 140 µm rezin siman kalınlıkları saptanmıştır (Resim 8). AdheSe/ Variolink II kombinasyonunda adezivin polimerize edilmediği 5. ve 7. gruplarda rezin siman kalınlıklarının adeziv bantın kalınlığı olan 100 µm'nin dahi altına düşebildiği görülmektedir (Resim 11,13). Bu gruplarda, rezin simanın polimerize edilmemiş adeziv ile karışarak dilüe olduğu ve viskozitesinin azalarak daha ince bir rezin siman kalınlığı oluştuğunu düşünmekteyiz. Çalışmada standart bir film kalınlığı ve yerleştirme basıncı (40 N) kullanılmasına rağmen, kullanılan rezin simanın içeriği, doldurucu oranı, viskozitesi ve uygulanan tekniğin onleyn kaviteye yerleştirilmesi sonrasında meydana gelen film kalınlığını etkilediği görülmektedir. Bu nedenle, indirekt restorasyonların

laboratuvar aşaması esnasında model üzerinde, klinikte uygulanacak rezin simana uyumlu, dye spacer kullanılması gerektiğini düşünmekteyiz. Bu şekilde simantasyon sonrasındaki adaptasyon bozuklukları ve oklüzal düzeltmelerin daha azalması mümkün olacaktır.

Bağlanma gücü ölçümlerinde hazırlanmış olan inley/ onley restorasyonların kaviteye yerleştirilmeleri sırasında yerleştirme basıncı olarak da ifade edilen kuvvetler uygulanmaktadır. Yerleştirme basıncının amacı homojen bir rezin siman film kalınlığı elde etmektir. Yerleştirme basıncı literatürlerde çoğu zaman hafif kuvvet uygulaması (light pressure) (256) veya parmak basıncı (finger pressure) (257) olarak ifade edilmektedir. Kuron simantasyonunda 20 ile 60 N arasında bir kuvvet uygulanması önerilmektedir (258). 10 N ve daha az olan kuvvetlerin yetersiz olduğu kabul edilmekte, kuronun yerleştirilmesinde sorun olabileceği ifade edilmektedir. Bunun yanısıra 100 N'dan daha fazla olan kuvvetlerin ise restorasyonların kırılmasına veya pulpada hasara yol açabileceği bildirilmektedir.

Çalışmalarda simantasyon esnasında uygulanan kuvvet, restorasyonların üzerine ağırlık koyarak standardize edilmeye çalışılmıştır (259, 260, 239, 209). Soares ve ark(2006), indirekt restorasyonların simantasyonunda (Rely X Arc-3M ESPE), restorasyonların üzerine 5 dakika süreyle 500 gr ağırlık uygulayıp polimerizasyonun tamamlanmasını beklemiştir (259).

Foxton ve ark (2003), iki seramik bloğun rezin siman ile bağlanmasını araştırdıkları çalışmalarında restorasyonların arasına 200 µm film kalınlığı oluşturan bir adeziv teyp uygulamış ve restorasyonların üzerine 35 gr ağırlık koyarak polimerize etmişlerdir (260).

Goracci ve ark (2006), self-etch (Panavia F 2.0-Kuraray) ve self-adeziv rezin simanların (RelyX Unicem-3M ESPE) farklı yerleştirme basınçları altında dentine olan bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında çapı 10 mm olan kompozit bloklara mm² başına 5 dakika süresince 20 ve 40 gr ağırlık koyarak polimerizasyonun tamamlanmasını beklemişlerdir (239).

Chieffi ve ark (2006), dual-cure rezin siman Panavia F'in kullanıldığı, yerleştirme basıncının sabit tutulup sürenin (5 saniye ve 3 dakika) etkisini araştırdıkları çalışmalarında 98.1 N'a denk gelen 10 kg ağırlık kullanmışlardır. 3 dakika basınç

altında polimerize olan grubun bağlanma değerleri 5 sn basınç altında bekletilen gruptan yaklaşık iki katı yüksek olarak saptanmıştır (209).

Klinikte uygulanan yerleştirme basıncını saptayabilmek için çalışma öncesinde 20 (10 kız, 10 erkek) diş hekimi öğrencisine hassas terazide basınç uygulatılmış ve ortalama bir değer olarak 40 N olarak saptanmıştır. Bu nedenle, benzer çalışmalarda sonuçların (239) kıyaslanabilmesi ve klinikte uygulanan ve önerilen kuvvet ile uyumlu olabilmesi için çalışmada 40 N'luk yerleştirme basıncı kullanıldı. Bu uygulama için örneklerin üzerine sabit ağırlık konulmadı. Sabit 40 N basıncı kolayca kompozit onleynin üzerine uygulayabilmek amacı ile, 28 cm uzunluğunda bir tarafı sabit, bir tarafı hareketli metal bir kol tasarlandı. Kolun, sabit olan kısmından 4 cm uzakta ve kompozit onleyleyin üzerine dik kuvvet uygulayacak şekilde kola dik olarak 0,8 cm çapında, 4 cm uzunluğunda eklenti monte edildi. Kolun hareketli kısmının ucuna sabit bir ağırlık (481 gram) konularak kompozit onleyleyin üzerine her defasında aynı basıncın uygulanması sağlandı. Literatürde kompozit onleyleyin simantasyonunda 2 ayrı uygulama prosedürünün gerçekleştirildiği görülmektedir. Birincisi taşan simanların temizlenmesini takiben, yerleştirme basıncının kaldırılıp polimerizasyonunun gerçekleştirilmesi, ikincisi ise polimerizasyon tamamlanana kadar basıncın devamlı tutulması ve polimerizasyon tamamlandıktan sonra basıncın kaldırılmasıdır. Ancak literatürde uygulanan süreler 5 saniye ve 3 dakikanın (149, 219) klinik uygulama ile uyumlu olmadığını düşünmekteyiz. Klinikte dentinin üzerine rezin siman uygulandıktan sonra restorasyonun yerleştirilmesini takiben taşan simanı temizlemek için geçen süre yaklaşık 30 saniyedir. Resin simanın her yönden polimerize edilmesi sonucunda geçen süre 110 saniyedir. Bu nedenle bu çalışmada, klinik simantasyon protokolüne uygun olduğunu düşündüğümüz 40 N basınç altında 30 saniye ve 110 saniye olmak üzere 2 farklı basınç süresi seçilmiştir.

Resin simanların polimerizasyon şekli, monomerlerin polimere dönüşme oranını, materyalin fiziksel özelliklerini ve vital veya non-vital dentine bağlanma potansiyellerini etkilemektedir (228). Çalışmalarda dual-cure resin simanların self-cure modunda polimerizasyonlarının gerçekleşmesi sağlandıktan sonraki fiziko-mekanik özellikleri ile, ışıkla polimerize edildikten sonraki fizikomekanik özellikleri karşılaştırıldığında; ışıkla polimerizasyonun daha iyi mekanik özellikler sağladığı saptanmıştır (270, 271, 272).

Işıklı polimerize edilmeden önce dual-cure rezin simanlar self-cure simanlar gibi davranmaktadır ve self-cure polimerizasyon uzun zaman almaktadır. Light-cure polimerizasyon başladığı andan itibaren ise simanlar self-cure modundaki özelliklerini daha az göstermektedirler. Lee ve ark, dual cure rezin simanların (RelyX ARC, Bistite II, Duolink, Panavia F, Variolink II and Choice) ışıkla polimerizasyon hızının self-cure polimerizasyon hızına göre 15-322 kat daha hızlı olabildiğini göstermiştir (246). Dual-cure rezin simanların, light-cure ve self-cure polimerizasyon potansiyelleri, simanın monomerlerinin polimere dönüşme oranını (degree of conversion; DC), dolayısıyla endikasyonlarını etkilemektedir (268). 3 adet dual-cure rezin simanın; Duolink (Bisco), Rely X ARC (3M ESPE), Illusion (Bisco)) sırasıyla self-cure, dual-cure ve light-cure modlarına göre değerlendirildiği bir çalışmada ışığın ulaşmadığı bölgelerde bile rezin simanların DC oranı maksimum olarak bildirilmiştir (261). Bununla birlikte, Variolink II, Ivoclar) ve Choice (Bisco) dual-cure rezin simanlarının, light-cure modunda DC oranı yüksek iken, self-cure modunda DC oranı düşük bulunmuştur. Bir başka çalışmada ise, 7 mm kalınlıktaki kompozit onleylerin simantasyonunda Variolink II'in self-cure polimerizasyon potansiyeli, Linkmax, Panavia F, Nexus 2 ve RelyX Unicem dual-cure rezin simanlara göre daha zayıf bulunmuştur (48, 181, 200). Bu sonuçlar, dual-cure rezin simanların farklı polimerizasyon modlarında birbirlerinden farklı polimerizasyon potansiyelleri olduğunu kanıtlamaktadır. Variolink II materyalinin ışığın ulaşamayacağı restorasyonlarda kullanılmasının güvenilir olmadığı belirtilmektedir (261). Tamamlanmamış polimerizasyon ya da DC nin düşük olması, rezin kaybıyla sonuçlanmakta ve materyalin biyolojik uyumunun bozulmasına neden olmaktadır (269). Bu sebepler göz önüne alındığında, dual-cure rezin simanların light-cure modunda polimerize edilmeleri hem suyun geri alımını önleyebilir hem de DC nin oldukça yüksek olarak materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerinin maksimum olmasını sağlayabilir. En yüksek DC oranının self-cure polimerizasyonu bekleme süresinden sonra elde edildiği iddia edilmektedir (268).

Çalışmada kullanılan kompozit onleyler 3mm kalınlıktadır ve rezin simanın polimerizasyonu ışık ile başlatılmış, her yönden toplam 100 saniye ışık uygulaması gerçekleştirilmiş ayrıca self-cure polimerizasyon için gereken süre de beklenmiştir. Bu kalınlıkta kompozit onleyden ışığın her bölgeye ulaşabildiği ve polimerizasyonun tamamlanabildiğini düşünüyoruz.

Pulpal basıncın olmadığı in vitro çalışmalarda veya klinikte non-vital dişlerde, self-cure modunda daha iyi mekanik özellik kazanabilen rezin simanlar olduğu iddia edilmektedir (116). Ancak son yıllarda, indirekt restorasyonlar ve diş sert dokusu arasındaki bağlanmayı değerlendiren in vitro çalışmalarda dişlerin perfüzyon cihazına bağlanarak in-vivo koşulların oluşturulması tercih edilmektedir. Bu koşullarda, ışık ile polimerizasyon ertelenirse, nemden ötürü bağlanmanın olumsuz etkilenebileceği gösterilmiştir (231, 232, 264, 265, 266, 267). Buna ilave olarak, vital dentinde adeziv polimerize edilmediği durumlarda ve basitleştirilmiş sistemler (2 basamaklı etch-rinse ve tek basamaklı self-etch sistemler) kullanıldığında, self-cure polimerizasyonun gerçekleşebilmesi için geçen sürede oluşabilecek su difüzyonunun da bağlanmayı olumsuz etkileyebileceği gösterilmiştir (268). Self-cure modunda vital dentindeki suyun geçirgenliği için yeterli zaman oluşturmaktadır ve bu durum rezin simanların dentine bağlanma dayanımını etkilemektedir. Garcia ve ark (2007), 3 adet adeziv sistem (Single Bond; Prompt L-Pop; Clearfil SE Bond) ve 2 adet dual-cure rezin simanın (RelyX ARC; Panavia F) self-cure ve light-cure aktivasyon modunu değerlendirdikleri çalışmalarında ışıkla polimerizasyon ile elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin self-cure moduna göre daha yüksek bulunduğunu saptamışlardır (133).

Latta ve ark (2006), 2 adet adeziv sistemin (Prime & Bond NT; Scotchbond Multi-Purpose) ve 3 adet dual-cure rezin simanın (Calibra, Nexxus and Variolink) light-cure, dual-cure, self-cure polimerizasyon modlarının dentine olan bağlanmalarını inceledikleri çalışmalarında kullanılan rezin simanların self-cure modunda oldukça düşük değerler elde edildiğini bildirmişlerdir (262).

Bu çalışmada da dişler perfüzyon aletine bağlanarak dentinin nemli olması sağlanarak in vivo koşullar oluşturulmaya çalışılmıştır. Pulpal basınç taklit edildiği için ışık verme süresi basıncın kaldırıldığı gruplarda (1., 2., 5. ,6. grup) ilk olarak üstten 20 saniye daha sonra her yönden (saat yönünde) 20 saniye olmak üzere toplam 100 saniye; basınç altında polimerize edilen gruplarda ise (3., 4., 7. ,8. grup) ise saat yönünde 20'şer saniye toplam 80 saniye ve ilave olarak basıncı kaldırıp en son tepeden 20 saniye ışık verilerek toplam ışık verme süresi olan 100 saniyelik süre standardize edilmeye çalışılmıştır. Dişler 4 dakika daha perfüzyon aletine bağlı tutularak self-cure polimerizasyonun tamamlanması beklenmiştir. Böylece dual-cure rezin simanın

polimerizasyonu ışık ile başlamış ancak self-cure polimerizasyon tamamlanana kadar beklenmiştir.

Literatürde, bazı in vitro çalışmalarda mild ve intermediary strong self-etch adezivlerle total-etch adezivlere göre daha yüksek bağlanma sonuçları elde edilirken, bazı araştırmalarda etch-rinse adezivler ile daha yüksek bağlanma sonuçları elde edilmiştir (118, 273, 263, 274, 275). Genel olarak, self-etch adeziv sistemler uygulama esnasında dentinin neminden etkilenmedikleri için teknik hassasiyeti az olan materyallerdir, dolayısıyla klinikte giderek daha fazla alanda uygulanmaktadırlar (276). Self-etch primerler fosforik asitten bile daha asidik monomerler içerirler. Ortamda bulunan su bu asidik monomerlerin iyonizasyonu için gereklidir. Su iyonizasyonu ile artan pH hidrofilik asidik monomerin daha agresiv bir yüzey oluşturmaya engel olur. Bundan dolayı self-etch primerin içeriğine hidrofobik monomer HEMA katılmıştır, çünkü polimer matriks içerisinde görevli olan diğer asidik monomerlerin su içerisinde çözülebilme özelliği vardır ve demineralize alana monomer penetrasyonu HEMA sayesinde gerçekleşmektedir (129). Firmaların indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanılan rezin simanlar ile önerdikleri adeziv sistemler genellikle çok basamaklı ve teknik hassasiyeti yüksek bir prosedür içeren sistemlerdir (62). Bu zaten teknik hassasiyeti yüksek olan adeziv indirekt restorasyon prosedürünü klinisyen için daha da zor bir hale getirmektedir. Self-etch adeziv sistemler uygulama esnasında smear tabakasını modifiye ettiği için ve smear tabakasının tıkaç gibi görev yapmasından dolayı dentinin neminden az etkilenmektedirler. Bu nedenle bu çalışmada Variolink II ve Clearfil Esthetic Cement rezin simanları üretici firmanın önerdiği adeziv sistemler ile değil, aynı firmanın self-etch adeziv sistemleri ile uygulanmış ve bu kombinasyonların dentine bağlanma dayanımının araştırılması hedeflenmiştir. Çalışmada kullanılan, self-etch adeziv sistemleri (AdheSe ve Clearfil Protect Bond) ile sağlam, çürükten etkilenmiş ve sklerotik dentinde (277, 231, 278) pek çok çalışma bulunmasına rağmen, Adhese/Variolink II ve Clearfil Protect Bond/ Clearfil Esthetic Cement grubu ile ilgili çalışmaya rastlanılmamıştır. Değişik üretici firmaların adeziv sistemlerinin ve rezin simanlarının kombine kullanılmalarının kontrendike olduğu bildirilmektedir (262). Bu nedenle çalışma, aynı firmaya ait adeziv sistem-rezin siman kombinasyonu ile gerçekleştirilmiştir.

Dentinde oluşan hibrit tabakası elastik bir tabaka görevi görmektedir. Bu tabakanın, rezin simanın polimerizasyonu esnasında oluşan kontraksiyon streslerini absorbe edebildiği iddia edilmektedir (279). Ancak hibrit tabakasının stabilizasyonu, adezivin polimerizasyonu ile gerçekleşmektedir (94). Bu nedenlerden dolayı, çalışmada kullanılan self-etch adezivlerin polimerize edilip edilmemesinin, kullanılan rezin simanların dentine bağlanmasını etkileyip etkilemediği araştırılmıştır. Literatürde, adezivin polimerize edilmesinin bağlanma dayanımını belirgin bir şekilde arttırdığını iddia eden çalışmaların (280) yanı sıra etkilemediğini gösteren çalışmalar da vardır (62). Adezivin polimerizasyonu sonucu oluşan film kalınlığı ise adezivin yapısına göre yer yer ya da genel olarak 5.7 ile 14.8 µm arasında saptanmıştır (62). Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement ile AdheSe/Variolink II kombinasyonları birbirleri ile karşılaştırıldıklarında, 40N/ 30 saniye basınç tekniği uygulamasında adezivin polimerize edilip edilmemesi bu iki tip kombinasyonda farklı sonuca neden olmuştur. AdheSe/Variolink II grubu, adezivin polimerize edilmediği durumda Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağlanma sağlamıştır . Bu konu ilerideki paragraflarda detaylı olarak tartışılacaktır.

Clearfil Esthetic Cement'in firma tarafından bildirilen ortalama partikül boyutu 2.5µm'dur Çalışmada SEM ile elde edilen bulgularda yapısında boyutu 10 µm'ye kadar varan partiküller de olduğu saptanmıştır. Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubunda adezivin polimerize edilmediği, 40N/ 30 saniye ve 40N/ 110 saniye basınç tekniği uygulanan 1. (20,64±8,52 MPa) ve 3. (24,47±10,59 MPa) grupların dentine mikrotensil bağlanma değerleri, adezivin polimerize edildiği, 40N/ 30 saniye ve 40 N/ 110 saniye basınç tekniği uygulanan 2. (32,63±9,76MPa) ve 4. (29,17±9,4 MPa) gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olarak saptanmıştır. Resin siman-dentin arayüzünün SEM ile incelenmesinde 1. ve 3. grup örneklerinin dentinden ayrıldığı saptanmıştır (Resim 7, 9). Örneklerin SEM için hazırlanırken epoksi rezin içerisine gömülmesi veya SEM incelemesi esnasında makinada oluşan basınç nedeniyle dentinden ayrıldığı düşünülmektedir. Adeziv-diş sert dokusu arasındaki kopmaların bağlanmanın en zayıf olduğu bölgeden meydana geldiği düşünülürse (2), bu gruplarda adeziv-rezin siman arasındaki bağlanmanın yüksek olduğu, ancak adeziv-dentin arasındaki bağlanmada problem olduğu görülmektedir. SEM incelemelerinde, hibrit ve adeziv tabakaları ayırt edilememekte, rezin simanın dentinden ayrıldığı, zaman zaman

da dentin yüzeyinde rezin simanın kendi içinden koptuğu gözlenmektedir (Resim 7,9). Self-etch sistemlerde, hibrit tabakasını oluşturan komponent primer, bu tabakanın stabilizasyonunu sağlayan komponent ise adezivdir (94). 1. ve 3. gruplarda, adeziv polimerize edilmediği için, adeziv ve rezin simanın karışarak oluşturduğu ara tabakanın, rezin simanın partikül büyüklüğünün fazla olmasından dolayı parsiyel demineralize dentin matrikse yeteri kadar diffüze olamadığı ve stabil bir hibrit tabakası oluşturamadığı düşünülmektedir (Resim 15,17). Dentinde oluşan hibrit tabakası ve üzerindeki adezivin elastik bir kavite görevi gördüğü, rezin simanın polimerizasyonu esnasında oluşan kontraksiyon streslerini absorbe edebildiği iddia edilmektedir (279). Ancak bu gruplarda, adeziv ayrı olarak polimerize edilmediğinden, adeziv-rezin siman karışımı arayüzün rezin simanın polimerizasyon büzülmesi ile dentinden ayrıldığı ve bu nedenle bu gruplarda adezivin polimerize edildiği gruplara nazaran istatistiksel olarak daha az bağlanma değerleri saptandığını düşünmekteyiz. Mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümü sonrasında incelenen kopma yüzeyleri de bu sonucu desteklemektedir. 1. ve 3. grupta kopmaların daha çok dentin- hibrit tabakası-adeziv-rezin siman arasından adeziv tipte olduğu, adezivin polimerize edildiği 2. ve 4. gruplarda ise daha çok karışık tipte olduğu saptanmıştır (Resim 28,30,31).

Adezivin polimerize edilmediği, ancak 40N/ 30 saniye ve 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan 1. ve 3. gruplar kendi aralarında karşılaştırıldıklarında, bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ancak kopma tipleri her ne kadar ağırlıklı olarak adeziv olsa da birbirinden farklılık göstermektedir (Resim 27,29). Adezivin polimerize edilmediği, basıncın 30 saniye sonunda kaldırılarak rezin simanın polimerize edildiği 1. grupta, kısa süreli bir basınç yapıldığı için rezin simanın içeriğindeki inorganik partiküllerin dağınık ve gevşek olduğu gözlenmektedir (Resim 7). Resin tag oluşumu saptanmamış, kopmaların daha çok dentin-hibrit tabakası arasından adeziv veya bir kısmının da rezin siman içerisinden ayrılarak karışık kopma olduğu saptanmıştır (Resim 26). Bu sonuç basınç uygulama süresinin adezivin polimerize edilmediği durumda bağlanmayı etkilemediğini, ancak rezinin mekanik özelliklerini etkileyerek kopmanın tipini değiştirdiğini düşündürmektedir. 1. grupta meydana gelen kopmalarda rezin simandan koheziv kopmaların 3. gruptakinden fazla olması (Tablo 4-5), rezin simanın basınç altında sıkışıp mekanik direncinin artmamasından ve adezivin penetrasyonunun az olmasından dolayı olduğunu düşündürmektedir. Adezivin polimerize edilmediği ancak rezin simanın 110 saniye

basınç altında polimerize edildiği 3. grupta ise, adeziv-rezin siman ara tabakasının uzun basınç süresi nedeni ile demineralize dentine kısmen penetre olduğu ve rezin tag oluşturduğu gözlenmektedir (Resim 9,17). Ancak adeziv polimerize edilmediği için hibrit tabakasının stabilizasyonunun sağlanamadığı ve bu sebepten en zayıf bağlanmanın hibrit tabakası olduğu ve hibrit tabakasının içerisinde koheziv kopmaların meydana geldiği düşünülmektedir (Tablo 4.5).

Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement grubunda adezivin polimerize edildiği 30 ve 110 saniye basınç uygulaması gerçekleştirilen 2. ve 4. gruplar kendi aralarında karşılaştırıldıklarında, bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Rezin siman-dentin arayüzünün SEM ile incelenmesinde 2.grupta yaklaşık 5µm kalınlığında adeziv tabaka ve yaklaşık 1 µm kalınlığında aside dirençli homojen bir hibrit tabakası gözlenmektedir (Resim 8, 10, 16, 18). 4. grupta ise yaklaşık 5 µm kalınlığında adeziv tabaka ve yaklaşık 1 µm kalınlığında aside dirençli homojen bir hibrit tabakası, kısa ama sık rezin taglar gözlenmektedir. 4.grubun SEM görüntülerinde diğer gruplarla aynı kalınlıkta adeziv bant kullanılmasına rağmen basınç altında rezin simanın film kalınlığının azaldığı saptanmıştır (Resim 10,18). Clearfil Esthetic Cement'in yoğun kıvamlı olmasından dolayı, indirekt restorasyonun tam olarak yerleşmesinde zorluk olabileceği düşünülerek bu özelliğinin dikkate alınması gerekmektedir. İçeriği ve doldurucu oranı nedeni ile film kalınlığı uygulama esnasında artabilecek olan rezin simanların kullanıldığı durumlarda, oluşabilecek uyumsuzluk problemleri, laboratuvar aşaması esnasında model üzerinde, farklı kalınlıkta dye spacer uygulaması ile giderilmelidir. Clearfil Esthetic Cement'in tercih edildiği simantasyonlarda yerleştirme ve taşan simanın temizlenebilmesi için 30 saniyelik sürenin yeterli olamayabileceğini düşünmekteyiz.

4. Gruba ait olan örneklerde rezin siman ve hibrit tabasının içinden meydana gelmiş olan kopma izlenmektedir (Resim 30,31). Bu grubun ortalama bağlanma dayanımı $29,17 \pm 9,4$ MPa'dır. Adeziv polimerize edildiğinde, restorasyonlara uygulanan basınç sadece rezin simanın kalitesini etkilemektedir (256). Basınç altında iken rezin siman doldurucular açısından daha kompakt bir hale gelmektedir. 4. gruba ait olan SEM görüntülerinde dentin üzerinde rezin simanın küçük adacıklar şeklinde kopmasından ötürü adeziv ile rezinin bağlanmasının oldukça iyi olduğu düşünülmektedir (Resim 37).

AdheSe/Variolink II grubunda adezivın polimerize edilmediği, 40N/ 30 saniye ve 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan 5. (36,69±18,39 MPa) ve 7. (27,53±8,86 MPa) grupların dentine mikrotensil bağlanma değerleri, adezivın polimerize edildiği ve 40n/ 30 saniye basınç tekniği uygulanan 6. gruptan (29,84±12,55 MPa) istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemektedir. 5. grubun dentin-rezin arayüzünün SEM incelemesinde, adeziv polimerize edilmediği halde, rezin tag ve lateral anastomozları ile aside dirençli homojen bir hibrit tabakası oluşumu saptanmıştır (Resim 11, 19, 23).

AdheSe/Variolink II grubunda en yüksek ortalama bağlanma değeri sağlayan 5. grupta, adeziv ve rezin simanın karışarak oluşturduğu ara tabakanın, rezin simanın partikül büyüklüğünün 0,7µm olmasından dolayı parsiyel demineralize dentin matrikse yeteri kadar diffüze olabildiği ve stabil bir hibrit tabakası oluşturabildiği düşünülmektedir (Resim 19). Kopma yüzeylerinin incelenmesinde genellikle karışık tipte kopma saptanmıştır (Resim 32, 33). Adezivın polimerize edilmediği ancak rezin simanın 110 saniye basınç altında polimerize edildiği 7.grupta homojen bir hibrit tabakası, kısa ve sık rezin taglar gözlenmektedir (Resim 13, 21). İstatistiksel olarak 5. grup ile arasında bağlanma dayanımı açısından bir fark olmamasına rağmen, bu grupta elde edilen en düşük bağlanma değerlerine sahip gruptur. Kopma yüzeylerinin incelenmesinde genellikle adeziv tipte kopma saptanmıştır (Resim 35).

AdheSe/Variolink II grubunda adezivın polimerize edildiği, 40N/30 saniye ve 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan 6. ve 8. grupların dentine mikrotensil bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. 6. grupta dentin-rezin arayüzünün SEM incelemesinde, sık ve kısa rezin taglar, aside dirençli hibrit tabakası ve onun üzerinde yaklaşık 5 µm kalınlığında homojen adeziv tabaka gözlemlenmiştir (Resim 12, 20). Bu grupta daha çok karışık kopma gözlenmektedir (Resim 34).

AdheSe/Variolink II grubunda adezivın polimerize edildiği 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan 8. grup (35,25±14,95 MPa), adezivın polimerize edilmediği 7. gruptan (27,53±8,86 MPa) istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek bağlanma değeri gösterdi (p<0.05). Adezivın polimerize edilmediği, rezin simanın 110 saniye basınç altında polimerize edildiği 7. grup (Resim 13, 21) ile adezivın polimerize edildiği 8.grubun (Resim 14, 22) en önemli farkı SEM bulgularında adeziv tabakanın 7.grupta gözlemlenememesidir (Resim 25). 7. grupta basınç altında adezivın incelenerek

polimerizasyon büzülmesini kompanse edemediği düşünülmektedir. Primerin oluşturduğu hibrit tabakası rezin tagların içerisine sıkışan doldurucular sebebiyle kesintiye uğramaktadır (Resim 25). 5. grupta 7. grubun farkı, 5. grupta adezivin, polimerize edilmediği halde gözlenebilmesidir (Resim 24). Resin siman basınç altında polimerize edilse de polimerizasyon stresini absorbe eden elastik görevi gören adeziv tabakanın var olmamasının bağlanmanın daha zayıf olmasına sebep olduğu düşünülmektedir. Adezivin polimerize edildiği ve resin simanın basınç altında polimerize edildiği 8. grupta ise kopmalar çoğunlukla resin simanın, adeziv tabakanın ve dentinin aynı yüzey içerisinde yer aldığı karışık tiptedir (Resim 36). Hibrit tabakası, asitleme veya self-etching primer uygulaması sonucunda açığa çıkan kollagen ağın içerisine primer ve/veya adezivin girerek polimerize olması ile oluşan, dentin-rezin karışımı, suda çözünmeyen asitlere dirençli tabakadır (94). Adezivin polimerize edilmemesi hibrit tabakasının stabilizasyonunu etkileyerek ağızda kalma süresini etkileyebilir. Polimerizasyon büzülmesi, dentin kanallarından sıvı akımı, tekrarlayan çiğneme kuvvetleri ve ısı değişiklikleri hibrit tabakasında stresin yoğunlaşmasına neden olabilir (281). Bu nedenle, 24 saatlik suda bekletme sonucunda elde edilen bağlanma dayanımı ile uzun dönem bağlanma dayanımı farklı olabilmektedir. Hibrit tabakasının bütünlüğünün bozulması zaman içinde mikrosızıntıya, ikincil çürüklere ve restorasyonun kaybına neden olabilir. Adezivin polimerize edildiği ve edilmediği, ancak bağlanma dayanımının benzer olduğu grupların, uzun dönemde aynı performansı gösterememe ihtimali göz önünde bulundurulmalıdır.

Antibakteriyel etki nedeni ile Clearfil Protect Bond adeziv sisteminin Clearfil Esthetic Cement resin simanı ile kullanılması tercih edildiğinde adezivin polimerize edilerek simantasyon prosedürüne devam edilmesi gerekmektedir. AdheSe, Variolink II ile kullanılması tercih edildiğinde adezivin polimerize edilmemesinin yüksek bağlanma dayanımı sonuçlarına rağmen, stabil bir hibrit tabakasının olmamasının uzun dönemde restorasyonun ömrünü etkileyebilecek bir faktör olarak düşünmekteyiz.

Bu sonuç, indirekt adeziv uygulamalar için gerekli bütün özellikleri taşıyan tek bir adeziv sistem/rezin siman kombinasyonu ve tek bir teknik bulunmadığını göstermektedir. Bu nedenle, klinikte uygulanacak simantasyon tekniğinin, adeziv sistem/rezin siman kombinasyonunun özelliklerine bağlı olarak değişebildiği

unutulmamalıdır. Simantasyon için 'kullanılan materyal' temel alınarak uygulama prosedürü oluşturulmalıdır.

SONUÇLAR

Kompozit onleyilerin simantasyonunda kullanılan adezivin polimerizasyon şeklinin ve yerleştirme basıncı tekniklerinin dual-cure rezin simanların dentine bağlanma dayanımları üzerine olan etkisinin in vitro incelendiği bu çalışmada şu sonuçlar elde edilmiştir.

1) Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonunda adezivin polimerize edilmediği 40N/ 30 saniye ve 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan 1. ve 3. grupların mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (p=0,193).

2) Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonunda adezivin polimerize edildiği 40N/30 saniye ve 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan 2. ve 4. grupların mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır(p=0,292).

3) 40N/30 saniye basınç tekniği uygulanan Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonunda adezivin polimerize edildiği 2.gruba ait mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları, adezivin polimerize edilmediği 1.grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,003).

4) 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan Clearfil Protect Bond/Clearfil Esthetic Cement kombinasyonunda adezivin polimerize edildiği 4.grup ile adezivin polimerize edilmediği 3.grubun mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,08).

5) AdheSe/Variolink II kombinasyonunda adezivin polimerize edilmediği 40N/30 saniye ve 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan 5. ve 7. grupların mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (p=0,08).

6) AdheSe/Variolink II kombinasyonunda adezivin polimerize edilmediği 40N/30 saniye ve 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan 6. ve 8. grupların mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (p=0,243).

7) AdheSe/Variolink II kombinasyonunda adezivin polimerize edilmediği ve edildiği 40N/30 saniye basınç tekniği uygulanan 5. ve 7. grupların mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0,210$).

8) AdheSe/Variolink II kombinasyonunda 40N/110 saniye basınç tekniği uygulanan ve adezivin polimerize edildiği 8. grubun mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları, 40N/ 110 saniye basınç tekniği uygulanan adezivin polimerize edilmediği 7. grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,03$).

KAYNAKLAR

1. Kılıçarslan MA, Zaimoğlu A. Farklı rezin simanlar ile yapıştırılan porselen laminate veneerlerin mine ve dentindeki makaslama bağlantılarının karşılaştırılması. T Klin Diş Hek Bil 5: 99-105, 1999.
2. Van Meerbeek B, Perdiago J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent 26(1): 1-20, 1998.
3. Tyas MJ, Anusavice KJ, Frenken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry. A reiew FDI commision Project Int Dent J 50: 1-12, 2000.
4. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trend in esthetic restorations for posterior teeth. Quintessence Int 25: 659-677, 1994.
5. Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. Dent Mater 18(8): 609-621, 2002.
6. Peutzfeldt A, Asmussen E. A comparison of accuracy in seating and gap formation of three inlay/onlay techniques. Oper Dent 15:129-35,1990.
7. Touti B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. J Esthet Dent 9:108-18, 1997.
8. Opdam NJ, Roeters FJM, Verdonshot EH. Adaptation and radiographic evaluation for four adhesive systems. J Dent 25(5): 391-397, 1997.
9. Chersoni S, Supa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C. In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. J Dent Res 83: 459-64, 2004.
10. Manhart J, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Chen HY, Hickel R. A 2 year clinical study of composite and ceramic inlays. Clin Oral Invest 4: 192-198, 2000.
11. Mitchell CA. Selection of materials for post cementation. Dent Update 27(7):350-4, 2000.
12. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. J Adhes Dent 9(1): 7-10, 2007.
13. El-Mowafy O. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. J Can Assoc 67: 97-102, 2001.

14. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 13 (Spec No):60D-76D, 2000.
15. Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann JL. Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists and luting cements. *J Prosthet Dent* 69: 425-430, 1993.
16. Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent* 89: 558-564, 2003.
17. Ozturk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent* 89: 275-281, 2003.
18. Saygılı G, Fiahmalı S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all ceramic materials. *J Oral Rehab* 30:758-764, 2003.
19. Burke FJ, Watts DC, Wilson NH, Wilson MA. Current status and rationale for composite inlays and onlays. *Br Dent J* 170(7):269-273, 1991.
20. Van Dijken JWV, Höglund-Aberg C, Olofsson AL. Fired ceramic inlays: a 6 year follow up. *J Dent* 26: 219-225, 1998.
21. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 29(10): 951-955, 2002
22. Gegauff AG, Rosentiel SF, Bleiholder RF, McCafferty RJ. Substrate differences in rotary instrument testing. *J Dent Res* 68: 400(Abs no 1341), 1989.
23. Giordano R, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of alumina and glass components of In-ceram. *J Dent Res* 71: 253, 1992.
24. Jedyakiewicz NM, Martin N. The effect of surface coating on the bond strength of machinable ceramics. *Biomaterials* 22: 749-752, 2001.
25. Wagner J, Hiller K, Schmalz G. Long term clinical performance and longevity of gold alloy vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Invest* 7(2):80-5, 2003.
26. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P. Buanocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent* 28: 215-235, 2003.

27. Didier Dietschi, Roberto Spreafico. Adhesive Metal-Free Restorations. Current Concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. Quintessence Pub Co Ltd, UK, 1997
28. Prati C, Fava F, Di Goia D, Selighini M, Pashley DH. Antibacterial effectiveness of dentin bonding systems. *Dent Mater* 9: 338-343, 1993.
29. Kraivixien-Vongphantuset R, Pietrobon N, Nathanson D. Bond strength of resin cement to in-ceram core material. *J Dent Res* 71:533, 1992.
30. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Bonding to silicabased ceramics: clinical and laboratory guidelines. *Quintessence Dent Technol* 25: 54-62, 2002.
31. Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of acidic treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil* 28: 95-101, 2001.
32. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Correlation of topography to bond strength to etched ceramic. *Int J Prosthodont* 12: 59-64, 1999.
33. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthetic Dent* 73: 464-70, 1995.
34. Sato K, Matsumura H, Atsuta M. Effect of three-liquid bonding agents on bond strength to a machinable milled ceramic material. *J Oral Rehabil* 26: 570-4, 1999.
35. Kamada K, Yoshida K, Atsuta M. Early bond strength and durability of bond between a ceramic material and a chemically-cured or dual cured resin luting agent. *Am J Dent* 14: 85-8, 2001.
36. Foxton RM, Pereira PNR, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Durability of the dualcure resin cement /ceramic bond with different curing strategies. *J Adhes Dent* 4:125-35, 2002.
37. Foxton RM, Pereira PNR, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Effect of light source direction and restoration thickness on tensile strength of a dual curable resin cement to copy milled ceramic, *Am J Dent* 16(2):129-34, 2003.
38. Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence Int* 21: 823-31, 1990.
39. Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of amachinable glass-ceramic. *Dent Mater* 10: 172-7, 1994.

40. Braga RR, Ballester RY, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dent Mater* 16: 303-310, 2000
41. Burke FJT, Fleming GJP, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assesment of the current evidence. *J Adhes Dent* 4: 7-22, 2000.
42. Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent* 88: 277-284, 2002.
43. Gemalmaz D, Özcan M, Yoruç AB, Alkumru HN. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. *J Oral Rehabil.* 24: 646-651, 1997.
44. Inokoshi S, Van Meerbeek B, Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and updated software. *J Dent* 20:171-177, 1992.
45. Molin MK, Karlson SL. A randomized 5 year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems. *Int J Prosthodont* 13: 192-200, 2000.
46. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25: 324-330, 2000.
47. Hahn P, Schaller HG, Hafner P, Hellwig E. Effect of different luting procedures on the seating of ceramic inlays. *J Oral Rehabil* 27:1-8, 2000.
48. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Miada T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials* 23(1): 71-80, 2007.
49. Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindsle P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an invitro study. *J Dent* 22: 147-153, 1994.
50. El-Mowafy OM, Benmergui. Radioopacity of resinbased inlay luting cements. *Oper Dent* 19: 11-15, 1994.
51. David A Garber, Ronald E Goldstein. *Porcelain & Composite Inlays & onlays Esthetic Posterior Restorations.* Quintessence Pub Co Ltd, UK, 1994.
52. Leinfelder KF. The new developments in resin restorative systems. *J Am Dent Assoc* 128: 573-581, 1997.

53. Wendt SL. The effect of heat used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins .II-Wear, hardness and color stability. *Quintessence Int* 18: 351-356, 1987.
54. Ergüven S. Adeziv rezin ve rezin modifiye cam iyonomer simanın feldspatik seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerle olan bağlantı kuvvetlerinin in-vitro olarak değerlendirilmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İstanbul, 2005 .
55. Trushkowsky RD. Ceramic optimized polymer: the next generation of esthetic restorations- Part 1. *Compend. Contin. Educ. Dent* 18(11): 1101-1106, 1997.
56. Douglas RDF. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent* 83: 166-170, 2000.
57. Duke ES. The introduction of a new class of composite resin: Ceromers. *Compendium* 20: 246-247, 1999.
58. Vallittu PK. Prosthodontic treatment with glass fiber-reinforced resin bonded fixed partial denture: A clinical report. *J Prosthet Dent* 82:132-135, 1999.
59. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial denturee with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. *J Prosthet Dent* 91: 241-246, 2004.
60. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater* 19: 575-583, 2003.
61. Ellakwa AE, Shortall ACC, Burke FJT, Marquis PM. Effect of grit blasting and silanization on bond strengths of a resin luting cement to Belleglass HP indirect composite. *Am J Dent* 16: 53-57, 2003.
62. Santos MJMC, Navarro MFL, Tam L, McComb D. The effect of dentin adhesive and cure mode on film thickness and microtensile bond strength to dentin in indirect restorations. *Oper Dent* 30(1):50-57, 2005.
63. Frankenberger R, Sindel J, Kramer N, Petschelt A. Dentin bond strength and marginal adaptation:Direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent* 24(3):147-155; 1999.
64. McCabe JF, Rusby S. Dentine bonding-the effect of precuring the bonding resin *Br Dent J* 176: 333-336, 1994.

65. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater* 20: 862-872, 2004.
66. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ Jr, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent* 89: 551-557, 2003.67)
67. Fradeani M, Aquilano A, Bassein L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthetic Dent* 78(4): 346-353, 1997.
68. Fuzzi M, Rapelli G. Ceramic inlays: Clinical assesment and survival rate. *J Adhes Dent* 1(1):71-79, 1999.
69. Reiss B, WaltherW. Klinische Langzeitergebnisse und 10 jahres Kaplan-Meier-Analyse von computergestützt hergestellten keramikinlays nach dem Cerec-Verfahren. *Int J Computerized Dent* 3(1):9-23, 2000.
70. Scheibenbogen A, Manhart J, Kunzelmann KH, Hickel R. One year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. *J Prosthetic Dent* 80(4): 410-416, 1998.
71. Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Schmalz A. Clinical evaluation of heat-pressed glassceramic inlays in vivo: 2 year results. *Clin Oral Invest* 1(1):27-34, 1997.
72. Antonio Nanci. Ten Cate's Oral Histology Development, Structure and Function, Chapter 1. Sixth Edition, Mosby, 2003.
73. Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preperations: Thickness of pre cured dentin bonding agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent* 30(6): 747-757, 2005.
74. Van Meerbeek B, Inokshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interfussion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71(8): 1530-1540, 1992.
75. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater* 17(5): 445-455, 2001.

76. Summit JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS. Fundamentals of operative dentistry: A contemporary approach. Third Edition. Quintessence Publishing Co Inc, UK, 2006.
77. Pashley DH, Galloway SE, Stewart JF. Effect of fibrinogen in vivo on dentin permeability in the dog. *Archs Oral Biol* 29: 725-8, 1984.
78. Dagostin A, Ferrari M. Effect of resin sealing of dentin on the bond strength of ceramic restorations. *Dent Mater* 18: 304-310, 2002.
79. Stanley HR. Design of a human pulp study. 1. *Oral Surg* 25: 633-647, 1968.
80. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M & Pashley DH. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 81: 556-560, 2002.
81. Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Wadgaonkar B, Waller J, Agee K, Pashley DH. Tensile strength of mineralized/demineralized human normal and carious dentin. *J Dent Res* 84: 1075-1078, 2005.
82. Özer F, Şengün A, Öztürk B, Say EC, Tagami J. Effect of tooth age on microtensile bond strength of two fluoride-releasing bonding agents. *J Adhes Dent* 7: 289-295, 2005.
83. Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, Pashley DH. Bonding of a self-etching primer to noncarious cervical sclerotic dentin: Interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2: 9-28, 2000.
84. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. Microtensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 18: 359-369, 2002.
85. Karakaya S, Unlu N, Say EC, Özer F, Soyman M, Tagami J. Bond Strength of Three Different Dentin Bonding Systems to Sclerotic Dentin. *Dent Mater* 2008 (in press).
86. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res* 74:1679-1688, 1995.
87. Nakajima M, Kitasako Y, Okuda M, Foxton RM, Tagami J. 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, 2005.
88. Arrais CAG, Giannini M, Nakajima M, Tagami J. Effects of additional and extended acid etching on bonding to caries-affected dentine. *Eur J Oral Sci* 112: 458-464, 2004.
 89. Imizato S, McCabe JF. Influence of incorporation of bacterial monomer on curing behaviour of a dental composite. *J Dent Res* 73:1641-1645, 1994.
 90. Imizato S, Kinomoto Y, Tarumi H, Torii M, Russel RR, McCabe JF. Incorporation of antibacterial monomer MDPD into dentin primer. *J Dent Res* 76:768-772, 1997.
 91. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 25:355-372, 1997.
 92. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J Endod* 21:191-4, 1995.
 93. Pereira PNR, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 15:46-53, 1999.
 94. Nakayabashi N, Kojima K and Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16(3):265-273, 1982.
 95. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 6:45-50, 1990.
 96. Wang Y, Spencer P, Hager C, Bohaty B. Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using SEM and staining techniques. *J Dent* 34:26-34, 2006.
 97. Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J. Effect of dentin depth on hybridization quality using different bonding tactics in vivo. *J Dent* 35: 664-672, 2007.
 98. Tay FR, Sano H, Carvalho R, Pashley DH. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *J Adhes Dent* 2: 83-98, 2000.
 99. Mitchem JC, Gronus DG. Effect of time after extraction and depth of dentin on resin adhesives. *JADA* 113:285-287, 1986.

100. Suzuki T, Finger WJ. Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dent Mater* 44: 379-383, 1988.
101. Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin: effect of surface treatment, depth and position. *Dent Mater* 4:371-378, 1988.
102. Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater* 8:229-233, 1992.
103. Yoshima M, Carvalho R, Sano H, Horner J, Brewer PD, Pashley DH. Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. *Am J Dent* 8: 297-302, 1995.
104. Pereira PNR, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 15(1): 46-53, 1999.
105. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 78: 898-905, 1999.
106. Molla K, Haller B. Effect of intrinsic and extrinsic moisture on bond strength to dentin. *J Oral Rehab* 27:150-165, 2000.
107. Pashley EL, Tao L, Matthews WG, Pashley DH. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dent Mater*; 9:19-22, 1993.
108. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 6:45-50, 1990.
109. Bouillaget S, Ciucchi B, Sano H, Pashley DH. Influence of dentin thickness and region on tensile bond strength. *J Dent Res* 73:296 Abstract 1552, 1994.
110. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 75: 1404-1413, 1996.
111. Mazzitelli C, Monticelli F, Osorio R, Casucci A, Toledano M, Ferrari M. Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin *Dent Mater*. 2008 Feb 21 (Epub ahead of print).

112. Furukawa K, Inai N, Tagami J. The effect of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dent Mater* 18(2): 136-42, 2002.
113. Ogawa T, Tanaka M, Matsuya S, Aizawa S, Koyano K. Setting characteristics of five autopolymerizing resins measured by an oscillating rheometer. *J Prosthet Dent* 85: 170-176, 2001.
114. Van Dijken JWV, Horstedt P. Marginal breakdown of 5 year old direct composite inlays. *J Dent* 24: 389-94, 1996.
115. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one bottle light cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 17: 542-556, 2001.
116. Pegoraro TA, Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin N Am* 51: 453-471, 2007.
117. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin . *J Adhes Dent* 3:234-245, 2001.
118. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 84 (2):118-132, 2005.
119. Reis AF, Oliveria MT, Giannini M, De Goes MF, Rueggeberg FA. The effect of organic solvents on one bottle adhesives bond strength to enamel and dentin. *Oper Dent* 28: 700-706, 2003.
120. Abdalla AI, Davidson CL. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. *Am J Dent* 11: 281-285, 1998.
121. Swift EJ Jr. Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. *Int Dent J* 44:349-359, 1994.
122. Fogel HM, Marshall FJ, Pashley DH. Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *J Dent Res* 67(11): 1381-5, 1988.
123. Tagami J, Tao L, Pashley DH, Horner JA. The permeability of dentine from bovine incisors in vitro. *Arch Oral Biol* 34(10):773-7, 1989.

124. Özok AR, Wu MK, Wesselink PR. Comparison of the in vitro permeability of human dentine according to the dentinal region and the composition of the simulated dentinal fluid. *J Dent* 30(2-3): 107-11, 2002.
125. Itthagarun A, Tay FR. Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. *Am J Dent* 13(4):195-200, 2000.
126. Musanje L, Darvell BW. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater* 19: 414-422, 2003.
127. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin N Am* 51:677-694, 2007.
128. Abdalla AI, Feilzer AJ. Morphological characterization of the interface between self-etching adhesives and vital dentin. *Am J Dent* 20: 305-308, 2007.
129. Garcia RN, Reis AF, Giannini M. Effect of activation mode of dual-cured resin cements and low-viscosity composite liners on bond strength to dentin. *J Dent* 35(7):564-9, 2007.
130. Chigira H, Yukitani W, Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Hayakawa T, Debari K, Wakumoto S, Hisamitsu H. Self-etching dentin primers containing Phenyl-P. *J Dent Res* 73:1088-95, 1994.
131. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 73: 1212-20, 1994.
132. Tay Fr, Carvalho RM, Sano H, Pashley DH. Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent* 2:99-116, 2000.
133. Garcia NG, Reis AF, Giannini M. Effect of activation mode of dual-cured resin cements and low-viscosity composite liners on bond strength to dentin. *J Dent* 35(7):564-569, 2007.
134. Tay FR &Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems 1: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 17(4): 296-308, 2001.
135. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 30: 371-382, 2002.
136. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH. Resin infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Oper Dent* 23(4): 185-194, 1998.

137. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ, Carpenter J. Field emission scanning electron microscopy of resin dentin interface morphology of seven dentin adhesive systems. *The Journal of Adhesive systems* 2(4): 259-269, 2000.
138. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent* 32(1): 55-65, 2004.
139. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 24(1):1-13, 2005.
140. Pfeifer C, Shih D, Braga RR. Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. *Am J Dent* 16: 235-238, 2003.
141. Grégoire G, Joniot S, Guignes P and Millas A. Dentin permeability: self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent* 90: 42-49, 2003.
142. Özok AR, Wu MK, de Gee AJ and Wesselink PR. Effect of dentin perfusion on the sealing ability and the microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive. *Dent Mater* 20: 479-486, 2004.
143. Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, Pashley DH. Bonding of a self-etching primer to non-cariou cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2(1): 9-28, 2000.
144. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: an optical, micromorphological study of surface moisture in the acid-conditioned, resin dentin interface. *Am J Dent* 9: 43-48, 1996.
145. Habekost Lde V, Camacho GB, Pinto MB, Demarco FF. Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses. *Oper Dent* 31(2):204-11, 2006.
146. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res* 69:1652-1658, 1990.
147. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater* 20(4):322-9, 2004.
148. Belli S, Inokshi S, Ozer F, Pereira PNR, Ogata M, Tagami J. The effect of additional enamel etching and a flowable composite to the interfacial integrity of class II adhesive composite restorations. *Oper Dent* 26:70-75, 2001.

149. Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, Tay FR, Ferrari M. The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. *Dent Mater* 23(2):159-64, 2007.
150. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 73:1690-1702, 1994.
151. Van Dijken JW. Clinical evaluation of three adhesive systems in class V lesions. *Dent Mater* 16:285-291, 2000.
152. Browning WD, Brackett WW, Gilpatrick RO. Two year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin based composite in non-carious class V lesions. *Oper Dent* 25:46-50, 2000.
153. Molla K, Park HJ, Haller B. Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total and self etch adhesives. *J Adhes Dent* 4 (3): 171-80, 2002.
154. Swift EJ Jr. Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. *Int Dent J* 44:349-359, 1994.
155. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res* 74:1679-1688, 1995.
156. Emilson CG, Bergenholtz G. Antibacterial activity of dentinal bonding agents. *Quintessence Int* 24(7):511-5, 1993.
157. Meiers JC, Miller GA. Antibacterial activity of dentin bonding systems, resin-modified glass ionomers, and polyacid-modified composite resins. *Oper Dent* 21(6):257-64, 1996.
158. Yoshiyama M, Doi J, Nishitani Y, Itota T, Tay FR, Carvalho RM, Pashley DH. Bonding ability of adhesive resins to caries-affected and caries-infected dentin. *J Appl Oral Sci* 12:171-6, 2004.
159. Han L, Edward C, Okamoto A, Iwaku M. A comparative study of fluoride releasing adhesive resin materials. *Dent Mater J* 1:9-19, 2002.
160. Tsuchiya S, Nikaido T, Sonoda H. Ultrastructure of the dentin adhesive interface after acid base challenge. *J Adhes Dent* 6:183-90, 2004.

161. Toba S, Veerapravati W, Shimada Y. Microshear bond strengths of the adhesive resins to coronal dentin versus the floor of the pulp chamber. *Am J Dent* 16: 51A-56A, 2003.
162. Imizato S, Ehara A, Torii M, Ebisu S. Antibacterial activity of dentine primer containing MDPB after curing. *J Dent* 26: 267-271, 1998.
163. Imizato S, Kuramoto A, Takahashi Y, Ebisu S, Peters MC. In vitro antibacterial effects of the dentin primer of Clearfil Protect Bond. *Dent Mater* 22: 527-532, 2006.
164. Imizato S, Tay FR, Kaneshiro AV, Takahashi Y, Ebisu S. An in vivo evaluation of bonding ability of comprehensive antibacterial adhesive system incorporating MDPB. *Dent Mater* 7:1-7, 2006.
165. Bortolotto T, Doudou W, Stavridakis M, Ferrari M, Krejci I. Marginal adaptation after aging of a self-etching adhesive containing an antibacterial monomer. *J Adhes Dent* 9: 311-317, 2007.
166. Feuerstein O, Matalon S, Slutzky H, Weiss EI. Antibacterial properties of self-etching dental adhesive systems. *J Am Dent Assoc* 138(3):349-54, 2007.
167. Atai M, Watts DC. A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. *Dent Mater* 22(8):785-91, 2006.
168. Walmsley AD, Lumley PJ. Seating of composite inlays with ultrasonic vibration. *Dent Update* 26(1):27-30, 1999.
169. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, De Goes F. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent* 18:340-51, 2006.
170. Blalock JS, Holmes RG, Rueggeberg FA. Effect of temperature on unpolymerized composite film thickness. *J Prosthet Dent* 96:424-32, 2006.
171. Knight JS, Fraughn R, Norrington D. Effect of temperature on the flow properties of resin composite. *Gen Dent* 54:14-6, 2006.
172. Freedman G, Krejci I. Warming up to composites. *Compend Contin Educ Dent* 25:95-8, 2004.
173. Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, De Goes MF. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dent Mater* 23:1283-8, 2007.

174. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, Giudici R. Polymerization kinetics of pre-heated composites. *J Dent Res* 85:38-43, 2006.
175. Trujilo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dent Mater* 20: 766-77, 2004.
176. Lovell LG, Newmann SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature and comonomer composition on the polymerization behaviour of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 78:1469-76, 1999.
177. Cantoro A, Goracci C, Papacchini F, Mazitelli C, Fadda GM, Ferrari M. Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-etch and self-adhesive resin cements. *Dent Mater* 24: 577-583, 2008.
178. Platt JA. Resin cements: into the 21st century. *Compend Contin Educ Dent* 20:1173-8, 1999.
179. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater* 9(1):2-5, 1993.
180. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. *J Dent* 27(5):383-389, 1999.
181. Caughmann WF, Daniel ME, Cham CN. Curing potential of dual polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 85: 479-84, 2001.
182. Breeding LC, Dixon DL, Caughmann WF. Curing potential of dual polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 85:479-84, 1991.
183. Pegarro TA, de Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin N Am* 51:453-471, 2007.
184. Myers ML, Caugmann WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont* 3:149-57, 1994.
185. Braga RR, Ballester RY, Carrilho MRO. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual cure cements. *J Prosthet Dent* 81:285-9, 1999.

186. Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of light activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent* 65:512-518, 1991.
187. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil* 22:43-47, 1995.
188. Jung H, Friedl KH, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig* 5:156-161, 2001.
189. Ferrari M, Dagostin A, Fabianelli A. Marginal integrity of ceramic inlays luted with a self-curing system. *Dent Mater* 19:270-276, 2003.
190. Ferracane JL, Ferracane LL, Musanje L. Effect of light activation method on flexural properties of dental composites. *Am J Dent* 16(5):318-22, 2003.
191. Atai M, Nekoomanesh M, Hashemi SA, Amani S. Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer. *Dent Mater* 20:663-8, 2004.
192. Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins-methods comparison. *J Dent Res* 63(8):1093-1095, 1984.
193. Krejci I, Picco U, Lutz F. Dentinhaftung bei zahnfarbenen adhasiven MOD-Sofortinlays aus Komposit. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100(10):1151-1159, 1990.
194. Linden JJ, Swift EJ Jr, Boyer DB, Davis BK. Photoactivation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res* 70:1547, 1991.
195. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume and filler matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 42(3): 465-72, 1998.
196. Peters AD, Meiers JC. Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. *Am Dent J* 9:264-8, 1996.
197. Hagesawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured resin cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 66:187-92, 1991.
198. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual cure resin cement. *Oper Dent* 18: 48-55, 1993.

199. Shimura R, Nikaido T, Yamauti M, Ikeda M, Tagami J. Influence of curing method and storage condition on microhardness of dual cure resin cements. *Dent Mater* 24:70-75, 2005.
200. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 29:257-262, 2002.
201. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 20:963-971, 2004.
202. Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, Tay FR, Ferrari M. The effect of application sustained pressure on adhesive luting procedure. *Dent Mater* 23: 159-164, 2007.
203. Humplik A, Wilson PR. The effect of oscilation and low seating forces on pulpward pressure transmission and seating during cementation: a laboratuary study. *Int J Prosthodont* 14:53-7, 2001.
204. Ozcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GA, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dent Mater* 23(10):1276-82, 2007.
205. Gamborgi GP, Loguercio AD, Reis A. Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds. *J Dent* 35:371-376, 2007.
206. Gwinnett AJ, Kanca J. Interfacial morphology of resin composite and shiny erosion lesions. *Am J Dent* 5:315-7, 1992.
207. Wang T, Nakayabashi N. Effect of 2-(methacryloxy) ethyl-phenyl hydrogrn phosphate on adhesion to dentin. *J Dent Res* 70:59-66, 1991.
208. ISO Technical Report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure 1:15, 1994.
209. Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, Tay FR, Ferrari M. Effect of the seating pressure on the adhesive bonding of indirect restorations. *Am J Dent* 19(6): 333-6, 2006.
210. Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CA, Tay FR, Carvalho RM. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depth. *Am J Dent* 16(5):292-8, 2003.

211. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. 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, 2001.
212. Escribano N, Del-Noro O, de la Macorra JC. Sealing and dentin bond strength of adhesive systems in selected areas of perfused teeth. *Dent Mater* 17:149-155, 2001.
213. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* 4:231-236, 1991.
214. Nakamici I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion tests. *J Dent Res* 1983;62:1076-1081.
215. Wilder AD Jr, Swift EJ Jr, May KN Jr, Waddal SL. Bond strengths of conventional and simplified bonding systems. *Am J Dent* 11:114-117, 1998.
216. Okuda M, Nikaido T, Maruoka R, Foxton RM, Tagami J. Microtensile Bond strengths to cavity floor dentin in indirect composite restorations using resin coating. *J Esthet Restor Dent* 19:38-48, 2007.
217. Duarte RM, de Goes MF, Montes MA. Effect of time on tensile bond strength of resin cement bonded to dentine and low viscosity composite. *J Dent* 34(1):52-61, 2006.
218. Gamborgi GP, Loguercio AD, Reis A. Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds. *J Dent* 35:371-376, 2007.
219. Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, Tay FR, Ferrari M. The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. *Dent Mater* 23(2):159-64, 2007.
220. Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M, Osorio R, Taf FR, Pratti C. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dent Mater* 23:705-713, 2007.
221. Escribano N, Del-Noro O, de la Macorra JC. Sealing and dentin bond strength of adhesive systems in selected areas of perfused teeth. *Dent Mater* 17:149-155, 2001.

222. Pereira PNR, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 15(1):46-53, 1999.
223. Lopes GC, Perdigao J, Lopes Mde F, Vieira LC, Baratieri LN. Dentin bond strengths of simplified adhesives: effect of dentin depth. *Compend Contin Educ Dent*. 27(6): 340-5, 2006.
224. Hashimoto M, Ito D, Tay FR, Sviaero NR, Sano H, Kaga M. Fluid movement across the resin dentine interface during and after bonding. *J Dent Res* 83(11):843-8, 2004
225. Spencer P, Wang Y, Katz JL. Identification of collagen encapsulation at the dentin/adhesive interface. *J Adhes Dent* 6:91-95, 2004.
226. Richardson D, Tao L, Pashley DH. Permeability: effects of crown preparation. *Int J Prosthodont* 4:219-25, 1991.
227. Marshall GW. Dentin: Microstructure and characterization. *Quint Int* 24: 606-617, 1993.
228. Tay F, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003;69:729-731.
229. Prati C, Pashley D, Montanari G. Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater* 7:54-8, 1991.
230. Escribano N, de la Macorra JC. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramic. *J Adhes Dent* 8(5):337-41, 2006.
231. Hosaka K, Nakajima M, Monticelli F, Carrilho M, Yamauti M, Aksornmuang J, Nishitani Y, Tay FR, Pashley DH, Tagami J. Influence of hydrostatic pulpal pressure on the microtensile bond strength of all-in-one self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 9(5): 437-42, 2007.
232. Pashley DH, Pashley EL. Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry *Am. J Dent* 4:5-9, 1991
233. Furukawa K, Inai N, Tagami J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by in direct resin composite. *Dent Mater* 18:136-142, 2002.
234. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW Jr. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 19(8):758-67, 2003.

235. Hofmann N, Hogo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. *Eur J Oral Sci* 110:471-9, 2002.
236. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent* 13 (special issue):77-81D, 2000.
237. Hartung M, Kürschrner R. Surface hardness and polymerization heat of halogen/LED-cured composites. *J Dent Res* 80: 41-7, 2001.
238. Tarle Z, Meniga A, Knezević A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil* 29: 662-7, 2002.
239. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent* 8: 327-335, 2006.
240. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 19(1):26-32, 1994.
241. Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM. Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. *J Adhes Dent* 4(1):41-7, 2002.
242. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent* 31(1):68-77, 2006.
243. Davidson CL, Dee Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63:146-8, 1984.
244. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson Cl. Increased wall to wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 68:48-50, 1989.
245. Hahn P, Attin T, Gröfke M, Hellwig E. Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlays. *Dental Mater* 17: 191-196, 2001.
246. Lee IB, An W, Chang J, Um CM. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 2008 Apr 21 [Epub ahead of print].

247. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dent Mater* 24(5): 594-9, 2008.
248. Craig, Robert G. *Direct esthetic Restorative Materials*. Restorative Dent Mater 244-267, 2000.
249. Hickel R, Dasch W, Janda R. New Direct Restorative Materials. *International Dental Journal* 48: 3-16, 1998.
250. Leinfeder KF. Composite Resins. *Dent Clin North Am* 29: 359-371, 1985.
251. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quint Int* 24: 641-657, 1993.
252. Clearfil Esthetic Cement. Instructions for use. Kuraray Medical Inc, Japan
253. Variolink II. Instructions for use. Ivoclar, Liechtenstein.
254. Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, Gonçalves SE, Mondelli RF, Pereira JC Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. *J Prosthodont* 16(3): 172-8, 2007.
255. Osman SA, McCabe JF, Walls AW. Film thickness and rheological properties of luting agents for crown cementation. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 14(1):23-7, 2006.
256. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 20: 963-971, 2004.
257. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 93: 551-558, 2005.
258. Black S, Amoore JN. Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crown. *Physiol Meas* 14:387-392, 1993.
259. Soares CJ, da Silva GR, Fonseca RB, Quagliatto PS. Influence of time elapsed between application and adhesive polymerization on the bond strength to dentin. *Braz J Oral Sci* 17(5): 1028-1033, 2006.

260. Foxton RM, Nakajima M, Hiraishi N, Kitasako Y, Tagami J, Nomura S, Miura H. Relationship between ceramic primer and ceramic surface pH on the bonding of dual-cure resin cement to ceramic. *Dent Mater* 19: 779-789, 2003.
261. Sharp LJ, Yin R, Kang WH, 2005. Comparison of curing of resin cements. Available on site http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/techprogram/abstract_60685.html
262. Latta MA, Kelsey WP 3rd, Kelsey WP 5th. Effect of polymerization mode of adhesive and cement on shear bond strength to dentin. *Am J Dent* 19(2):96-100, 2006.
263. De Menezes MJ, Arrais CA, Giannini M. Influence of light-activated and auto- and dual-polymerizing adhesive systems on bond strength of indirect composite resin to dentin. *J Prosthet Dent* 96(2):115-21, 2006.
264. Sauro S, Pashley DH, Mannocci F, Tay FR, Pilecki P, Sherriff M, Watson TF. Micropermeability of current self-etching and etch-and-rinse adhesives bonded to deep dentine: a comparison study using a double-staining/confocal microscopy technique. *Eur J Oral Sci* 116(2):184-93, 2008.
265. Hosaka K, Nakajima M, Yamauti, Aksornmuang J, Ikeda M, Foxton RM, Pashley DH, Tagami J. Effect of simulated pulpal pressure on all in one adhesive bond strengths to dentine. *J Dent* 35:207-213, 2007.
266. Nakajima M, Hosaka K, Yamauti M, Foxton RM, Tagami J. Bonding durability of a self-etching primer system to normal and caries-affected dentin under hydrostatic pulpal pressure in vitro. *Am J Dent* 19(3): 147-50, 2006.
267. Moll K, Park HJ, Haller B. Effect of simulated pulpal pressure on dentin bond strength of self-etching bonding systems. *Am J Dent* 18(5): 335-9, 2005.
268. Thiago A, Pegoraro TA, Nelson RFAS, Carvalho RM. Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin N Am* 51 453-471, 2007.
269. Braden M, Clarke RL. Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. *Biomaterials* 5:369-72, 1994.
270. Peters AD, Meiers JC. Effect of Polymerization mode of a dual cured resin cement on time dependent shear bond strength to porcelain. *Am J Dent* 9: 264-268, 1996.
271. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual cure resin cement. *Oper Dent* 18: 48-55, 1993.

272. Shimura R, Nikaido T, Yamauti M, Ikeda M and Tagami J. Influence of curing method and storage condition on microhardness of dual cure resin cements. *Dent Mater* 24: 70-75, 2005.
273. Ibarra G, Vargas M, Armstrong SR, Cobb DS. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. *J Adhes* 4: 115-124, 2002.
274. Van Landuyt K, Padmini K, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with or without prior acid-etching. *J Dent* 34: 77-85, 2006.
275. Miguez PA, Castro PS, Nunes MF, Walter R, Pereira PN. Effect of acid etching on the enamel bond of two self-etching systems. *J Adhes Dent* 5: 107-112, 2003.
276. Lopes GC, Perdigão J, Lopes Mde F, Vieira LC, Baratieri LN, Monteiro S Jr. Dentin bond strengths of simplified adhesives: effect of dentin depth. *Compend Contin Educ Dent Jun*; 27(6):340-5, 2006.
277. Bortolotto T, Doudou W, Stavridakis M, Ferrari M, Krejci I. Marginal adaptation after aging of a self-etching adhesive containing an antibacterial monomer. *J Adhes Dent* 9:311-317, 2007.
278. Sattabanasuk V, Burrow MF, Shimada Y, Tagami J. Resin adhesion to caries-affected dentine after different removal methods. *Aust Dent J* 51(2): 162-9, 2006.
279. Uno S, Finger WJ. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quint Int* 26(10):733-738, 1995.
280. McCabe JF, Rusby S. Dentine bonding-the effect of precuring the bonding resin. *Br Dent J* 176(9): 333-336, 1994.
281. Nazmiye Dönmez, Füsün Özer. Hibrit Tabakası, özellikleri ve hibrit tabakasında gözlenen mikroskobik oluşumlar. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 24(1):57-62, 2007.

ÖZGEÇMİŞ

1974 yılında Ankara'da doğmuştur. İlköğrenimini Zonguldak Bahçelievler İlkokulu'nda, ortaokul ve lise öğrenimini ise TED Zonguldak Koleji'nde tamamlamıştır. 1997 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olmuştur. 1997 yılından itibaren Serbest Diş Hekimi olarak çalışmaktadır. 2006 yılında Yeditepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda yüksek lisans programına başlamış ve 2008 yılında tez çalışmalarına başlamıştır.