

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

**LAZER KULLANIMININ KORONAL VE KÖK KANAL DENTİNİ ÜZERİNE
UYGULANAN ADEZİVLERİN BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Zeliha Gonca BEK KÜRKÜ

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Emin TÜRKÖZ

ANKARA
Nisan 2010

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

**LAZER KULLANIMININ KORONAL VE KÖK KANAL DENTİNİ ÜZERİNE
UYGULANAN ADEZİVLERİN BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Zeliha Gonca BEK KÜRKÜ

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Emin TÜRKÖZ

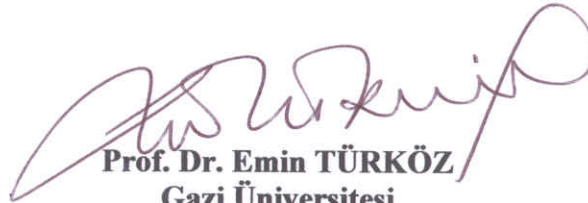
Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 03/ 2007-06 proje numarası ile desteklenmiştir

ANKARA
Nisan 2010

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

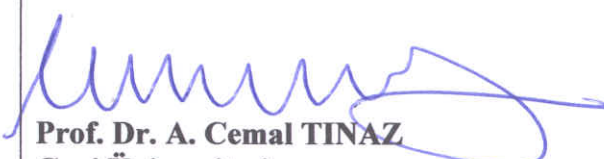
Tez Savunma Tarihi : 20/04/2010



Prof. Dr. Emin TÜRÖZ
Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı


Prof. Dr. Oya BALA
Gazi Üniversitesi


Prof. Dr. Osman Gökay
Ankara Üniversitesi


Prof. Dr. A. Cemal TINAZ
Gazi Üniversitesi


Doç. Dr. Özgür TOPUZ
Gazi Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	I
İçindekiler	II
Şekiller, Resimler, Grafikler, Tablolar	V
Semboller, Kısaltmalar	IX
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dentin	3
2.1.1. Pulpa-Dentin Kompleksinin Yapısı	3
2.2. Adezyonun Temel Kavramları	5
2.3. Dentin Adezyonu	6
2.3.1. Dentine Bağlanmadaki Sorunlar	6
2.4. Dentin Adezivlerinin Gelişimi	8
2.4.1. Birinci Jenerasyon Adezivler	8
2.4.2. İkinci Jenerasyon Adezivler	8
2.4.3. Üçüncü Jenerasyon Adezivler	9
2.4.4. Rezin-Dentin Bağlantısı İçin Güncel Görüşler	10
2.4.4.1. Dördüncü Jenerasyon Adezivler	10
2.4.4.2. Beşinci Jenerasyon Adezivler	12
2.4.4.3. Self-Etching Primer Sistemler	13
2.4.4.4. Self-Etching Adezivler, (All-In-One)	15
2.5. Estetik Dolgu Materyalleri	16
2.5.1. Kompozit Rezinler	16
2.5.1.1. Kompozitlerin Bileşimi ve Sınıflandırılması	17
2.5.1.1.1. Organik Rezinler	18
2.5.1.1.2. İnorganik Doldurucular	20
2.5.1.1.3. Polimerizasyon Yöntemleri	23
2.6. Post-kor Restorasyonlar	24
2.6.1. Post-kor Restorasyonların Endikasyonları	26
2.6.2. Post-kor Restorasyonların Kontrendikasyonları	27
2.6.3. Postların Sınıflandırılması	27
2.6.3.1. Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Postlar	28

2.7. Rezin Simanlar	29
2.8. Lazer Çeşitleri	31
2.8.1. Katı Hal Lazerleri	31
2.8.1.1. Yarı İletken Lazerler	32
2.8.2. Gaz Lazerleri	32
2.8.3. Kimyasal Lazerler	33
2.8.4. Sıvı Lazerler	33
2.9. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler	33
2.9.1 Nd:YAG Lazerler	37
2.9.2 Er:YAG Lazerleri	38
2.10. Sıvıların Viskozitesi	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1 Koronal Dentin Deneyleri	43
3.1.1 Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Deneyi	47
3.1.2. Kopma Tipinin Belirlenmesi	51
3.1.3. İstatistiksel Analizler	52
3.1.4.Tarama Elektron Mikroskobu (SEM)	53
3.2. Kök Kanal Dentini Deneyi	53
3.2.1. Push-Out Bağlanma Dayanımı Deneyi	58
3.2.2. Kopma Tipinin Belirlenmesi	59
3.2.3. İstatistiksel Analizler	61
3.2.4. Elektron Tarama Mikroskobu (SEM)	61
4. BULGULAR	62
4.1. Koronal Dentin Bulguları	62
4.1.1. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Bulguları	62
4.1.2. Kopma Tipi Bulguları	64
4.1.3. SEM Bulguları	68
4.2. Kök Kanal Dentini Bulguları	83
4.2.1. Push-Out Bağlanma Dayanımı	83
4.2.2. Kopma Tipi Bulguları	86
4.2.3. SEM Bulguları	87
5. TARTIŞMA	95
6. SONUÇLAR	111
6.1. Koronal Dentin Mikrogerilim Bağlanma Deneyi Sonuçları	111

6.2. Koronal Dentin SEM Sonuçları	111
6.3. Kök Kanal Dentini Push-Out Deneyi Sonuçları	113
6.4. Kök Kanal Dentini SEM Sonuçları	113
7. ÖZET	114
8. SUMMARY	116
9. KAYNAKLAR	118
10. EKLER	140
11. ÖZGEÇMİŞ	141

Şekiller, Resimler ve Tablolar

Şekiller

- Şekil 1:** Yüzey sertliği, sertleşme büzülmesi ve termal genleşme katsayısının inorganik doldurucu içeriği miktarına göre değişmesi
- Şekil 2:** Kompozit materyallerde kullanılan metakrilat veya akrilat rezin. 3 değişik monomerin moleküler yapısı (a) Bis GMA (Bisfenol A ve glisidilmetakrilat) (b) Üretan dimetakrilat (UDMA) (c) Trietilen glikol dimetakrilat (TEGMA).
- Şekil 3:** Geleneksel, mikrodolduruculu, hibrit kompozit materyallerin mikro yapıları
- Şekil 4:** Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boyları
- Şekil 5:** Koronal dentin deney düzeneğinin şematik gösterimi
- Şekil 6:** Mikrogerilim deneyi sonrası kopma tipleri
- Şekil 7:** Dişlerden alınan kesitlerin şematik gösterimi
- Şekil 8:** Kopma değerleri ortalamaları
- Şekil 9:** Push-out bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları grafiksel görünümü

Tablolar

- Tablo 1:** Adezivlere göre yapıştırma simanları
- Tablo 2:** Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boyları
- Tablo 3:** Koronal dentinde kullanılan adeziv sistemlerin içerikleri
- Tablo 4:** Total-etch ve self-etch adeziv sistemlerle kullanılan yapıştırma simanı
- Tablo 5:** Kopma değerleri ortalamaları
- Tablo 6:** Frez kullanarak hazırlanan dentin örneklerindeki bağlanma dayanımı
- Tablo 7:** Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerindeki bağlanma dayanımı

- Tablo 8:** Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin yüzeylerine uygulanan adezivlerin üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulandığında bağlanma dayanımı
- Tablo 9:** Dentinin Er:YAG lazerle veya tungsten karbid frezle hazırlanmasında kopma tipi oranları
- Tablo 10:** Adezivlerin üzerine Nd:YAG lazer uygulamasında kopma tipi oranları
- Tablo 11:** Dentinin frezle hazırlandığı ve dentinin Er:YAG lazerle hazırlanıp adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulanan gruplarda kopma tipi oranları
- Tablo 12:** Push-out bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları
- Tablo 13:** Adezivler bakımından incelendiğinde elde edilen push-out veriler
- Tablo 14:** Adeziv üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulaması yapılmamış örneklerden elde edilen push-out verileri
- Tablo 15:** Adeziv üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanmış örneklerden elde edilen push-out verileri
- Tablo 16:** Adezivlerin üzerine Nd:YAG lazer uygulamasında kopma tipi oranları

Resimler

- Resim 1:** Yaklaşık 1x1 mm ebatlarında elde edilen çubuklar
- Resim 2:** Mikrogerilim ölçüm cihazı
- Resim 3:** Adeziv kopma
- Resim 4:** Karışık kopma
- Resim 5:** Dentin koheziv
- Resim 6:** Kompozit koheziv
- Resim 7:** Yaklaşık 1,35 mm ebatlarında elde edilen kesitler
- Resim 8:** Push-Out test cihazı

Resim 9: Fiber post ve rezin siman arasında adeziv başarısızlık

Resim 10: Resin siman ve kök kanal dentini arasındaki adeziv başarısızlık

Resim 11: Resin siman/fiber post arasındaki kopmaya ilaveten resin siman/kök kanal dentini arasındaki başarısızlık

Resim 12: Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Single Bond uygulaması (SEM görüntüsü).

Resim 13: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Single Bond uygulaması (SEM görüntüsü).

Resim 14: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Single Bond üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulaması (SEM görüntüsü)

Resim 15: Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotchbond Multi-Purpose uygulanması (SEM görüntüsü).

Resim 16: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotchbond Multipurpose uygulanması (SEM görüntüsü)

Resim 17: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotchbond Multipurpose bondu üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulaması (SEM götüntüsü)

Resim 18: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotchbond Multipurpose primeri üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulaması (SEM görüntüsü)

Resim 19: Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE uygulanması (SEM görüntüsü)

Resim 20: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE uygulanması (SEM görüntüsü)

Resim 21: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE bondu üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulaması (SEM görüntüsü)

Resim 22: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE primeri üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulaması (SEM görüntüsü)

Resim 23: Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil S³ uygulanması (SEM görüntüsü)

Resim 24: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil S³ uygulanması (SEM görüntüsü)

Resim 25: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil S³ üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanması (SEM görüntüsü)

Resim 26: Single Bond uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Resim 27: Single Bond üzerine Nd:YAG lazer uygulanan kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Resim 28: Scotchbond Multi-Purpose uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Resim 29: Scotchbond Multi-Purpose üzerine Nd:YAG lazer uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Resim 30: Clearfil SE uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Resim 31: Clearfil SE üzerine Nd:YAG lazer uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Resim 32: Clearfil S³ uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Resim 33: Clearfil S³ üzerine Nd:YAG lazer uygulanan kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Semboller, Kısaltmalar

mm:	Milimetre
µm:	Mikrometre
nm:	Nanometre
Å:	Angström
PSI:	pound per square inch
MPa:	Megapaskal
mm Hg:	Milimetre civa
cm:	Santimetre
GPDM:	Gliserofosforik asit dimetakrilat
NPG-GMA:	N-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl)-N-phenylglycine
Ark:	Arkadaşları
HEMA:	Hidroksietil metakrilat
MDP:	Metil difosfat
Bis-GMA:	Bisfenol A ve glisidilmetakrilat
TEGMA:	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA:	Üretan dimetakrilat
SEP:	Self-etch primer
γ:	Gamma

UV:	Ultraviyole
CO₂:	Karbondiyoksit
Nd: YAG:	Neodimyum: yttrium alüminyum garnet
Er: YAG:	Erbium: yttrium alüminyum garnet
OH⁻:	Hidroksil
FDA:	Food and Drug Administration
Er,Cr: YSGG:	Erbium, Krom: yttrium, skandiyum, galyum garnet
SB:	Adper Single Bond 2
MPB:	Adper Scotchbond Multi-Purpose
CSE:	Clearfil SE Bond
CS³:	Clearfil S ³ Bond
°C:	Santigrad derece
RPM:	Revolutions per minute (devir/dakika)
SEM:	Scanning Electron Microscope
s:	Saniye
dk:	Dakika
Hz:	Hertz
N:	Normalite
EDTA:	Etilen diamin tetra asidik asit
NaOCl:	Sodyum hipoklorit
NiTi:	Nikel titanyum

mJ:	Milijoule
J:	Joule
HCl:	Hidroklorik asit
ANOVA:	Analysis of Variance
LED:	Light Emitting Diode

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinin amacı, doğru tanı ve tedavi planı sonucunda, dişlerde oluşan fonksiyon ve estetik kaybının yeniden kazandırılmasıdır.

Günümüzde gelişen teknolojik olaylar, diş hekimliğine uyarlanarak daha kaliteli ve sonuç olarak daha güvenli tedavilere doğru bir yön verilmeye çalışılmaktadır.

Restoratif dişhekimliği, yeni materyallerin bulunması, yeni çürük temizleme ve kavite preparasyonu yöntemlerinin gelişmesiyle sürekli ilerlemektedir. Diş tedavisinde, “minimal invaziv tedavi” yaklaşımları günümüzde ön planda bulunmaktadır. Minimal invaziv tedavi yöntemleriyle birlikte diş sert dokularının mümkün olduğunca korunmaya çalışılması, araştırmacıları daha konservatif olan lazer ve adeziv sistemlerinin kullanımına yönlendirmiştir.

Kompozit teknolojisi diş hekimliğinde yeni ufuklar açılmasını sağlamıştır. Estetik diş dolguları yanında endodontide fiber postların kök kanal duvarına tutunmasında da kompozit teknolojinin yeniliklerinden yararlanılmaktadır.

Adeziv restorasyonların klinik başarısının sağlanmasında, estetik restoratif materyaller ile diş yapısı arasında güçlü bir bağlanma oluşması restorasyonun uzun ömürlü olması için çok önemlidir. Zayıf bağlanma restorasyon ile diş arasında önlenemeyen mikrosızıntı ve devamında kavite duvarında renkleşme, sekonder çürükler, postoperatif ağrı ve pulpa iltihabı gibi komplikasyonları oluşturabilmektedir. İleri durumlarda ise restoratif materyalde kırılmalar ve restorasyon kaybı görülebilmektedir. Bu nedenle ideal bir restoratif materyal, diş dokularına iyi bir adezyon ile bağlanarak mikrosızıntıyı önlemelidir¹.

Tutunmanın en önemli kilometre taşlarından biri belki de başlıcası adeziv teknolojisidir. Adezivin uygulama yüzeyindeki hazırlıklar kadar, adezivlerin kendilerine ait özellikleri de sonuç üzerinde etki sahibidir.

Viskozite, bir sıvının molekülleri arasındaki iç sürtünme nedeniyle akmaya karşı gösterdiği dirençtir. Adezivin akmaya karşı gösterdiği direnç de adezivin viskozitesidir. Viskozite akışkanlığın tersidir (viskozite= 1/akışkanlık). Oda sıcaklığında suya kıyasla daha zor yayılan (viskozitesi daha yüksek olan) adezivlerin akışkanlığı ısıtıldıkça artar, diğer bir deyişle viskozitesi azalır².

Er:YAG lazer, diş hekimliğinde frezlerin yerine kullanılmaya çalışılsa da adezivlerin dentine bağlanmasında frez preparasyonları kadar iyi sonuç vermemektedir. Bu tez çalışmasında, Er:YAG lazerle prepare edilmiş dentin yüzeylerine uygulanan üç aşamalı bir total-etch adezivin, iki aşamalı bir total-etch adezivin, iki aşamalı bir self-etch primerin ve tek aşamalı bir self-etch adezivin Nd:YAG lazer uygulanarak ısıtılmasıyla, koronal dentine bağlanma dayanımlarında bir farklılık olup olmadığının incelenmesi ve frezle prepare edilmiş yüzeylerdeki bağlanma dayanımlarıyla kıyaslanması amaçlanmıştır. Çalışmada ayrıca post boşluklarına uygulanan adezivlerde aynı işlemin yarar sağlayıp sağlamadığı araştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dentin

2.1.1. Pulpa-Dentin Kompleksinin Yapısı

Dentin ve pulpa, mezodermal orijinli özelleşmiş bağ dokularıdır. Bu iki doku genellikle birlikte değerlendirilir³.

Dentin odontoblast olarak adlandırılan hücrelerce yapılır. Odontoblastlar dentin ve pulpa dokularının her ikisinin de bir parçası olarak düşünülür. Çünkü hücre gövdeleri pulpa boşluğu içindedir ama sitoplazmik hücre uzantıları kanalcıklar içinde mineralize dentine uzanır. Bu odontoblastik hücre uzantıları sayesinde dentin, fizyolojik ve patolojik uyarılara cevap veren canlı bir dokudur³.

Dentin, diş dokularının büyük bir kısmını oluşturur ve dışta anatomik kron boyunca mine ile anatomik kök boyunca da sementle örtülüdür. Dentin içte pulpa boşluğunun duvarlarını oluşturur³.

Dentin kanalcıkları, bütün dentin genişliği boyunca uzanan küçük kanallardır. Her kanalcık bir odontoblastın sitoplazmik hücre uzantısını ve fibrojen, albümin ve immünoglobülinlerden oluşan serum proteinlerini içerir. Bu proteinler kanalcıklar içine pulpa koloidal sıvısının devamı olan dentin sıvısıyla taşınır. Kanalcıkların sayısı mine-dentin birleşim bölgesinde $15-20.000/\text{mm}^2$ pulpa yakınında $45-65.000/\text{mm}^2$ ' dir. Kanalcıkların çapları da mine-dentin birleşim bölgesinden pulpa yüzeyine doğru değişir. Kanalcık çapı mine-dentin bileşiminde $0,5-0,9\ \mu\text{m}$ 'dir, pulpa yakınında çap artar ve $2-3\ \mu\text{m}$ olur³.

Dentin kanalcıklarının seyri kromda S şeklindedir fakat insizal kenarda, tüberküllerde ve kök alanında düzleşir. Kanalcıklar mine-dentin ve dentin-sement birleşimine dik sonlanır³.

Kanalıcık duvarları boyunca kanalikuli denilen küçük yan dallanmalar vardır. Mine-dentin bölgesinde bu dallanmalar artar ve anastomoz ağları oluşur³.

Kanallara dik alınan bir kesitte kanalı bir kılıf gibi saran dentin parçasına “intratübüler dentin” adı verilir. Ancak bu dentin, kanal içindeki odontoblast aktivitesi sonucu kalınlaştığı ve daha yoğun mineral içerdiği için intratübüler dentin olarak da anılır. Yine aynı kesitte intratübüler dentin halkacıkları arasında kalan ve daha az mineralize kısma da “intertübüler dentin” adı verilir. Dentinin esas yapısı intertübüler dentinden meydana gelmiştir. İntertübüler matriks tip 1 kollejenden zengindir. Hidroksiapatit kristalleri intertübüler dentinin yaklaşık 40 nm uzunluğundaki kollejen fibrillerinin çevresinde oluşur. İnatratübüler dentinin organik matriksi glikozaminoglikanlardan ve nispeten serbest kollajen fibrillerden zengindir. Kemik sialoprotein ve osteonektin de intratübüler dentin içinde yer alır. İnatratübüler dentin matriksi içinde gelişen hidroksiapatit kristalleri intertübüler dentin içinde oluşarlardan daha küçüktür. İnatratübüler dentin kollajen olmayan doğasından dolayı çürük sürecinde daha hızlı demineralize olur ve bozulur. Ancak intratübüler dentin, intertübüler dentinden daha fazla mineralize olmuştur, dolayısıyla daha serttir⁴.

İnsan dentini yaklaşık % 75 inorganik materyal, % 20 organik materyal, % 5 su ve diğer materyallerden oluşur. Dentin mineden daha az sement ve kemikten daha fazla mineralizedir. Dentin mineral içeriği yaşla artar. Bu mineral faz esas olarak hidroksiapatit kristallerinden oluşur. Dentin kristalleri mine kristallerinden daha küçüktür. Dentin kristalleri 200-1000 Å uzunluğunda ve yaklaşık 30 Å genişliğindedir. Bu boyutlar kemik ve semetinkiyle benzerdir. Organik faz ise temel olarak kollejenden oluşur³.

Dentin mineden daha yumuşak ama kemik ve sementten daha serttir. Dentinin sertliği minenin 1/5’ i kadardır. Dentin sert ve

mineralize bir doku olmasına rağmen bir dereceye kadar esnektir. 1.67 X 10⁶ psi elastisite modülü vardır. Bu esneklik daha kırılğan olan mineye desteklik sağlar. Dentinin çekme kuvveti yaklaşık 40 MPa (6000 psi)' dır. Dentinin basma kuvveti çok daha fazladır ve 266 MPa (40000 psi) 'dır³.

2.2. Adezyonun Temel Kavramları

Adezyon; iki yüzeyin bağ kuvveti, kilitlenme kuvveti veya her ikisini kapsayan arayüzey kuvvetleriyle bir arada tutunma olgusu olarak tanımlanmıştır. Adeziv genellikle visküz bir sıvıdır. İki maddeyi birleştirir ve sağlamlaştırır. Böylece bir kuvveti bir yüzeyden diğerine taşır. Tutulan ve/veya adeziv materyal aracılığıyla bağlanılan yüzey ise adherenttir. Adezyon veya adeziv kuvvet, adeziv birleşmenin yük taşıma kapasitesiyle ölçülür⁵.

Dört farklı adezyon mekanizması tanımlanmıştır⁶.

Mekanik adezyon: Maddenin veya adherentin yüzeyindeki düzensizliklerle adezivin kilitlenmesidir.

Adsorbsiyon adezyonu: adeziv veya adherent arasında kimyasal bağlantıdır. Kuvvetler primer (iyonik veya kovalent) veya sekonder (hidrojen bağları, çift kutup etkileşimi ve van der Waals) bağ kuvvetlerini içerebilir.

Difüzyon adezyonu: Hareketli moleküllerin kilitlenmesidir. Bir ara yüzeyde polimer zincir sonlarının difüzyonu sayesinde iki polimerin adezyonudur.

Elektrostatik adezyon: Bağlanma bir polimerle bir metalin arayüzeyinde oluşan elektriksel çift tabaka ile gerçekleşen adezyondur.

Rezinlerin diş yapılarına bağlanma şekilleri⁶

1) Mekanik: Rezinin penetrasyon ve diş dokusu içinde rezin uzantılarını oluşturması ile bağlanma

2) Difüzyon: Diş yüzeyine çökelen maddelere, rezin monomerlerin mekanik ve kimyasal olarak bağlanması.

3) Adsorbsiyon: Dişin inorganik (hidroksiapatit) veya organik bileşenine (çoğunlukla tip 1 kollajen) gerçekleşen kimyasal bağlanma.

4) Yukarıdaki 3 mekanizmanın birleşimi

İyi bir adezyon için adeziv ile madde (mine veya dentin) arasında sıkı bir temas olmalıdır. Üstelik adezivin yüzey gerilimi mine ve dentinin yüzey enerjisinden düşük olmalıdır. Diş yapılarına rezinin bağlanmasındaki en büyük problem, bütün metakrilat bazlı dental rezinlerin serbest radikal katılma polimerizasyonu sırasında büzülmesidir⁷. Bu nedenle dental adeziv, rezin büzlüme stresine direnecek güçlü bir başlangıç bağlanması sağlamalıdır⁸.

2.3. Dentin Adezyonu

Operatif diş hekimliğinde klasik görüş, yeni adeziv tekniklerin girişiyle tartışılmaya başlamıştır. Ama dentine adezyon hala tatminkar değildir. Adeziv materyal dentinle farklı yollarla etkileşir. Mekanik olarak, kimyasal olarak veya her ikisiyle⁹⁻¹³.

Birçok araştırmacı, dentin adezyonunun öncelikle asit dağlamayla açığa çıkan kollajen fibrillerinin içine adeziv monomerlerinin penetrasyonuna dayandığına inanır^{13,14}.

2.3.1. Dentine Bağlanmadaki Sorunlar

Mineye bağlantı daha kolay olsa da dentine bağlantıda büyük sorunlar vardır. Mine ve dentin bağlantısı arasındaki farklılıklardan birçok faktör sorumludur. Mine hacim olarak % 90' dan fazla hidroksiapatit içeren

oldukça mineralize bir doku olmasına rağmen, dentin daha fazla su ve tip 1 kollajen içerir. Dentinde yoğun bir tübüler ağ vardır. Kanalcıklar intratübüler dentin denen hipermineralize bir dentin halkasıyla sarılıdır. Daha az mineralize intertübüler dentin kollajen fibrilleri içerir. Dentin çapı 1-25 µm olan ve sıvı dolu dentin kanalcıklarının yer aldığı nemli bir dokudur. İntertübüler dentinde, komşu kanalcıklar arasında tübüller sıvının geçişine izin veren ve intertübüler anastomozu sağlayan submikronluk kanallar da bulunmaktadır. Pulpadan mine-dentin birleşim yerine doğru belli belirsiz ama sabit bir sıvı akışıyla pulpa basıncı oluşur¹⁵. Pulpa basıncı 25-30 mm Hg veya 34-40 cm H₂O' dur^{16,17}.

Dentin kanalcıkları selüler odontoblast uzantısını içerir. Bu nedenle pulpayla direkt ilişkisi vardır. Tübül lümenlerinin içinde diğer fibröz organik yapılar (*lamina limitans*) da gözlenebilir.

Adezyon diş preparasyonundan sonra geriye kalan dentin kalınlığından etkilenebilir. Bağlanma dayanımı derin dentinde, yüzeyel dentine göre daha düşüktür^{18,19}. Ancak bazı dentin adezivlerinin derin dentinden etkilendiği de iddia edilmektedir²⁰.

Diş frezle veya başka bir enstrümanla prepare edilirken yüzeyde smear tabaka denilen organik ve inorganik bileşenlerden ibaret bir tabaka oluşur^{21,22}. Smear tabaka, tıkaçlar oluşturarak dentin kanalcıklarının ağzını doldurur ve dentin geçirgenliğini düşürür²³. Bu tabakanın içeriği ana olarak hidroksiapatit ve yapısı bozulmuş kollajendir. Bu değişmiş kollajen, sürtünme ve ısı oluşumu sonucu jeletinize bir kıvamda olabilir. Smear tabakanın submikronluk porözitesi dentin sıvısının difüzyonuna kısmen izin verir²⁴.

Smear tabakanın ve smear tıkaçların asidik bir sıvıyla kaldırılması açığa çıkmış dentin yüzeyinde sıvı akışını artırır. Bu sıvı adezyonu engelleyebilir²¹. Çünkü hidrofobik rezin hidrofilik yapıya, dentin kanalcıkları içinde rezin uzantılar oluştursa bile tutunamaz²⁴.

Kanalcıkların çapı, dentin sıvısının vizkozitesi, basınç eğimi, kanalcık sıvısı içinde çözülmüş maddenin moleküler boyutu, kan damarlarıyla taşınan maddenin uzaklaştırılma oranı gibi dentin geçirgenliğini etkileyen birçok ek faktör vardır^{25,26}.

2.4. Adeziv Sistemlerin Gelişimi

1950'lerde gliserofosforik asit dimetakrilat (GPDM) içeren rezinin, hidroklorik asitle dağlanmış dentin yüzeyine bağlanabildiği bildirilmiştir²⁷. Bu ilkel adezyon tekniğinde bağlanma dayanımı suya batırıldığında oldukça düşmüştür. Bu bildiriden birkaç yıl sonra Dr. Hagger aynı monomeri sülfirik asitle kimyasal olarak aktive etmiş²⁸ ve bu birleşim daha sonra ticari olarak Sevriton Cavity Seal (Amalgamated Dental Company, İngiltere) olarak tanınmıştır.

2.4.1. Birinci Jenerasyon Adezivler

Yüzey aktif komonomer NPG-GMA 4' ün gelişimi 1. jenerasyon dentin bonding sistem olarak adlandırılan Cervident (S.S. White, ABD) kökenlidir²⁹. Teorik olarak bu komonomer diş yüzeyindeki kalsiyum ile şelat oluşturarak rezinin suya dayanıklı kimyasal bağlarını oluşturur^{30,31}. Bu materyalin *in vitro* dentin bağlanma dayanımı yalnızca 2-3 MPa' dır³². Çürüksüz servikal lezyonlarda mekanik retansiyon yapılmadan kullanıldığında, Cervident' in çok başarılı olmayan klinik sonuçlar verdiği anlaşılmıştır³³. Bunun sebebi olarak NPG-GMA ve hidroksiapatit arasında iyonik bağ oluşmadığı görülmüştür³⁴.

2.4.2. İkinci Jenerasyon Adezivler

Clearfil Bond Sistem F 1978' de Japonya' da piyasaya sunulmuştur³⁵ ve 2. jenerasyon dentin adezivlerin ilk örneği olarak kabul edilir. Bu materyal bir fosfat esteridir. (Etenol içinde Fenil-P ve

hidroksietilen metakrilat). Mekanizması rezin içinde negatif yüklenmiş fosfat grubu ve smear tabaka içinde pozitif yüklenmiş Ca iyonları arasındaki kutupsal etkiye dayanır³⁶. Smear tabaka dentin yüzeyine zayıf bağlantısı yüzünden sistemdeki en zayıf halkadır. Başarısız bağların incelenmesinde smear tabaka debrislerinin varlığı açığa çıkmıştır³⁷.

Diğer birçok fosfat-ester bonding sistemleri 1980' lerin başında tanıtılmıştır. Bunlar; Scotchbond (3M ESPE, St Paul, ABD), Bondlite (Kerr Corporation, ABD), Prisma Universal (Dentsply Caulk, ABD)' dir. Bu 2. jenerasyon dentin bonding sistemlerin in vitro bağlanma dayanımı yalnızca 1-5 MPa'dır^{38,39} ve *in vivo* tutunma için gerekli görülen 10 MPa'ın altındadır³⁸. Smear tabakaya zayıf bağlanmanın neden olduğu problemlere ek olarak, bu rezinler hidrofilik gruptan yoksundular ve asıl nemli yüzeye geniş temas açıları vardır⁴⁰. Dentini iyi nemlendirememişler ve smear tabakanın derinlerine tam penetre olamamışlardır. Dolayısıyla yüzeyel dentine ve dentin kanalcıkları içine uzanamadıklarından iyonik bağ oluşturarak bağlanma sağlayamamışlardır. Fakat Ca iyonlarıyla etkileşim sonucu smear tabakayla bağlanma meydana gelmiştir⁴¹. Bu da dolgunun tutunması için yeterli değildir.

2. jenerasyon adezivlerin 6 ay sonundaki performansları da kabul edilebilir düzeyde değildir⁴². Örneğin bonding materyali suda bekletilerek yaşlandırıldığında dentin yüzeyinden soyulma eğilimindedir. Bu da dentin ve bazı klorofosfat ester bazlı materyallerin ara yüzeyinin stabil olmadığı anlamına gelmektedir^{42,43}. Bu materyalin, mekanik tutuculuk sağlanmadan (bizotaj ve asitle pürüzlendirme) servikale yerleştirildiğinde, 2 yıl sonundaki *in vivo* performansı kabul edilemez bulunmuştur^{44,45}.

2.4.3. Üçüncü Jenerasyon Adezivler

Fosfat-ester tipi bonding ajan uygulamasından önce dentini fosforik asit ile pürüzlendirme görüşünü 1979' da Fusayama ve ark. öne

sürmüştür⁴⁶. Rezin, asitle dağlamayla açılan dentin kanalcıklarının içine akıyor olmasına rağmen rezinin hidrofobik yapısı nedeniyle bağlanma dayanımına önemli katkı sağlamamıştır^{47,48}. Ayrıca dentin yüzeyine asit uygulamanın pulpal enflamasyonu tetiklediği düşünülmüştür^{35,49}. Ama Kuraray (Osaka, Japonya) dentinin asitle dağlanması görüşünde ısrar etmiş ve 1984’ de Clearfil New Bond’u sunmuştur. Bu fosfat bazlı materyal HEMA ve uzun bir hidrofobik ve kısa bir hidrofilik bileşen içeren 10- karbon molokülü olarak bilinen 10- MDP (metil difosfat) içeriyordu³⁰.

Diğer 3. jenerasyon materyallerin birçoğu smear tabakayı tamamen uzaklaştırmamıştır. Yerine smear tabakayı modifiye eden fenil-P veya PENTA (Dipentaeritritol penta akrilat monofosfat) gibi asit monomerlerin penetrasyonuna izin veren materyaller tercih edilmiştir. Laboratuar sonuçlarına rağmen bonding mekanizmalarının bazıları asla klinik olarak yeterli bulunmamıştır⁵⁰.

Smear tabakanın asidik primerle muamele edilmesinde % 2,5’ luk maleik asidin sulu solüsyonu, % 55’ lik HEMA ve metakrilik asit (Scotchbond 2; 3M ESPE, ABD) önerilmiştir. Scotchbond 2 American Dental Association tarafından “geçici” ve “tam kabul edilen” ilk dentin bonding sistemdir⁴⁵. Üreticiler bu tip smear tabaka muameleleriyle dentinin pürüzlendirilmesi felsefesini Japonya’ da savunmuşlardır. Avrupa ve Amerika’ da daha dikkatli yaklaşımlar savunulmuştur. Sonuç hafif demineralize olmuş modifiye bir smear tabakanın korunmasıdır. Klinik sonuçlar değişkendir. Bazıları iyi performans⁴⁵ bazıları zayıf performans⁴⁴ bildirmiştir.

2.4.4. Rezin-Dentin Bağlanması İçin Güncel Görüşler

2.4.4.1. Dördüncü Jenerasyon Adezivler

Smear tabakasından, dentin geçirgenliğini azaltan bir “difüzyon bariyeri” gibi görev yapmasını beklerken, rezinin altındaki dentin

dokusuna rezinin bağlanmasına izin vermesi için, uzaklaştırılması gereken bir engel olarak da görülür. Bu düşünceden yola çıkılarak 4. jenerasyon dentin adezivler, asitle dağlanmış dentin yüzeyinde kullanılması için piyasaya çıkarılmışlardır⁵¹. Asitle dağlama yoluyla smear tabakanın uzaklaştırılması rezinin dentine bağlanmasında önemli gelişmeler sağlamıştır⁵²⁻⁵⁵. Bu teknikte, mine ve dentin aynı anda asitle dağlanır ve bu teknik total-etch veya etch & rinse olarak adlandırılır. Bu, dentine bağlanma sağlamada 1990' lardan bugüne kadar kullanılan en yaygın tekniktir.

Dentine asit uygulama kısmen veya tamamen smear tabakayı uzaklaştırır ve altındaki dentini demineralize eder³⁷. Asitler intertübüler ve intratübüler dentini demineralize eder, dentin kanalcık ağzıklarını açar, kollajen ağını açığa çıkarır ve intertübüler dentinin porözitesini artırır^{13,56}. Dağlama asidin tipine, uygulama zamanına ve konsantrasyonuna bağlı olarak dentini değişik oranlarda demineralize eder^{13,57,58}. Fosfat ester tipi adezivin uygulanmasından önce, fosforik asitle dentinin ve minenin dağlanması yani total-etch fikri ilk kez Japonlar tarafından ortaya atılmıştır⁴⁶.

İlk adezivlerde dentin kanalcıkları içine penetrasyon görülmesine rağmen bu adezivlerde asitle dağlama, fosfonat rezinin hidrofobik doğası nedeniyle bağlanma dayanımında önemli bir gelişme sağlayamamıştır⁴⁸. Ayrıca 1970' lerin ortasında bazı araştırmacılar dentini asitle dağlamanın enflamatuar pulpa cevabının tetikleyebileceğini öne sürmüşlerdir^{35,49}. Bu nedenle total-etch tekniği Avrupa ve Amerika' da kolay kabul görmemiştir. Ancak total-etch adeziv sistemler *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarda mekanik olarak başarılı bulunmuştur^{45,55,59}. Klinikte ağızda durma oranı %100' e yakındır. Makaslama bağlanma dayanımı 17-30 MPa 'dır. Bu değerler minede elde edilene yakındır⁶⁰⁻⁶².

All-Bond 2 (Bisco, ABD), Optibond FL (Kerr Corporation, ABD), Scotchbond MP (3M ESPE, ABD) gibi 4. jenerasyon adeziv sistemler 3 esas bileşen içerir ve çoğunlukla 3 aşamalı total-etch sistemler olarak tanımlanırlar. 3 esas bileşen; yıkayarak uzaklaştırılan fosforik asit dağlama jeli (1), etanol, aseton veya su içinde hidrofilik monomer içeren primer (2) ve genellikle HEMA gibi hidrofilik molekül ve Bis-GMA gibi hidrofobik monomer içeren dolduruculu veya doldurucusuz bonding ajandır (3).

Asitle dağlama aşaması dentin dokusunun mineral içeriğini değiştirmekle kalmaz dentinin serbest yüzey enerjisini de değiştirir^{12,51}. Yüzey enerjisi değiştirmek istenilmeyen bir etkidir; çünkü iyi bir ara yüzey teması için adezivin düşük yüzey enerjisine ve dokunun yüksek serbest yüzey enerjisine sahip olması gerekir^{12,39,43}. Dental materyaller arasında hidroksiapatit ve cam iyonomer siman yüksek enerjili maddelerdir. Bunun aksine kollajen ve kompozit düşük yüzey enerjisine sahiptir⁵. Sonuç olarak dentin yüksek yüzey enerjili hidroksiapatiti ve düşük yüzey enerjili kollajenin her ikisini de içerir. Asitle pürüzlendirmeden sonra açığa çıkan yoğun kollajen ağı düşük yüzey enerjili bir yapıdır⁴³. Dentin yüzeyine adezivin yayılma kabiliyeti ve aynı yüzeydeki kalsiyum konsantrasyonu arasında korelasyon vardır⁶³. Üç aşamalı sistemlerdeki primer, dentinin kritik yüzey enerjisi arttırmak için tasarlanmıştır. Dentinin yüzey enerjisiyle bağlanma dayanımı arasında direkt korelasyon olduğu gösterilmiştir⁶⁴.

Primer ve bonding ajan, dağlanmış dentine uygulandığında, intertübüler dentine penetre olarak rezin-dentin interdifüzyon alanı veya hibrit tabakayı, açık dentin kanalcıklarına penetre olarak da rezin uzantıları oluştururlar.

2.4.4.2. Beşinci Jenerasyon Adezivler

Günümüzde *in vitro* dentin bağlanma dayanımı, mine bağlanma dayanımına yaklaştırıldı⁶⁵. Çoğu araştırma ve gelişme adezivleri

basitleştirme üzerine odaklandı. Neredeyse bütün dental materyal üreticileri basitleştirilmiş total-etch adeziv sistemleri piyasaya sürdü. Bunlar, primer ve bonding ajan tek bir solüsyon içinde birleştirildiğinden tek şişe sistemler olarak da adlandırılırlar. Ayrıca bu sistemlerde dentinin asitle dağlama aşaması gerekmektedir. One-Step Plus, All-Bond 2 (Bisco, ABD) , Prime & Bond NT (Dentsply Caulk, ABD), Adper Single Bond Plus (3M ESPE, ABD), OptiBond SOLO Plus (Kerr Corporation, ABD), PQ1 (Ultradent Production, ABD), Exite (Ivoclar Vivadent, Principality of Liechtenstein), Bond 1 (Pentron Clinical, ABD), One Coat Bond (Coltene/Whaledent Inc, ABD) ve Gluma Comfort Bond & Desensitizer (Heraeus Kulzer, Almanya), Solobond (Voco, St.Paul, ABD) tek şişe total-etch adezivlere örnektir.

2.4.4.3. Self-Etching Primer Sistemler

İlk üretilen total-etch adeziv sistemlerde geleneksel % 30-40' lık fosforik asitten daha düşük konsantrasyonda bir asit ajan kullanılmıştır. Bazı çalışmalar mineye 15 s düşük konsantrasyondaki asit (% 2.5' luk nitrik asit, % 10' luk sitrik, % 10' luk fosforik asit, % 10' luk maleik asit) uygulamasının % 30-40' lık fosforik asit uygulaması kadar etkili olduğunu bildirmiştir^{60,61,66-69}. Ancak bazı çalışmalarda ise bağlanmanın azaldığı gösterilmiştir⁷⁰⁻⁷³. Klinik olarak, zayıf asit kullanıldığında buzlu mine görüntüsü elde edilmez. % 10' luk maleik asitle veya 15 s % 10' luk fosforik asitle pürüzlendirilmiş mine, 15 s % 30' luk fosforik asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyi görüntüsü göstermez. Bu zayıf asitlerin uzun dönem klinik sonuçları henüz bilinmemektedir³.

Daha yakın zamanda Japonya' da self-etch primerler geliştirilmiştir. Bu asidik primerler, dentin ve mineyi dağlayan (etching) ve hazırlayan (priming) 2 fonksiyonlu bir fosfonat rezin molekülü içerir. Geleneksel dağlayıcılara zıt olarak self-etch primerler (SEP) yıkanmaz. SEP' lerin bağlanma mekanizması mine ve dentini aynı zamanda dağlama

ve hazırlamaya dayanır. Self-etch primerler doku (mine, dentin) içinde devamlılık oluşturur ve rezin uzantılar içindeki smear tıkaçlarla birleşme sağlar^{74,75}. Tekniğin basitleştirilmesinin yanında, adezyonu etkileyebilecek aşırı ıslatma (overwetting) veya aşırı kurutma (overdrying) oluşturacak yıkama ve kurutma basamakları kaldırılmıştır^{53,54}. SEP' lerin içeriğinde, asidik monomerleri iyonize etmek ve diş sert dokusunu demineralize etmek için su bulunmaktadır. Bundan dolayı SEP' ler doku neminden daha az etkilenirler.

SEP' ler prepare edilmemişse mineyi fosforik asit kadar iyi dağlayamazlar ve mine kenarlarının sızdırmazlığını tehlikeye atabilirler^{76,77}.

Adper SE Plus (3M ESPE, ABD), Adhese, Syntac (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn Prensiği), Clearfil Protect Bond, Clearfil Liner Bond 2 V, Clearfil SE (Kuraray Dental, Japonya), Probond (Caulk/Dentsply, ABD), A.R.T Bond (Coltene Whaledent, İsviçre) SEP' lere örnek olabilecek ürünlerdir.

Clearfil SE Bond bir fosforik asit monomeri içerir (10-MDP) ve fosforik asit dağlama jelinden daha yüksek pH'a sahiptir⁷⁸. % 34-37' lik fosforik asidin pH' ı 0,5 oranında olmasına rağmen Clearfil SE Primeri 1.9-2.0 pH' a sahiptir^{56,79}. SEP' ler asiditesine göre hafif, orta ve kuvvetli olarak bulunabilirler. Clearfil SE Bond orta bir SEP' dir⁷⁹. Orta SEP' ler iyi dentin bağlantısı ve zayıf mine bağlantısı sağlar. Daha kuvvetli self-etch sistemler ise tam tersini sağlar.

SEP' ler total-etch sistemlere göre daha az teknik hassasiyet gerektirir. Ayrıca demineralizasyon ve rezin infiltrasyon derinliği arasında daha iyi uyum vardır⁷⁸. Çünkü SEP' ler dentini aynı anda demineralize eder ve infiltre olur.

Bazı SEP' ler yıkanmayan düzelticiler (conditioner) veya self-priming etchantlar olarak adlandırılırlar. NRC, Non Rinse Conditioner (Dentsply) ve Tyrian SPE (Bisco) bu sistemlere örnektir. NRC ve Tyrian SPE uygulamasını takiben, bir bonding ajan uygulaması yapılır. Yıkanmayan düzelticiler yüksek bağlanma dayanımı sağlayamamışlardır⁸⁰.

2.4.4.4. Self-Etching Adezivler, (All-In-One)

Dağlama (etching), hazırlama (priming) ve bağlama (bonding) basamaklarını birleştiren, yıkama basamağı olmayan, self-etch materyallerin gündeme gelmesi, tek şişe ürünleri popüler hale getirmiştir. Geleneksel adeziv sistemlere karşı hepsi bir arada (all-in-one) adezivler kompozit restoratif materyalle direkt temas eden iyonik monomerler içerir^{81,82}. Reaksiyona girmemiş asidik monomerler, hepsi bir arada (all-in-one) adezivler ve self-cure ve dual-cure kompozitler arasındaki uyumsuzluktan kısmen sorumludur⁸². Ayrıca all-in-one adezivler rezin-dentin ara yüzeyinin hidrolitik bozulmasına (degradasyon) neden olan yarı geçirgen bir membran gibi davranırlar⁸³. Rezinin hidrofilik monomerleri genellikle organofosfatlar ve karboksilatlardır. Bu resin monomerlerin bazıları çok hidrofiliktir ve su degradasyonuna neden olurlar⁸⁴.

Dağlama (etching), hazırlama (priming) ve bağlama (bonding) fonksiyonlarını bir solüsyonda barındıran all-in-one adezivler şunlardır: Adper Prompt L-Pop (3M ESPE, ABD), Brush&Bond (Parkell Inc, ABD), iBond (Heraeus Kulzer, Almanya), On-up Bond F (Tokuyama Dental, Japonya), Xeno III (Dentsply DeTrey, Almanya), Clearfil S³ Bond (Kuraray, Japonya), GBond (GC America, ABD), Optibond all-in-one (Kerr Dental, ABD), Futurabond (Voco, Almanya), Hytac (3M ESPE, ABD), AQ Bond (Sun Medical, Japonya).

SEP sistemlerde olduğu gibi all-in-one adezivlerin de pH' ları klinik özelliklerini etkiler. Prompt-L-Pop fosforik asitle dağlama basamağı ayrı olan adezivlerin sağladığı benzer mine bağlanma dayanımı

sağlamasına rağmen dentin bağlanma dayanımı anlamlı derecede düşüktür⁸⁵.

All-in-one adezivler dentin yüzeyini uniform olarak kaplayamazlar. Prompt-L-Pomp üzerine yapılan bir çalışmada sınıf 5 restorasyonun 1 yıllık takibinde % 35' lik başarısızlık bildirilmiştir⁸⁶.

2.5. Estetik Dolgu Materyalleri

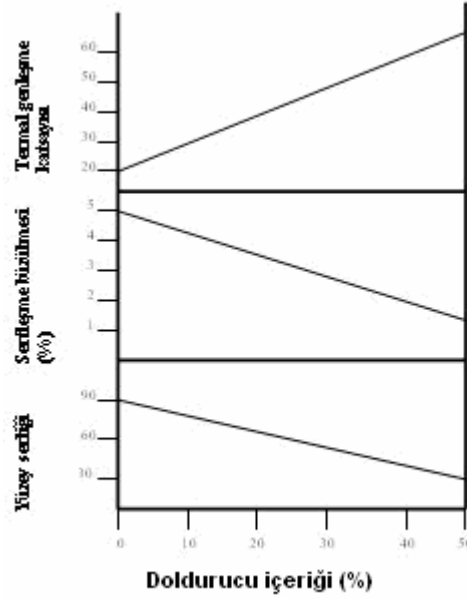
Amalgama alternatif olarak üretilen ve uzun yıllardan beri estetik dolgu materyali olarak kullanılan kompozit rezinler, formülasyonlarındaki değişiklikler ile geliştirilen fiziksel özellikleri, diş sert dokularına adezyonları ve geniş renk skalasına sahip estetik görünümleri ile üstünlüğe sahiptirler.

Estetik amaçlı dolgu maddeleri tarihsel gelişimlerine göre silikat simanlar, akrilik rezinler ve kompozit rezinler olarak sınıflandırılırlar⁸⁷.

2.5.1. Kompozit Rezinler

Kompozit bir materyal en az iki farklı faz içeren ürünlerdir. Farklı yapı ve özellikteki bileşenlerin karıştırılmasıyla oluşur. Kompozit dolgu materyalinin 2 ana bileşeninden biri rezin faz diğeri güçlendirilmiş dolduruculardır. Rezinin yararlı özelliği ortam ısısında biçimlenme kabiliyetidir. Doldurucunun yararlı özelliği ise sertlik, dayanıklılık, düşük genleşme katsayısıdır. Doldurucular, kompozit materyal hacminde ne kadar fazla miktarda yer alırsa o kadar düşük sertleşme büzülmesi oluşur. Doldurucunun etkisi tipine, şekline, büyüklüğüne, miktarına ve rezine bağlanabilmesine bağlıdır⁸⁷.

Rezin partikülleri cam doldurucular içerirse termal genleşme katsayısı, sertleşme büzülmesi ve yüzey sertliği gibi 3 özellik Şekil 1' de çizilen grafik gibi değişir.



Şekil 1: Yüzey sertliği, sertleşme büzülmesi ve termal genleşme katsayısının inorganik doldurucu içeriği miktarına göre değişmesi

Diğer ısısal ve mekanik özellikler benzer şekilde değişir. Dayanıklılık ve elastisite modülü doldurucu eklenmesiyle artar. Aşınmaya direncide yüzey sertliğinin artmasına bağlı olarak artar. Eğer ek doldurucular yarı saydamsa rezinin optik özellikleri artar ve ürünü daha doğal gösterir⁸⁷.

Kompozit materyalde kullanılan organik rezin, metakrilat monomerleridir. Geçmiş ürünlerde basit metilmetakrilat kullanılırken günümüzde çoğu materyalde dimetakrilat kullanılmaktadır. Bu monomerler sertleşme sırasında daha az büzülmeye uğrar ve polimetilmetakrilatlardan daha iyi mekanik özellik oluşturacak 3 boyutlu çapraz bağlantı kurar⁸⁷.

2.5.1.1. Kompozitlerin Bileşimi ve Sınıflandırılması

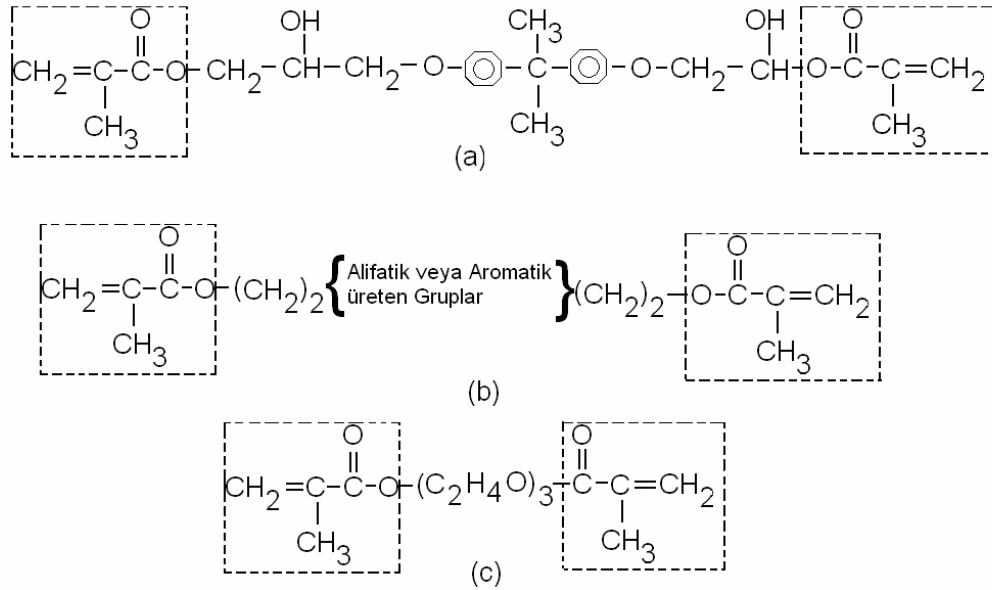
Bütün dental kompozitler organik rezin ve inorganik dolduruculardan oluşur. Materyali tanımlamak için doldurucu partikül büyüklüğü ve aktivasyon yöntemleri dikkate alınır⁸⁷.

2.5.1.1.1. Organik Rezinler

Hepsinin içinde değişik bir metakrilat veya akrilat bulunmasına rağmen rezinin doğası bir üründen diğerine değişir. Şekil 2' de en çok kullanılan Bis GMA, üretan dimetakrilat monomerlerinin molekül yapıları verilmiştir. Diğer iki monomerle birlikte trietilen glikol dimetakrilat (TEGMA) komonomeri, karışmamış materyalin vizkositesini kontrol etmekte kullanılır. Bu monomerler ve komonomer çift fonksiyonlu metakrilatlardır. Her C-C çift bağı serbest radikal ek polimerizasyonda yer alır ve sertleşmeden sonra kuvvetli çapraz bağlı rezini oluşturur. Bis GMA çift fonksiyonlu bir metakrilattır ve normal olarak bisfenol A ile glisidimetakrilat arasındaki reaksiyonla oluşur. Moleküllere katılık veren iki fenil grubuna sahiptir ve hidroksil grupları ile hidrojen molekülleri arasında bağlantıyı sağlar. Bu şekilde elde edilen kıvamdaki bir materyal ile doldurucu partiküllerini karıştırmak zordur ve üreticiler normal olarak visküz yapıyı seyreltmek için TEGMA benzeri maddeler kullanırlar. Üç kısım Bis GMA bir kısım TEGMA karışımı doldurucularla karıştırılır. Bazı ürünlerde Bis GMA yerine Bis MA kullanılır. Bu da Bis GMA ya benzerdir, fakat bunda hidroksil grupları yoktur.

Üretandimetakrilat (UDMA) monomerler yapı itibariyle alifatik veya aromatik olabilirler. Bunların tipik merkezi grubunun yapısı (Şekil 2)

$$-O-CO-NH-CH_2-CH(CH_3)-CH_2-C(CH_3)_2-CH_2-NH-CO-O-$$
 şeklindedir.



Şekil 2: Kompozit materyallerde kullanılan metakrilat veya akrilat rezin. 3 değişik monomerin moleküler yapısı (a) Bisfenol A ve glisidilmetakrilat (Bis GMA) (b) Üretan dimetakrilat (UDMA) (c) Trietilen glikol dimetakrilat (TEGMA).

Bu tipteki alifatik monomerler nispeten daha düşük kıvama sahiptir ve sulandırıcı olarak ek monomer kullanımına gereksinim duyulmamasına rağmen bazı üreticiler bunlarda da sulandırıcı monomerler kullanmayı tercih etmektedirler. Aromatik gruba sahip üretan dimetakrilat monomerler daha karmaşık yapıya sahiptirler ve kıvamları daha yüksektir. Bunlar kesinlikle sulandırıcı monomerlere ihtiyaç duyarlar.

Hazırlık aşamasında monomer veya ek olarak kullanılan monomerlerin moleküllerinin büyüklüğü kıvamdaki katılaşma nedeniyle hızla iki katına çıkar. Akrilatın konsantrasyonunun artmasına sebep olur veya metakrilat grupların reaksiyona girmesini engeller. Bu olay sonucunda reaktif metakrilat grupların kıvamın artması nedeniyle reaksiyona girmesi oldukça zorlaşır.

Polimerize kütlenin cam geçiş ısısı çevre ıssına eriştiğinde, difüzyon hızı belirgin şekilde azalır ve artık çok az reaksiyon gerçekleşir. Dolayısıyla reaksiyon sağlamak için materyalin çevre ıssının üzerinde ısıtılması gerekir, böylece reaktif grupların hareketlenmesi sağlanır. Bu tip ısıtmalar doğrudan kompozit dolgu yaparken gerçekleştirilemez. Fakat inley veya onley uygulamalarında kullanılabilir⁸⁷.

2.5.1.1.2. İnorganik Doldurucular

Kompozit materyalin özelliğini içindeki partikülün tipi, yoğunluğu, büyüklüğü ve eşdeğer kütleli partiküllerin dağılımı gibi faktörler etkiler. Doldurucu olarak quartz, erimiş silika, aminosilikat ve borosilikat içeren cam kullanılır.

Birinci nesil kompozit materyaller ağırlıkça % 60-80 oranında 1-50 µm partikül büyüklüğünde quartz ve cam içerir. Partikül büyüklüğü dağılımı değişkendir. Bu doldurucu partikülleri içeren kompozitlere geleneksel kompozitler denir. Doldurucunun rezine bağlanmasını arttırmak için doldurucu partiküller rezinle karışmadan önce özel bir işleme tabi tutulurlar. Bu işlemde partiküllerin üzeri bağlayıcı ajanla kaplanır. Silanizasyon olarak da adlandırılan bu bağlantı organosilan bileşikleriyle gerçekleşir. Bağlayıcı ajan olarak genellikle γ-metakriloksiopropiltrimetoksisilan $(CH_2=C(CH_3)CO_2(CH_2)_3Si(OCH_3)_3)$ kullanılır. Bu molekül çift fonksiyonludur. Bir uçlarındaki hidroksil grupları ile cam ve quartz gibi inorganik partiküllere, diğer uçlarındaki metakrilat grupları ile de karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse bağlanır ve birleştirici görev yaparlar. Bu molekül doldurucu ile rezin arasında bağlantıyı kurar⁸⁷.

Günümüzde daha küçük partiküllerin kullanımı tercih edilmektedir. Cam ve quartz esaslı doldurucuların kullanıldığı çoğu kompozitte partikül boyutu 1-5 µm ile sınırlıdır⁸⁷.

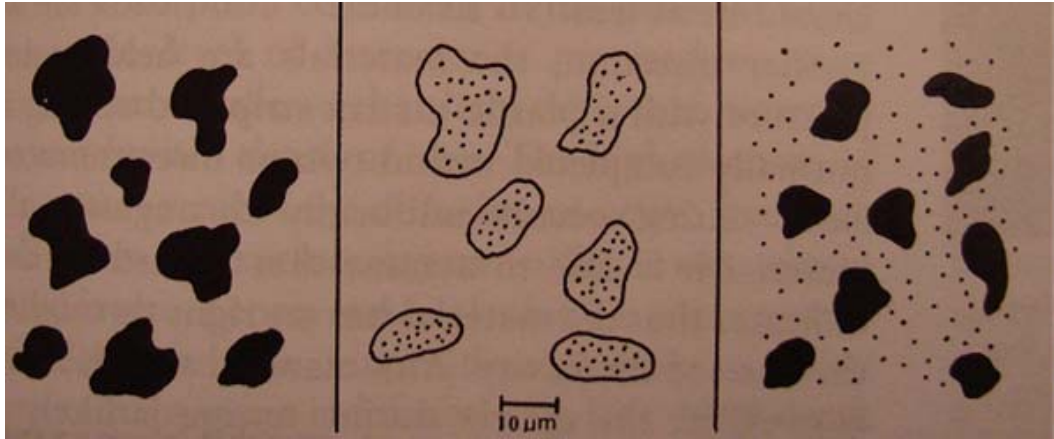
Diğer bir gelişme submikron silika partikülleridir. Bu materyaller mikrodolduruculu kompozitler olarak anılırlar. Ortalamaları 0.04 μm olan 0.01-0.1 μm çap aralığında silika partikülleri kullanılır. Çok küçük boyuttaki, kolloidal silika partikülleri, bir arada toplanma eğilimine sahiptir⁸⁶. Küçük partikülleri rezinle karıştırmak güçtür. Doldurucu içerikleri ağırlıkça % 30-60 oranında kalır.

İdeal olan silika partiküllerinin, rezin matriks içerisine büyük miktarlar halinde eklenmesidir. Fakat bu durumun gerçekleştirilmesi monomer tarafından ıslatılması gereken yüzey alanının büyük olması ve özellikle de kolloidal partiküller içerisinde yer alan polimer benzeri zincirlerin oluşumu nedeni ile çok kolay değildir. Bu olay gereksiz kalınlığa neden olur. Yapı içerisindeki doldurucu miktarını arttırmak ve silika dolduruculu homojen ideal bir rezin elde etmek için çeşitli metotlar kullanılabilir. Kolloidal silikanın sıkıştırılması ve onlarca mikrometre boyutunda partiküller elde edilmesi bu amaç için uygulanabilen bir metottur. Azalmış yüzey alanı ile sonuçlanan bu geniş kümeler, yapı içerisine daha çok doldurucu katılmasını sağlamaktadır⁸⁸. Bununla beraber, yapı içerisindeki doldurucu oranını arttırmanın en bilinen ve kullanılan yolu ise yapı içerisine daha önceden polimerize edilmiş yüksek silika doldurucu içeren blokların eklenmesidir. Bu bloklar talaşlanır ve her biri 100 μm silika içeren rezin partikülleri elde edilir. Bu partiküller pat içindeki monomer, komonomer, başlatıcı veya aktivatör ile karıştır⁸⁷.

Kompozitlerin 3. serisinde geleneksel cam ve quartz partiküllerinin yanında submikron, parçacıklı silika karışımı bir arada bulunur. Bu ürünlere hibrit kompozitler denir. Kullanılan doldurucuların % 75' i geleneksel boyutta (1-50 μm) % 8 'i submikron boyuttadır (0.04 μm). Doldurucu içerikleri ağırlıkça % 83 ve daha fazlasını oluşturur⁸⁷.

Bazı hibrit ürünler 3 farklı boyutta doldurucu karışımdan oluşur. Bu en olası hacimde en etkili doldurucu miktarını sıkıştırmaya

imkan verir ve ağırlığın % 90' dan fazlasının doldurucu olmasını sağlar. Şekil 3 'te kompozit materyallerin mikro yapıları şematik olarak gösterilmektedir. Modern kompozit formülleri partikül çapı ve şeklinin kontrol edilmesini içeren yeni metotlar ile üretilmektedir. Bunun yanı sıra geleneksel mikro dolduruculu ve hibrit ürünler arasındaki bilinen sınırlar bu yeni yöntemlerde görülmemektedir. Sol gel teknoloji ve jet blasting teknikleri (ıslak teknikler) yoluyla toz akımları diğer akımlarla karşılaşacak şekilde püskürtülür ve bu sayede partikül çapı küçültülebilir ve partikül şekli kontrol altına alınır; böylelikle de üretici doldurucu içeriğini ve doğasını her yönüyle uygun hale getirebilir.



Şekil 3: Geleneksel, mikrodolduruculu, hibrit kompozit materyallerin mikro yapıları

Bir μm çapından daha küçük partiküllerin kullanıldığı kompozitlere nanokompozitler denir. Bu kompozitlerin özellikleri yeni bir ürün gibi düşünülmediğinden mikrodolduruculu ve hibrit materyal grupları arasında tanımlanır.

Kompozit materyalleri diğer bir sınıflandırma yöntemide manüplasyon özelliğine göre yapılır. Çok visköz kompozitler tepilebilir olarak tanımlanırken, daha akıcı olanlar ise akışkan kompozitler olarak tanımlanırlar. Tepilebilir veya kondanse edilebilir kompozit rezinler hibrit kompozit rezinlerin özel bir grubudur. Bu materyaller ilk olarak 1990' ların sonlarına doğru kullanıma sunulmuştur. Bu kompozit rezinler, yapı

içerisine yaklaşık 100 µm uzunluğunda, fibröz doldurucu partiküller eklenerek ve/veya materyalin akışkanlığı azaltılarak elde edilirler. Akışkan kompozitte ise küçük partiküllü doldurucu içeren kompozit materyal ile hibrit kompozit materyalin modifikasyonu sonucu ortaya çıkmıştır. Materyalin akışkanlığının sağlanması için içerdiği doldurucu oranı azaltılmıştır⁸⁸.

2.5.1.1.3. Polimerizasyon Yöntemleri

Polimerizasyon, kimyasal olarak biri başlatıcı diğeri aktivatör içeren iki bileşenin karışımıyla veya dışardan ultraviyole veya görünür ışık uygulamasıyla aktive olan bir aktivatör ile aktive edilebilir. Geleneksel ‘görünür ışık aktivasyonu’ için mavi ışık kaynağı olarak quartz tungsten halojen lamba kullanılır. Ayrıca kompozit rezinin polimerizasyonunda LED, plazma ark, lazer de kullanılabilir.

Kimyasal aktivasyon için birçok farklı yöntem vardır. İki patlı sistemler en çok kullanılan yöntemdir. Her pat rezin ve doldurucu karışımını içerir. Bir pat % 1’ lik peroksit başlatıcı (benzoil peroksit gibi) içerirken diğeri pat % 0,5’ lik tersiyer amin aktivatörü (p-tolil dietenol amin içinde N,N’dimetil-p-toulidin gibi) içerir. Ortaya çıkan reaksiyon serbest radikal ek polimerizasyonudur⁸⁷.

Kimyasal olarak aktive olan sistemler aşağıdaki gibidir:

1) Toz/likit sistemleri; tozda doldurucu partiküller ve peroksit başlatıcıları içerirken likit monomer, komonomer ve kimyasal aktivatör içerir.

2) Pat/likit sistemleri; pat monomer, komonomer, doldurucu ve peroksit içerirken likit monomer ve kimyasal aktivatör içerir.

3) Doldurucunun peroksitle karıştığı kapsüllü materyallerde aktivatör içeren monomer ve komonomerler başlangıçta bir kapsülle

ayrıdır. Kapsülün iki parçasının arasındaki mühür kırılınca reaktif bileşenler temas ederler ve mekanik olarak karışırlar.

Işıkla aktive olan materyaller monomer, komonomer, doldurucu ve yoğun görünür ışık veya ultraviyole ışıkta stabil olmayan bir başlatıcı içeren tek bir pattan oluşur. UV ile aktive olan materyallerde genellikle başlatıcı olarak benzoin metil eter kullanılır. UV aralıkta seçilmiş dalga boyunda bu moleküller ışını emer ve bağlar koparak serbest radikaller oluşur. Radikaller polimerizasyonu başlatır ve vinil monomerleriyle aynı yolla polimerizasyon devam eder.

Görünür ışıkla aktive olan materyallerin başlatıcı sistemleri diketon ve bir amin karışımından oluşur. Kamforokinon, bir amin ve doğru dalga boyu ışığında hızla serbest radikallere dönüşen bir diketondur⁸⁷.

2.6. Post-kor Restorasyonlar

Aşırı madde kaybına uğramış ve endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerde sıklıkla az miktarda sağlam koronal diş dokusu kalır⁸⁹. Ayrıca endodontik tedavi görmüş dişlerde dentin kanalcıklarının mineralizasyonu ve dehidrasyonu zamanla dentin esnekliğinde azalmaya neden olur. Dentin kırılabilirliği artarken, korunmamış tüberküllerde ve servikal bölgede kırılmalar ortaya çıkar⁹⁰. Endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin uzun dönem başarısı uyumu iyi ve diş destekleyen dokuların sağlığını koruyan kaliteli bir restorasyona bağlıdır⁹¹.

Post-korların kullanımı temel olarak iki amaca hizmet etmektedir. Bunlar; yeterli koronal diş yapısı varlığında post, kök kırıklarına karşı dişin koronal kısımdaki yapısını güçlendirmek ve/veya yetersiz miktarda koronal diş yapısı varlığında kaybolan diş yapısının yerine post ve kor uygulamaları ile restorasyonun yapılabilmesini sağlamaktır⁹². Post ve kor sistemlerinde, kök kanalı içerisinde yer alan ve kök kanalının 2/3'

üne kadar uzanan kısma “post”, kaybedilen dentin dokusunun yerine hazırlanan ve koronalde yer alan kısma da “kor” adı verilir.

Dişin restorasyonu süresince karşılaşılan sorunlar yeni değildir. Yüzyıllardan beri kaybedilen diş yapısının tekrar nasıl yerine konacağı ile ilgili farklı uygulamalar denenmiştir. Talmud kalan diş kısmının korunması için köke destekleyici bir telin uygulanmasını önermiştir. Daha sonra Franklar, kalan diş kuronunun desteklenmesi için tahta bir çivinin yerleştirilmesini tanımlamıştır. O yıllarda metal postların diş dokularına tutunmaları için uygun siman olmadığından tahtanın su emerek genişlemesinden dolayı daha retantif olduğu savunulmuştur. Bilimsel diş hekimliğinin başlaması ile Pierre Fauchard 1728’ de watchmaker’s reamerı ile hazırlanmış kanalın içerisine yerleştirilmiş pahalı bir metalden bir post tekniğini (Pivoting teeth) tanımlamıştır⁹³. Harris, 1839’ da gümüş, bakır ve pirincin koroziv özellikleri olduğunu, bu postların yerine altın ve platin postların kullanımını önermiştir. 1848’ de Tames, o zamanlarda kısıtlı veri olmasına rağmen bugünküne çok yakın olan kök kanalının şekillendirilmesi ve temizlenmesi gibi endodonti prosedürlerini ve post boyutlarının prensiplerini ortaya koymuştur⁹⁴. Daha sonra 1887’ de Davis, dişin kanalı içine giren bir post (mil) ve bunun üzerine seramik fasetli bir metal kron ile pivo yapmıştır. 1889’ da Richmond, mil, kron ve bu ikisi arasına kökün servikal yüzünü örten ara parçayı tasarlayarak kendi adı ile anılan milli kronları tanıtmıştır. Zamanla Davis ve Richmond pivoların yerine tek parça döküm pivolar yapılmaya başlansa da klinik ve laboratuvar çalışmalarının zor olması ve klinik kronun tamamen ortadan kaldırılmasını gerektiren preparasyon gerekliliği bu tür pivolardan vazgeçilmesine sebep olmuştur⁹².

1976’ da Caputo ve Standlee pin ve postların endikasyonlarını açıklamışlar⁹⁵ ve 1978’ de de Miller⁹⁶, post–korlarda direkt model tekniğini geliştirmiştir.

Dental materyal bilimindeki belirgin gelişmeler sonucu, 1999 yılında güvenilir bonding sistemlerinin de tanıtılmasıyla birlikte geliştirilen fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler ve güçlendirilmiş seramikler, yeni bir jenerasyon olan diş rengindeki post sistemleri olarak önerilmiştir⁹⁴.

1989' da Kwiatkowski ve Geller, cam seramik post-korların klinik uygulamalarını ve 1991' de Kern ve Knode, cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramikten yapılmış post-korları tanıtmıştır. 1995' te Pissis, tek komponent olarak hazırlanabilen cam seramik materyalden yapılan post-korları önermiştir. 1994' te Sandhaus ve Pasche, zirkonyum endodontik post ve direkt kompozit rezin kor ve 1998' de Ahmad, zirkonyum endodontik post ve lősitle güçlendirilmiş seramik korun pratik uygulamasını sunmuşlardır⁹⁴.

2.6.1. Post-kor Restorasyonların Endikasyonları⁹⁷

- 1) Pulpada geri dönüşümsüz hasarın bulunduğu durumlarda,
- 2) Diş kron yapısının % 60' tan fazlasının kaybında veya geride kalan diş yapıları ebat, lokalizasyon olarak diş yerinden oynatıcı kuvvetlere karşı yeterli retansiyon göstermediğinde, pulpa odasının duvarının kaybedildiği, yetersiz olduğu ve birbirini destekleyecek karşıt duvarların kalmadığı durumlarda,
- 3) Malpoze dişin oklüzal veya aksiyal düzeltilmesinin pulpa bütünlüğünü bozduğu durumlarda,
- 4) Periodontal desteği zayıf dişlerde kron kök oranının dengelenmesi amacıyla,
- 5) Endodontik tedavi sonrası kırığa eğilimi olan dişlerde,
- 6) Hareketli parsiyel protez ve köprü ayağı olarak kullanılacak endodontik tedavili dişlerde,

7) Overdenture tekniklerinde bar ve stud ataçmanların köklerden retansiyonu için istifade etmek gerektiğinde,

8) Restorasyon sonrası endodontik girişimin güçleşeceği pulpa prognozunun şüpheli olduğu geniş defektli dişlerde.

2.6.2. Post-kor Restorasyonların Kontrendikasyonları^{97,98}

- 1) Kırılmaya eğilimli ince kök formu olan dişlerde,
- 2) Kalıcı periapikal patoloji varlığında,
- 3) Yetersiz kanal dolgusunda,
- 4) Kötü ağız hijyenine sahip ve motive edilemeyen bireylerde.

2.6.3. Postların Sınıflandırılması

Postlar yapım şekillerine göre 2 gruba ayrılır⁹⁰

- 1) Döküm postlar
- 2) Prefabrik postlar

Prefabrik postlar şekillerine ve yüzey özelliklerine göre sınıflandırılabilir^{90,99}.

Yapıldıkları materyale göre ise şu şekilde sınıflandırılır⁹⁰.

- 1) Metal Postlar:
 - Tip III ve Tip IV dental altın alaşımları,
 - Paslanmaz çelik,
 - Titanyum ve titanyum alaşımları,

- Platin – altın – paladyum alaşımları (Yüksek oranda platin içeren alaşımlar),
- Kobalt – krom – molibden alaşımları,
- Pirinç alaşımları

2) Metal Olmayan Postlar:

- Fiberle güçlendirilmiş rezin postlar,
- Seramik postlar.

2.6.3.1. Fiberle Güçlendirilmiş Resin Postlar

1990 yılında, postların yapımı için karbon fiberle güçlendirilmiş metal olmayan fabrikasyon post sistemleri tanıtılmıştır⁸⁹. Laboratuvar çalışmaları, bu postların yüksek çekme direncine ve dentine benzer elastisite modülüne sahip olduğunu göstermiştir. Bu postların temel avantajı, kuvvetler karşısında hafifçe esneyerek metal postların ilettiğinden daha farklı olarak, stresleri kök dentinine dağıtmalarıdır¹⁰⁰.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit postlarda fiberler 7-10 µm çapındadır ve uzunlamasına, dokuma ya da örgü gibi farklı konfigürasyonlarda olabilir. Fiberle güçlendirilmiş postlar, bükülme direnci değerleri yaklaşık 2x10⁶ psi olan dentine çok yakın olan düşük bükülme direncine (1 – 4x10⁶ psi) sahiptirler ve bu yüzden kök kırığı insidansını azaltabilirler¹⁰¹.

Fiberle güçlendirilmiş postlar metal içermezler. Bu yüzden metal duyarlılık reaksiyonlarına sebep olmazlar ve korozyona uğramazlar. Ağızın görülen bölgelerinin restorasyonunda özellikle tam seramik kronların altında estetik sonuçlar verirler¹⁰². Ayrıca yeniden tedavi edilmesi gereken endodontik tedavili dişlerden kolayca uzaklaştırılabilirler¹⁰³.

Postların simantasyonunda çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin simanlar kullanılmaktadır.

2.7. Rezin Simanlar

Rezin yapıştırma simanları kompozit dolgu materyallerinde olduğu gibi yapı ve özellik bakımından en az iki farklı fazın karışımından oluşur. Bunlar, birbirinden farklı organik rezin karışımı ve inorganik dolduruculardır⁸⁷.

Fiber postların bağlanması için kullanılan yapıştırma simanları indirekt restoratif tekniklerde kullanılan ile aynıdır. Simantasyondan önce kullanılan adezivlere göre 2 alt gruba ayrılabilir. İlk grup total-etch bağlayıcı sistemler kullanılır. Diğer grupta ise self-etching primerler kullanılır¹⁰⁴. Adezivlere göre yapıştırma simanlarının bazıları Tablo 1’ de verilmiştir. Dual-cure bağlayıcılar kompozit adeziv arayüzeyi boyunca asidik rezin monomerleri ve ana aminler arası asit-baz reaksiyonunu dengelemeye çalışan tersiyer katalizörleri (sodyum benzen sulfinat) içerir.

Tablo 1: Adezivlere göre yapıştırma simanları

Variolink II	Ivoclar Vivadent	Total Etch
RelyX ARC	3M ESPE	Total Etch
C&B Luting Cement	Bisco	Total Etch
Choice	Bisco	Total Etch
Duo-Link	Bisco	Total Etch
Insure/Insure Lite	Cosmedent	Total Etch
Ultradent Plus	Denmat	Total Etch
Calibra	Dentsply Caulk	Total Etch
Nexus third/optibond solo plus	Kerr	Total Etch
Cement-It	Pentron	Total Etch
Lute-It	Pentron	Total Etch
Panavia F 2.0	Kuraray	Self Etch
Panavia 21	Kuraray	Self Etch
Clearfil Esthetic Cement	Kuraray	Self Etch
Panavia EX	Kuraray	Self Etch
C&B Metabond	Parkel	Self Etch
Nexus third/optibond all-in-one	Dentsply Caulk	Self Etch
SpeedCEM	Ivoclar Vivadent	Self Adhesive
RelyX Unicem/RelyX 100	3M ESPE	Self Adhesive
BisCem	Bisco	Self Adhesive
SmartCem2	Dentsply Caulk	Self Adhesive
G-Cem	GC	Self Adhesive
Maxcem Elite	Kerr	Self Adhesive
Breeze	Pentron	Self Adhesive
Clearfil SA	Kuraray	Self Adhesive
Multilink Automix	Ivoclar Vivadent	Self Adhesive

Post yuvasının farklı bölgelerindeki post tutuculuğunu ölçmek için mikrogerilim ve “ince kesit” push-out deneyleri kullanılır. Adeziv arayüzeyinin morfolojik incelenmesi taramalı elektron mikroskobu ile yapılır¹⁰⁵. Bu konu üzerindeki araştırma protokolleri bir rezin simanla farklı

adezivleri veya farklı yapıştırma sistemlerini karşılaştırarak yapılmıştır. Literatürlerde değişken sonuçlar rapor edilmiştir.

2.8. Lazer Çeşitleri

Lazerin optik odacık içindeki aktif maddesi sıvı, katı, gaz veya yarı iletken olabilir. Birçok tipte lazer mevcut olup genellikle adlarını ışığı oluşturan kaynak atomun adından almaktadırlar¹⁰⁶.

2.8.1. Katı Hal Lazerleri

İlk bulunan lazer ruby (yakut) lazeridir. Yakut, az miktarda krom ihtiva eden alüminyum oksit kristalidir. Kırmızı lazer ışınları yayan, bu kristal içindeki krom atomlarıdır. Krom atomları optik olarak yeşil ve mor ışıkla uyarılmaktadır. Bu tür lazer ile saniyenin milyarda biri gibi kısa bir sürede birkaç milyon Watt'lık güç nakledilebilmektedir¹⁰⁶.

Günümüzde kullanılan lazer, sert şeffaf kristalden meydana gelmektedir. Kristalde, küçük miktarda genellikle nadir toprak elementleri mevcuttur. Bu kristalin işlem için oda sıcaklığının çok altına indirilmesi gerekmektedir. Sıcaklık ve manyetik alanda yapılacak değişikliklerle çalışma frekansı ayarlanabilmektedir. Katı madde lazerlerinde, genel olarak yttrium ve alüminyumdan yapılan bir garnet (lal taşı) kristali kullanılmakta olup, bu lazerler YAG lazerler olarak bilinmektedir. Lazer etkisini oluşturan materyal, katı bir matriks içine yerleştirilmiştir¹⁰⁶.

Neodimyum çeşitli kristallerde kullanılan nadir toprak elementlerinden biridir. Enerji düzeyi sebebiyle fazla optik pompalamaya ihtiyaç göstermemektedirler. Bu sebepten dolayı da tercih edilmektedirler¹⁰⁶.

2.8.1.1. Yarı İletken Lazerler

Yarı iletken malzemelerden elde edilen kristallerle de lazer yapılmıştır. Diod lazer adıyla da bilinirler ve katı halde bulunmazlar. Galyum arsenik kristali yarı iletken lazere örnek olarak verilebilir. Yarı iletken diod gibi p-n malzemenin birleşmesinden meydana gelmiş olup, p-n malzemenin birleştiği yüzey yakut lazerindeki aynalar görevini yapmaktadır.

Birleşim yüzeyinde pozitif gerilim p tarafına ve negatif gerilim n tarafına verildiği zaman elektronlar n malzemesinden p malzemesine geçerken enerjilerini kaybeder ve foton yayarlar. Bu fotonlar tekrar elektronlara çarparak bu elektronların daha çok foton üretmesine sebep olurlar.

Neticede yeterli seviyeye ulaşan foton yayını, lazer ışını meydana getirmiş olur. Yarı iletken lazerler verimli ışık kaynaklarıdır. Genellikle boyları bir milimetreden büyük değildir¹⁰⁶.

2.8.2. Gaz Lazerleri

İlk gaz lazer asal gazlardan olan helyum ve neon karışımı şeklinde kullanılmıştır. Bu asal gaz karışımı, uzun bir tüpe ve iki küresel ayna arasına yerleştirilerek lazer üretimi gerçekleştirilmiştir. Helyum ve neon gazı ile çalışan lazerde bu gazlar yüksek gerilim altında iyonize hale gelmektedir. Helyum atomları elektrik deşarjı esnasında elektronların çarpması ile uyarılarak yüksek enerji seviyelerine çıkmaktadır¹⁰⁶.

Bunlar, kazandıkları enerjilerini neon atomlarındaki eş enerji seviyelerine aktarırlar. Bu enerji aktarma işlemi fotonun yayılmasına sebep olmaktadır. Aynalar vasıtasıyla yeterli seviyeye ulaştıktan sonra lazer ışını elde edilmiş olur. Bu tür lazer ışınının dalga boyu 0,6–0,8

mikron seviyesindedir. CO₂ lazer kızılötesi ışık yayar ve sert materyalleri kesmek amacıyla kullanılır. Gaz lazerlerin diğer bir tipi de argon lazerdir¹⁰⁶.

2.8.3. Kimyasal Lazerler

Kimyasal lazerlerde bir gaz meydana getirilmekte ve kimyasal reaksiyon yoluyla pompalanmaktadır. Kimyasal pompalama, bir ekzotermik kimya reaksiyonunda enerji açığa çıkmasıyla olmaktadır. Buna bir örnek; hidrojen ve flor elementleri tersine çevrilmiş bir toplumda hidrojen florür meydana getirmek üzere reaksiyona girdiklerinde lazer etkisi ortaya çıkmaktadır¹⁰⁶.

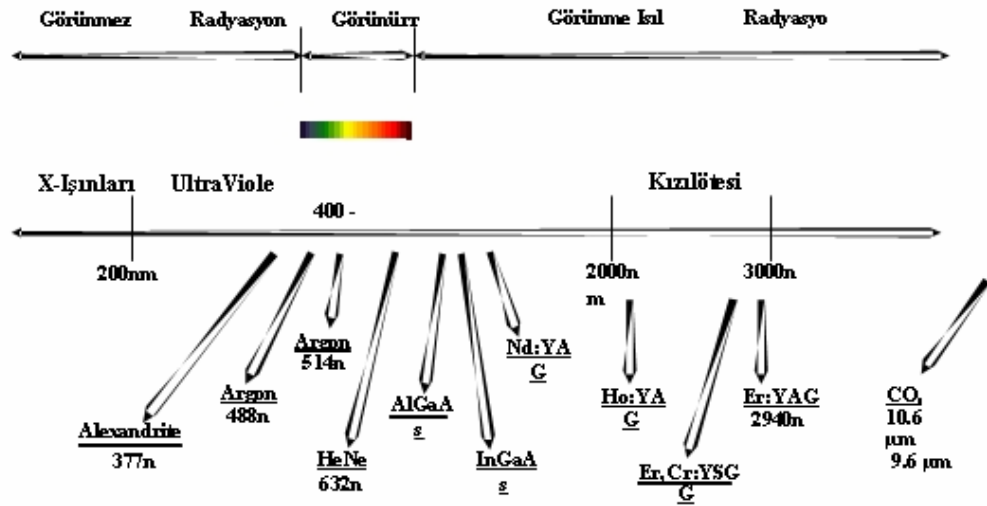
2.8.4. Sıvı Lazerler

En çok kullanılan sıvı lazer türünde Rhodamin 6G gibi karmaşık organik boyaların sıvı solüsyon veya süspansiyon şeklini kullanırlar. Bunlarla, mor ötesine yakın ve kızılötesine yakın arasında lazer türleri elde edilebilmektedir. Genellikle, pompalama optik olarak olmaktadır. Birkaç lazer, paralel olarak çalıştırılabilir. Böylece saniyenin birkaç trilyonda biri devam eden lazer darbeleri elde edilebilmektedir. Boya lazerlerinin en önemli özelliği dalga boyunun geniş bir alanda hassas bir şekilde ayarlanabilmesidir¹⁰⁶.

2.9. **Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler**

Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boyları 193 nm den 10600 nm ye kadar değişerek ultraviyolede uzak kızılötesi aralığına kadar geniş bir spektrum oluşturmaktadır¹⁰⁷ (Tablo 2 ve şekil 4). Bunların en temel olanları Argon, Karbondioksit, Yarı-iletken Diyot, Erbiyum ve Nd:YAG lazerleridir. Örneğin, diş hekimliğinde yaygın kullanılan lazerlerden CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin dalga boyları sırayla 10600 nm (uzak kızılötesi) ve 1064 nm (yakın kızılötesi) dir. Bu iki lazer de kızılötesi aralıkta yer aldıkları için gözle görülmemektedirler. Bu nedenle

bu lazerlerin kullanımlarını kolaylaştırmak amacıyla lazer cihazı içine gözle görülebilen He-Ne lazerler eklenmektedir. İdeal lazer sistemleri, lazer ışığının dokuya iletimi amacıyla, fiber optik iletim sistemlerinden yararlanmaktadırlar. Bu sistemler esnek ve kullanımı kolay olup, kontakt ve non-kontakt işlemleri mümkün hale getirirler. Ancak tüm dalga boyları (örn: CO₂) quartz yapısındaki fiber optikler boyunca iletilememektedir. Bu diğer tip lazerler içi boş metal boru ve ayna kombinasyonlarından oluşan eklemli ileti sistemleri kullanmaktadırlar. Bu sistemler yüzeysel dokularda fazla probleme yol açmazken, oral kavite gibi ulaşımın zor olduğu sahalarda ideal olmaktan uzaktırlar¹⁰⁶.



Şekil 4: Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boyları

Tablo 2: Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boyları

Diş hekimliğinde kullanılan lazerler	Dalga boyları
ArF (Argon-flor) Excimer	193 nm
KrF (Kripton-flor) Excimer	248 nm
XeCl (Zenon klorür) Excimer	308 nm
Frequency-Doubled Alexandrite	377 nm
Krypton İyon	407 nm
Argon İyon (mavi,yeşil)	488, 514.5 nm
Sıvı (Boya) Coumarin C30 ,Rhodamine 6G	507-570 nm
Frequency-Doubled Nd:YAG	532 nm
Diyot (Düşük seviye)	600-908 nm
Altın buharı	628 nm
Argon-Pumped Dye	630 nm
Copper Vapor Pumped Dye	630 nm
Helyum-Neon (Yeşil, Sarı, Kavuniçi, Kırmızı)	543 nm ,594 nm, 612 nm , 633 nm
Ruby (Yakut)	694.3 nm
Diyot (GaAlAs, GaAs)	800-830, 904-950 nm
Nd:YLF	1.053 nm
Nd:YAG	1.064 nm
Nd:YAP	1.340 nm
Ho:YAG	2.120 nm
Er:YSGG	2.780 nm
ER:YAG	2.940 nm
Karbon Dioksit	10,600 nm

Değişik tipteki lazerler aynı doku üzerinde farklı etkiler gösterebilirler. Benzer şekilde bir lazer uygulandığı dokuya göre de farklı etkiler oluşturabilir. Bu nedenle her tip lazerin her uygulamada aynı etkiyi yaratmayacağı unutulmamalıdır. Lazerlerin gücü ve fokal nokta büyüklüğü ayarlanarak dokuda kesme, vaporizasyon ve koagülasyon gibi değişik etkiler meydana getirilebilir¹⁰⁶.

Lazer enerjisi dokuya çarptığında absorbe olabilir, yansiyabilir (reflection), doku içinde dağılım gösterebilir (scatter etkisi) veya dokuda herhangi bir etki getirmeksizin dokuyu terkedebilir (transmisyon)¹⁰⁸. Lazerin, dokuda vaporizasyon ve karbonizasyonu en kolay meydana getiren etkisi absorpsiyondur. Bir lazerin biyolojik bir etki gösterebilmesi için enerjisi absorbe edilmelidir. Dokudaki absorpsiyonun

miktarı, lazerin dalga boyu ve hedef dokunun optik özelliklerinden etkilenmektedir¹⁰⁹.

Yansıyan ışık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılmaktadır. Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktara ulaşamayacağı anlamına gelmektedir. Lazer ışığı enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması, 'scatter' etkisi olarak bilinmektedir¹⁰⁸. Yüksek absorpsiyon sonucu çok az miktarda saçılma gözlenir. Saçılma, enerjinin dokuda daha geniş bir hacme dağılmasından sorumludur. Bu şekilde termal hasar etkisi de en aza indirilmiş olur.

Enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra absorpsiyon meydana gelir. Absorpsiyon doku içindeki termal etkiden sorumludur. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da tarif edilebilir. Diş hekimliğinde dokuda meydana gelen etkilerin çoğu ısı tarafından indüklenmektedir. Absorpsiyondan önce bahsedilen üç etki (yansıma, scatter, transmisyon) doku içerisinde bir etki meydana getirmezken, absorbe olan ışık çeşitli farklı sonuçlara yol açabilmektedir. Bunların içinde en önemlisi, doku içinde ani ısı oluşumu olarak tarif edilebilen fototermal etkidir. Bu etki, yumuşak dokulardaki intraselüler sıvının kaynayarak buharlaşması sonucunda hücrenin patlayarak devamlılığının bozulması ile ortaya çıkmaktadır¹⁰⁶.

Sert dokularda da hidroksiapatit yapısı içinde benzer etkiler görülebilmektedir. Belirli bir prosedür için en uygun olan lazerin seçimi, aslında hedef dokuda en az yansıma, scatter ve transmisyon yapan; yani en fazla absorbe olan dalga boyunun tespitidir. Su tarafından absorbe olan lazer dalgaboyları (CO₂, Er:YAG lazerler), yumuşak doku cerrahisi için uygundur. Benzer şekilde hemoglobin tarafından absorbe olanlar vasküler doku ve lezyonlar için daha uygun olmaktadır. Argon lazer dalga boyları, kompozit rezinler tarafından absorbe

olurken, hem su hem hidroksiapatit tarafından absorbe olan Er:YAG ve Er:Cr:YSGG lazerler sert dokuda kullanım için uygundurlar¹¹⁰. Birden çok ortam tarafından absorbe olan dalga boyuna sahip lazerler her dokuda değişik bir etki meydana getirebilmektedir. Buna ek olarak vasküler lezyonlarda derin bir hemostaz istenildiğinde, lazerin bir miktar transmisyon yapması da arzulanan bir özelliktir. Çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da mevcuttur. (Er:YAG ve Nd:YAG gibi). Bu cihazlar hekime dalga boyunu değiştirerek istenen doku etkisini değiştirme imkanı vermektedir¹⁰⁶.

2.9.1 Nd:YAG Lazerler

Neodimyum: YAG lazer, 1964' de Geusic tarafından tanıtılmıştır. Darbeli Nd:YAG lazerleri temel olarak yumuşak doku ve ağız cerrahisi için kullanılır. Ancak daha yüksek pik enerjili olan lazerler diş üzerinde de çalışma yapma olanağı sağlamaktadır. Diğerlerinde olduğu gibi Nd:YAG lazerlerinde de aktif parça, YAG ana kristali içine neodimyum (Nd^{3+}) iyonlarının katkılandırılması ile oluşur. Lazer emisyonunu yapan kısım bu Nd iyonları olmaktadır. Bu lazer türünde üç temel dalga boyu oluşmaktadır. Bunlar; 1064 nm, 1320/1340nm, 1444 nm olmaktadır. Şu anda Amerika' da sadece 1064 nm dalga boyunda çalışan modeller kullanılmaktadır. CO₂ lazer gibi Nd:YAG lazerin de sert doku üzerinde pozitif etkisi olduğu bildirilmiştir. Direkt temaslı fiber optik kablo ile yalnızca kesme değil aynı zamanda steril etme ve örtme işlemi yapılabilir hale gelmiştir. Diş hekimliğinde yumuşak dokulardaki cerrahi işlemlerde kullanılabileceği gibi en başarılı kullanım alanı kanal tedavilerinde kanal içi dezenfeksiyonunun sağlanması ve dişeti tedavileridir. Bazı çalışmalarda Nd:YAG lazer kullanımını takiben kök yüzeylerinde erime ve kömürleşme (charring) rapor edilmiştir^{111,112}. Yumuşak dokularda en yaygın kullanılan lazerler olan CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin yumuşak doku uygulamalarındaki uygunluğu ve güvenilirliğini bildiren birçok rapor mevcuttur^{113,114}. Bunun yanında bu lazerler sert dokularda kullanıldığında,

termal yan etkiler büyük bir sorun teşkil etmektedir. Lazer ışığının termal etkisi, lazer radyasyonunun doku tarafından absorplanması ve bunu takiben lazer enerjisinin ısıya transformasyonu ile ortaya çıkmaktadır^{115,116}. Lazer irradiasyonu sırasında açığa çıkan ısı, diş yapısında genellikle karbonizasyon, erime ve çatlaklara ve diş pulpasında da inflamasyon veya nekroza yol açacağı bildirilmiştir^{117,118}. Sert doku tedavileri için CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin uygulanması, karbonizasyon, dokuda erime, toksik madde formasyonuna yol açan protein denatürasyonu ve dokularda yapısal değişiklikler gibi zararlı etkiler oluşturma eğilimindedir^{115,116}.

2.9.2 Er:YAG Lazerleri

Zharkov, 1974 yılında 2490 nm dalga boyunda ışık üretimi yapan katı hal lazerini yani Er:YAG lazeri tanıtmıştır. Bütün orta-kızıl ötesi ışın yayınlayan lazerler içinde suyun emilim bant genişliği ile iyi bir uyum sağlayan 2490 nm dalga boyundaki Er:YAG lazerler, su tarafından emilimi en yüksek olanıdır. Suyun emilme katsayısı teorik hesaplarda CO₂ ve Nd:YAG lazerlerinden 15000-20000 kat fazla olmaktadır. OH⁻ gruplarının da maksimum soğurma dalga boyu 2800 nm civarında olmasına karşın, 2940 nm lik dalga boyları bu gruplar tarafından da yüksek miktarlarda soğurulmaktadır. Er:YAG lazerler, bütün biyolojik dokular su içerdiğinden sadece yumuşak dokularda değil, sert dokularda da kullanılabilir¹⁰⁶.

Diş hekimliğinde, serbest çalışan darbeli Er:YAG lazerleri, kavite preperasyonu ve yumuşak doku tedavisinde kullanılmaktadır. FDA, Er:YAG lazerleri için bu işlemleri 1997 yılında onaylamıştır. Er:YAG lazerin su tarafından yüksek miktarda soğurulması, ısıma esnasında çevre dokulardaki termal etkilerinin azalmasına neden olmaktadır. Sert doku işlemlerinde bir miktar ısı oluşumu kaçınılmazdır. Ancak, bu tür dokular da az miktarda su içerdiğinden sorun olmamaktadır. Bunlara ek

olarak, sert doku kesimlerinde su spreynin kullanılması halinde, hedef, sürekli nemli tutulmaktadır¹⁰⁶.

Erbiyum:YAG (Er:YAG) lazerleri, Erbiyum ($\text{Er } 3^+$) iyonları ile katkılanmış, YAG ana kristalinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda, erbiyum iyonları, 2936 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirmektedir¹⁰⁶.

Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium scandium gallium garnet) ana kristali içine de katkılanılabilmektedir. Bu yolla üretilen lazer, erbiyum, krom YSGG (Er,Cr:YSGG) lazeri adını almaktadır. YSGG içinde olunca, erbiyum iyonlarının genelde 2790 nm dalga boyunda emisyonu söz konusu olmaktadır.

Ortalama 20-30 Watt gücündeki lazerler popülerdir ama dış ürünlerinde 5-10 Watt güçlü olan ürünler daha çok kullanılmaktadır¹⁰⁶.

Darbeli erbiyum lazerleri, dokuyu mükemmel bir hassasiyette kesebilmektedir. Er:YAG dalga boyu (2940 nm), hem dokunun su bileşenleri, hem organik matris ve inorganik hidroksiapatit bileşenleri tarafından çok güçlü bir biçimde emilmektedir¹¹⁹.

Yüzeyel penetrasyon derinliği ve yüksek pik gücü, erbiyum lazerlerin diş, kemik, tartar gibi sert yüzeylerde de kesinlik sağlamasına imkan vermektedir. Sert dokular için kullanılan teknik, sadece buharlaştırma veya fotoakustik işlemlerinin biri yerine, bu iki tekniğin uygun bir kombinasyonu olmaktadır¹⁰⁶.

Er:YAG lazer ışması sırasında enerji, su molekülleri ve biyolojik dokunun su içeren bileşenleri tarafından seçici olarak soğurulmaktadır. Bu durum, suyun ve organik bileşenlerin buharlaşması ve bu işlem esnasında ortaya çıkan ısı miktarına göre ortaya çıkan termal etkiler ile sonuçlanmaktadır (Fototermal buharlaşma). Sert doku

işlemlerinde su buharı üretimi, doku içindeki iç basıncın artmasını tetiklemekte ve mikropatlama adı verilen bir patlamayla genişlemeye sebep olmaktadır¹²⁰. Bu dinamik etkiler, mekanik dokunun çökmesine ve termomekanik veya fotomekanik kesimin gerçekleşmesini sağlamaktadır. Er:YAG lazeri ile sert doku kesiminde; inorganik bileşenlerin ısıyı biriktirmeye başlamasından önce, su ve su bazlı organik bileşenler, lazer enerjisini hızlı bir biçimde soğurmaya başlamaktadır. Bu da termo-mekanik patlamalı kesim işlemi sonucunu doğurmaktadır¹⁰⁶.

Dental sert doku ablasyonu için Er:YAG lazer kullanımı ilk kez Hibst ve ark.¹²¹ tarafından rapor edilmiştir. Aynı tarihlerde bu lazerin sert doku ablasyon etkinliği başka araştırmacıların da ilgi alanına girmiştir. Paghdiwala¹²², düşük enerjide, su soğutması kullanmadan, mine ve dentinde delikler oluşturarak, Er:YAG lazerin sert dokularda ablasyon meydana getirme etkinliğini göstermiştir. Hibst ve Keller¹²³, Er:YAG lazerin mine ve dentini etkili olarak uzaklaştırdığını bildirmişlerdir. Kayano ve ark.¹²⁴ da, Er:YAG lazerin kavite açmada kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Keller ve Hibst¹²⁵, çekilmiş dişlerde, çevre dokulara minimal termal hasarla mine ve dentinin uzaklaştırılabileceğini göstermişlerdir. Yaptıkları SEM çalışmasında Ishikawa ve ark.¹²⁶, Er:YAG lazer kullanıldığında uygulanan sahada smear tabakasız bir yüzey kalacak şekilde yumuşak çürük dentinin etkili olarak uzaklaştığını gözlemlemişlerdir. Pelagalli ve ark.¹²⁷ de, Er:YAG lazer örneklerini, frezle hazırlanan örneklerle SEM de karşılaştırarak, yüzey özellikleri ve çürük uzaklaştırma etkinliğinin benzer olduğunu göstermişlerdir. Diğer çalışmalar da çevre dentinde minimal termal hasarla çürüğün etkili bir biçimde uzaklaştırıldığını desteklemektedir^{128,129}.

Er:YAG lazerin hem yumuşak hem de sert dokulardaki başarısı, bu lazerin tercih sebebi olmaktadır.

2.10. Sıvıların Viskozitesi

Restoratif materyaller ve diş dokularının bir araya gelmesini yani adezyonlarını sağlayan adezivler sıvı karakterlidir. Sıvılar; molekülleri gelişigüzel hareket eden gazlarla, düzenli istiflenmiş katılar arasında bir özelliğe sahiptirler. Moleküller arası çekim kuvvetleri, sıvıların birçok özelliğinin belirlenmesine neden olurlar. Sıvılar bazı özellikleri şöyledir:

- İçinde bulundukları kabın şeklini alırlar.
- Basınç yükseltildiğinde sıvıların hacimleri ölçülebilir büyüklükte değişmez; ancak sıcaklık yükseltildiğinde hacimleri az da olsa arttığından yoğunlukları düşer.
- Birbirleri içinde çözünebilen iki sıvı temasa geldiklerinde, az da olsa birbirlerinin içinde yayılırlar (difüzlenirler).
- Sıvılar akmaya karşı direnç gösterirler (viskozite).
- Sıvıların yüzey gerilimleri vardır.
- Açık kaptaki sıvılar buharlaşırlar.

Bir sıvının viskozitesi, onun (sıvının) akmaya karşı gösterdiği dirençtir. Tersine ise "akıcılık" adı verilir. Sıvıların viskozitesi mol kütlesi, molekül yapıları ve moleküller arası kuvvetler ile yakından ilgilidir. Moleküller arası çekim kuvvetlerinin artması viskoziteyi artırır. Yani sıvı içindeki kohezyon kuvvetleri, akis hızını düşüren bir "iç sürtünme" yaratır. Sıcaklık yükseldikçe viskozite düşer. Moleküllerin yüksek sıcaklıkta kinetik enerjileri arttığından, hareketleri hızlanır. Örneğın; suyun 100°C deki viskozitesi, 0°C' deki değerinin altıda biridir. Dolayısıyla aynı miktar su, yüksek sıcaklıkta altı kez daha hızlı akar¹⁰¹.

Bu alışmasında, Er:YAG lazerle prepare edilmiş dentin yüzeylerine uygulanan bir 3 aşamalı total-etch adezivin, bir 2 aşamalı total-etch adezivin, bir 2 aşamalı self-etch primerin ve bir tek aşamalı self-etch adezivin Nd:YAG lazer uygulanarak ısıtılmasıyla, koronal dentine bağlanma dayanımlarında bir farklılık olup olmadığının incelenmesi ve frezle prepare edilmiş yüzeylerdeki bağlanma dayanımlarıyla kıyaslanması amaçlanmıştır. Çalışmada ayrıca kök kanalında oluşturulan post boşluklarına uygulanan adezivlerde aynı işlemin yarar sağlayıp sağlamadığı araştırılmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Koronal Dentin Deneyleri

Çalışmamızın koronal dentin deneyleri bölümü için yeni çekilmiş çürüksüz 112 adet üçüncü büyük azı dişi kullanıldı. Dişlerin çekimden hemen sonra üzerindeki artıklar bir periodontal kretuvar yardımıyla temizlendi. Temizlenen dişler elmas separe (Horico, Diament Istrumente, Almanya) ile dişlerin uzun aksına dik ve oklüzal pitin 2 mm apikalinden geçecek şekilde kesilerek oklüzal mine tamamen kaldırıldı. Çalışmada minenin kaldırılmasıyla açığa çıkan yüzeyel dentin kullanıldı. Dentin yüzeyinde homojen kalınlıkta bir smear tabaka oluşturabilmek için, oklüzal yüzeyler sırasıyla 240, 400, 600 ve 800 grit silikon karbid zımpara kağıtlar (Pressi, Fransa) yardımıyla ve su irrigasyonu altında düzleştirildi (Mecapol P 230, Pressi, Fransa). 112 diş rastgele üç gruba ayrıldı. İlk gruptaki 32 dişin dentin yüzeyleri su altında tungsten karbid frez (Diatech, Coltene, İsviçre) ile işlem yapılarak hazırlandı. İkinci gruptaki 32 ve üçüncü gruptaki 48 dişin dentin yüzeylerine standart bir etki yaratmak için operasyon mikroskobu (OPMI@pico, Carl Zeiss Inc., Almanya) yardımıyla 250 mJ/atım çıkış enerjisinde, 4 Hz frekansında ve fokal mesafe 10 mm olacak şekilde kalibre edilen Er:YAG lazer (KaVo Key 3, hand- piece 2060™, KaVo Dental, Almanya) tek atış yapılarak hazırlandı.

1. grupta ki 32 diş, her alt grupta 8 diş olacak şekilde 4 alt gruba ayrıldı.

Grup 1a: Tungsten karbid frez ile hazırlanan dentin yüzeyleri 15 s % 37' lik fosforik asit jel (3M ESPE, ABD) ile dağlandıktan sonra 15 s su ile yıkandı ve diş 5 s havayla hafifçe kurutuldu. Scotchbond Multi-Purpose (SMP) primeri (3M ESPE, ABD) dentin yüzeyine 1 kat sürüldü ve 5 s hafif havayla buharlaştırıldı. Scotchbond Multi-Purpose bondu primerin üzerine 1 kat sürüldü ve 10 s görünür mavi ışıkla (Monitex BlueLEX LD-105, Monitex Ind. Co., Tayvan) polimerize edildi.

Grup 1b: Tugsten karbid frez ile hazırlanan dentin yüzeyleri 15 s % 37' lik fosforik asit jel ile dağlandıktan sonra 10 s su ile yıkandı ve fazla su küçük bir sünger yardımıyla uzaklaştırıldı. Single Bond (SB) (3M ESPE, ABD) dentin yüzeyine bir kat uygulandı ve hafifçe kurutulup yayılması sağlandıktan sonra ikinci tabaka dentin yüzeyine uygulandı ve 5 s hafif hava ile inceltildi. 10 s görünür mavi ışıkla polimerize edildi.

Grup 1c: Tugsten karbid frez ile hazırlanan dentin yüzeylerine 20 s süreyle Clearfil SE (CSE) (Kuraray, Japonya) primeri uygulandı ve havayla hafifçe kurutuldu. Daha sonra Clearfil SE bond dentin yüzeylerine sürüldü, hava ile hafifçe inceltildi ve ışıkla 10 s süreyle polimerize edildi.

Grup 1d: Tugsten karbid frez ile hazırlanan dentin yüzeylerine 20 s süreyle Clearfil (CS³) (Kuraray, Japonya) uygulandıktan sonra basınçlı hava ile kurutuldu ve 10 s ışıkla polimerize edildi.

2. grupta ki 32 diş, her alt grupta 8 diş olacak şekilde 4 alt gruba ayrıldı.

Grup 2a: Er.YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeyleri 15 s % 37' lik fosforik asit jel ile dağlandıktan sonra 15 s su ile yıkandı ve diş 5 s havayla hafifçe kurutuldu. Scotchbond Multi-Purpose primeri dentin yüzeyine sürüldü ve 5 s hafif havayla buharlaştırıldı. Scotchbond Multi-Purpose bondu primerin üzerine 1 kat sürüldü ve 10 s görünür mavi ışıkla polimerize edildi.

Grup 2b: Er.YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeyleri 15 s % 37' lik fosforik asit jel ile dağlandıktan sonra 10 s su ile yıkandı ve fazla su minik bir sünger yardımıyla uzaklaştırıldı. Single Bond dentin yüzeyine 1 kat uygulandı ve hafifçe kurutulup yayılması sağlandıktan sonra ikinci tabaka dentin yüzeyine uygulandı ve 5 s hafif hava ile inceltildi. 10 s görünür mavi ışıkla polimerize edildi.

Grup 2c: Er.YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeylerine 20 saniye süreyle Clearfil SE primeri uygulandı ve havayla hafifçe kurutuldu. Daha sonra Clearfil SE bondu dentin yüzeylerine sürüldü, hava ile hafifçe inceltildi ve ışıkla 10 s süreyle polimerize edildi.

Grup 2d: Er.YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeylerine 20 s süreyle Clearfil S³ uygulandıktan sonra basınçlı hava ile kurutuldu ve 10 s ışıkla polimerize edildi.

3. grupta ki 48 diş ise yine 8' erli 6 alt gruba ayrıldı.

Grup 3a: Er.YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeyleri 15 s % 37' lik fosforik asit jel ile dağlandıktan sonra 15 s su ile yıkandı ve diş 5 s havayla hafifçe kurutuldu. Scotchbond Multi-Purpose primeri dentin yüzeyine sürüldü. Primer üzerine 100 mJ/atım çıkış enerjisinde, 10 Hz frekansında, fokal mesafe 2 mm olacak şekilde 400 nm fiber optik kablo yardımıyla Nd:YAG lazer (American Dental Technologies, Pulse Master 600 IQ, S/N 6128, ABD) uygulandı ve 5 s hafif havayla buharlaştırıldıktan sonra Scotchbond Multi-Purpose bondu primerin üzerine 1 kat sürüldü ve 10 s görünür mavi ışıkla polimerize edildi.

Grup 3b: Er.YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeyleri 15 s % 37' lik fosforik asit jel ile dağlandıktan sonra 15 s su ile yıkandı ve diş 5 s havayla hafifçe kurutuldu. Scotchbond Multi-Purpose primeri dentin yüzeyine sürüldü ve 5 s hafif havayla buharlaştırıldı. Scotchbond Multi-Purpose bondu primerin üzerine 1 kat sürüldükten sonra bond üzerine 100 mJ/atım çıkış enerjisinde, 10 Hz frekansında, fokal mesafe 2 mm olacak şekilde 400 nm fiber optik kablo yardımıyla Nd:YAG lazer uygulandı ve 10 s görünür mavi ışıkla polimerize edildi.

Grup 3c: Er.YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeyleri 15 s % 37' lik fosforik asit jel ile dağlandıktan sonra 10 s su ile yıkandı ve fazla su minik bir sünger yardımıyla uzaklaştırıldı. Single Bond dentin yüzeyine

2 kat uygulandıktan sonra 100 mJ/atım çıkış enerjisinde, 10 Hz frekansında, fokal mesafe 2 mm olacak şekilde 400 nm fiber optik kablo yardımıyla Nd:YAG lazer uygulandı ve 5 s hafif hava ile inceltildikten sonra 10 s görünür mavi ışıkla polimerize edildi.

Grup 3d: Er.YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeylerine 20 saniye süreyle Clearfil SE primeri uygulandıktan sonra primer üzerine 100 mJ/atım çıkış enerjisinde, 10 Hz frekansında Nd:YAG lazer uygulandı ve havayla hafifçe kurutuldu. Daha sonra Clearfil SE bondu dentin yüzeylerine sürüldü, hava ile hafifçe inceltildi ve ışıkla 10 saniye süreyle polimerize edildi.

Grup 3e: Er.YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeylerine 20 saniye süreyle Clearfil SE primeri uygulandı ve havayla hafifçe kurutuldu. Daha sonra Clearfil SE bondu dentin yüzeylerine sürüldü ve bondun üzerine 100 mJ/atım çıkış enerjisinde, 10 Hz frekansında Nd:YAG lazer uygulandı ve hava ile hafifçe inceltildikten ışıkla 10 saniye süreyle polimerize edildi.

Grup 3f: Er.YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeylerine 20 s süreyle Clearfil S³ uygulandıktan sonra 100 mJ/atım çıkış enerjisinde, 10 Hz frekansında Nd:YAG lazer uygulandı. Basınçlı hava ile kurutulduktan sonra ve 10 s ışıkla polimerize edildi.

Dişlerde kullanılan adezivlerden (Tablo 3) Adper Scotchbond Multi-Purpose ve Adper Single Bond üzerine kendi firmalarına ait olan kompozit rezin olan Filtek Z50 Universal (3M ESPE, ABD) ve Clearfil SE Bond ve Clearfil S³ Bond üzerine yine kendi firmalarına ait olan kompozit rezin Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Japonya) ile tabakalama tekniği kullanılarak 2' şer mm kalınlığında 2 tabaka olarak yerleştirildi ve her tabaka 40 s görünür mavi ışıkla polimerize edildi.

3.1.1 Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Deneyi

Hazırlanan grupların her birinden beş adet diş (n=70) mikrogerilim bağlanma dayanımı deneyi için kullanıldı. Restorasyonları bitirilmiş dişler akrilik bloklara gömüldü ve 24 saat 37 °C’ de distile su içinde bekletildi. Örneklerden dişin uzun aksına paralel olacak şekilde bukkal yüzden başlayarak düşük hızlı [dakikada 300 (rpm)] kesme cihazı (Mecatome T201A, Pressi, Fransa) ile yaklaşık 1 mm genişliğinde seri kesitler alındı. Kesitlerin derinliği kron-kök birleşimine kadar uzatıldı. Daha sonra aynı örnek üzerinde bu sefer mezialden başlayarak 1 mm genişliğinde seri kesitler alındı. Böylece yaklaşık 1x1 mm ebatlarında çubuklar elde edildi (Resim 1). Tüm laboratuvar işlemleri süresince kesitler distile su ile dolu kapalı bir kutuda saklandı. Her gruptan 12-20 örnek mikrogerilim bağlanma dayanım deneyine tabii tutuldu. Universal test makinesine (Micro Tensile Tester, T-61010K, Bisco, ABD) monte edilmiş bir test apareyine siyano akrilat yapıştırıcı ile sabitlenen örneklere 1 mm/dakikalık kuvvetler ile kopma oluncaya kadar çekme kuvveti uygulandı (Resim 2). Dört farklı adeziv sistemin mikrogerilim bağlanma dayanım değerleri ölçüldü. Cihazın “Newton” (N) olarak gösterdiği kopma anındaki kuvvet, çubukların kompozit-dentin bağlanma yüzeyinin alanına bölünerek “Megapaskal” (MPa) cinsinden kaydedildi (Şekil 5).

Tablo 3: Koronal dentinde kullanılan adeziv sistemlerin içerikleri

	Teknik	İçerik	Lot Numaraları
Adper Scotchbond Multi- Purpose (3M, St. Paul, MN, ABD)	(Total-etch) (3 aşamalı)	Asit : 35% fosforik asit Primer: HEMA, polialkenoik asit kopolimeri ve su Bond: Bis-GMA ve HEMA	6BF, 6PM
Adper Single Bond 2 (3M, St. Paul, MN, ABD)	(Total-etch) (2 aşamalı)	Asit:% 37 fosforik asit Bond: Bis- GMA, HEMA, Polialkenoik asit kopolimeri, su, etanol, dimetakrilat reçine	6JE
Clearfil SE Bond (Kuraray, Okayama, Japonya)	(Self-etch primer) (2 aşamalı)	Primer: MDP, HEMA, su, akseleratör, katalizör, fotoindikatör Bond: MDP, HEMA, multifonksiyonel metakrilat, fotoindikatör, mikrodoldurucu, katalizör	00739A, 01063A
Clearfil S³ Bond (Kuraray, Okayama, Japonya)	(Self-Etch Adeziv) (1 aşamalı)	<i>MDP, Bis-GMA, HEMA, Hidrofobik dimetakrilat, dl kamforkinon, kolloid silika, etil alkol ve su</i>	00092A



Resim 1: Yaklaşık 1x1 mm ebatlarında elde edilen çubuklar



Resim 2: Mikrogerilim ölçüm cihazı

3.1.2. Kopma Tipinin Belirlenmesi

Mikrogerilim bağlanma deneyi sonrasındaki kopma tipini belirlemek amacıyla örnekler ışık mikroskopunda (Nikon eclipse E600, Japonya) X 100 büyütmede incelendi.

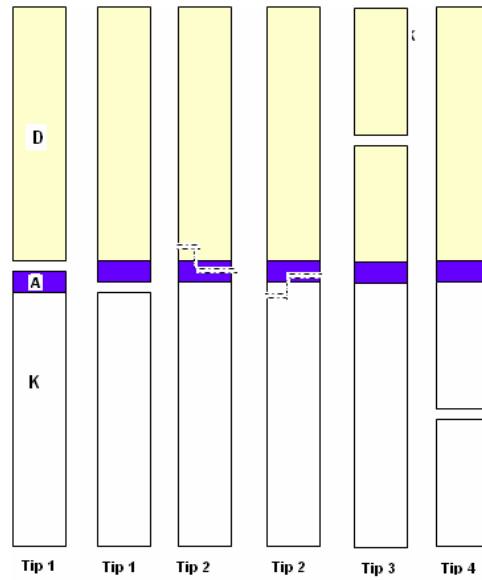
Kopma tipleri 4 tipte tanımlandı (Şekil 6).

Tip 1: Adezivin dentin veya kompozit materyalden kopması (adeziv kopma) (Resim 3).

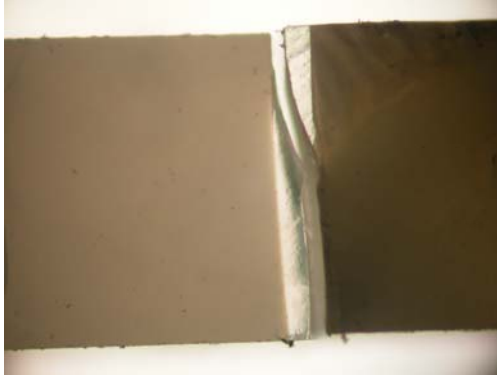
Tip 2: Adezivin koparken dentin veya kompozit materyalden bir parçayı da beraberinde koparması (karışık kopma) (Resim 4).

Tip 3: Dentinin kendi içindeki kopma (dentin kohesiv) (Resim 5).

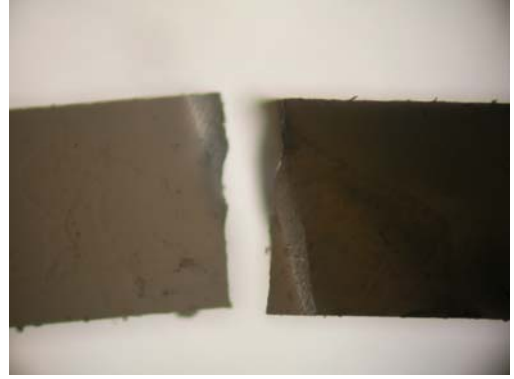
Tip 4: Kompozit materyalin kendi içindeki kopma (kompozit kohesiv) (Resim 6).



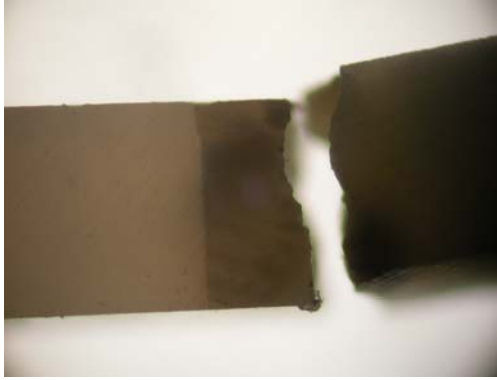
Şekil 6: Mikrogerilim deneyi sonrası kopma tipleri



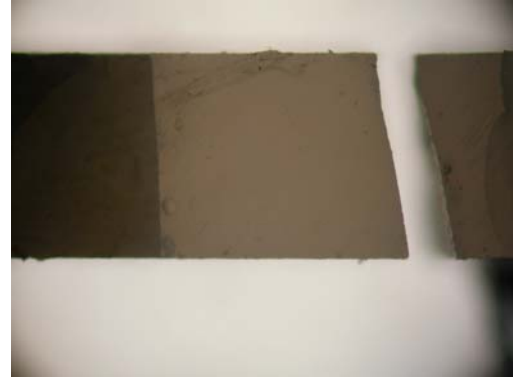
Resim 3: Adeziv kopma



Resim 4: Karışık kopma



Resim 5: Dentin koheziv



Resim 6: Kompozit koheziv

3.1.3. İstatistiksel Analizler

Mikrogerilim bağlanma dayanımı deneyii sonucu elde edilen verilerin istatistiksel değerdendirmesi tek yönlü varyans analizi, iki yönlü varyans analizi, üç yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey çoklu karşılaştırma ile yapıldı.

Kopma tipi verilerinin istatistiksel değerdendirmesi ise çapraz tablo ve ki-kare analizi (SPSS 15.0 for Windows, SPSS Inc., ABD) ile yapıldı.

3.1.4. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM)

Hazırlanan grupların her birinden 3 adet diş (n=42) SEM incelemesi için kullanıldı. Hazırlanan dişler adeziv yüzeye dik olacak şekilde kırıldı. Bukkolingual yönde kırılmayı kolaylaştırması ve dişlere daha az stres uygulanması amacı ile dişlerin koronalinin bukkal ve lingual yüzeylerine düşük turlu motora takılan elmas separe yardımıyla çentikler açıldı. Bu çentiklere yerleştirilen spatüle hafif kuvvet uygulandı ve dişler kırılarak ikiye ayrıldı. Kırık yüzeylerin tesviye ve polisaj işlemleri, 200 devir/dakika arasında sabit hızla sırası ile 240, 400, 800 ve 1200 gritlik zımpara kâğıtlarıyla su altında zımparalama ve parlatma cihazı ile yapıldı. Tesviye ve polisajları yapılmış kırık yüzeyler 5 N HCl asit ile 60 saniye muamele edildi ve 5 dk akan su altında yıkandı. Daha sonra % 1' lik NaOCl ile 10 dk muamele edildi ve 5 dk akan su altında yıkandı. İncelenecek test örnekleri 24 saat kurumaya bırakıldıktan sonra vakum altında 100 Å kalınlığında altın kaplanarak SEM'de (Jeol, JSM-6490LV, Japonya) incelendi

3.2. Kök Kanal Dentini Deneyi

Kök kanal dentini deneylerinde 64 adet üst kesici diş kullanıldı. Kök kanal uzunluklarını standart hale getirmek için dişlerin kronları, kök boyutları 14 mm olacak şekilde su soğutması altında elmas separe kullanılarak kesildi. Hazırlanan dişlerin kök kanal preparasyonu çalışma boyu apikal foramenden 0,5 mm kısa olarak sırasıyla protaper döner NiTi eğelerle (S1-S2-F1-F2,F3; ProTaper Universal, Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) crown-down tekniğiyle yapıldıktan sonra master apikal eğe 50 numara olacak şekilde tamamlandı. Her eğe değişiminde % 1' lik NaOCl ile irrigasyon yapıldı. Kanallar AH26 kök kanal patı (Dentsply De Trey GmbH, Konstanz, Almanya) ve guta perka (Diadent, Seul, Kore) ile lateral kondenzasyon yöntemiyle dolduruldu. Dişler 24 saat distile su içinde bekletildikten sonra koronal guta perka

dişlerin apikalinde yaklaşık olarak 4 mm bırakılacak şekilde, post sisteminin kendi frezi (RelyX fiber post drill, size 2) kullanılarak uzaklaştırıldı ve 10 mm' lik post boşluğu hazırlandı. Post boşluğu hazırlanmasından sonra kanallar % 1' lik NaOCl (Aklar Kimya, Ankara, Türkiye) ve % 17' lik EDTA (Wizard, Rehber Kimya, İstanbul, Türkiye) ile irriga edildi. Kanalların son yıkaması distile su ile yapıldı ve kağıt konlarla kurutuldu. Dişler rastgele her grupta 32 diş olacak şekilde 2 gruba ayrıldı.

1. grupta ki 32 diş, her alt grupta 8 diş olacak şekilde 4 alt gruba ayrıldı.

Grup 1a: Post boşluğu hazırlanmış kök kanal dentin yüzeylerine 15 s % 37' lik fosforik asit jel uygulandı, jel 15 s yıkanarak uzaklaştırıldı ve 2 s havayla hafifçe kurutuldu ve kağıt kon yardımıyla fazlalık su uzaklaştırıldı. Scotchbond Multi-Purpose primeri kök dentin yüzeyine mikro fırça (Multi-Brush, Multi-Colors, Extra Small, Denbur Inc., Oak Brook, ABD) yardımıyla sürüldü ve 5 s hafif havayla kurutuldu, kağıt kon yardımıyla fazlalık primer uzaklaştırıldı Scotchbond Multi-Purpose bondu primer üzerine sürüldü, fazlalık bond kağıt kon yardımıyla uzaklaştırıldı, hafif hava ile inceltildi ve 10 s süreyle ışıkla polimerize edildi.

Grup 1b: Kök kanal dentin yüzeylerine 15 s % 37' lik fosforik asit jel uygulandı, jel 10 s yıkanarak uzaklaştırıldı, 2 s kurutuldu ve kağıt kon yardımıyla fazlalık su uzaklaştırıldı. Single Bond dentin yüzeyine mikro fırça yardımıyla sürüldü, fazlalık adeziv kağıt kon yardımıyla uzaklaştırıldı, 5 s hafif hava ile inceltildi ve 10 s'ye süreyle ışıkla polimerize edildi.

Grup 1c: Kök kanal dentin yüzeylerine mikro fırça yardımıyla 20 s' ye süreyle Clearfil SE primeri uygulandı, fazlalık primer kağıt kon yardımıyla uzaklaştırıldı ve havayla inceltildi, Clearfil SE bondu, primer üzerine sürüldü, fazlalık bond kağıt kon yardımıyla uzaklaştırıldıktan sonra hafif hava ile inceltildi ve 10 s ışıkla polimerize edildi.

Grup 1d: Kök kanal dentin yüzeylerine 20 s' ye süreyle Clearfil S³ sürüldü, fazlalık adeziv kağıt kon yardımıyla uzaklaştırıldı, hafif hava ile inceltildi ve 5 s basınçlı hava uygulandı ve 10 s ışıkla polimerize edildi.

2. grupta ki 32 diş, her alt grupta 8 diş olacak şekilde 4 alt gruba ayrıldı.

Grup 2a: Kök kanal dentin yüzeylerine 15 s % 37' lik fosforik asit jel uygulandı, jel 15 s yıkanarak uzaklaştırıldı ve 2 s havayla hafifçe kurutuldu ve kağıt kon yardımıyla fazlalık su uzaklaştırıldı. Scotchbond Multi-Purpose primeri kök dentin yüzeyine mikro fırça yardımıyla sürüldü ve 5 s hafif havayla kurutuldu, kağıt kon yardımıyla fazlalık primer uzaklaştırıldı. Scotchbond Multi-Purpose bondu, primer üzerine sürüldü. Daha önceki deneyimizde bulunan primer veya bonda Nd: YAG lazer uygulamasının fark oluşturmaması nedeniyle sadece bond üzerine 100 mJ/atım çıkış enerjisinde, 10 Hz frekansında, 400 nm fiber optik kablo yardımıyla temassız şekilde Nd:YAG lazer uygulandı, kağıt kon yardımıyla fazlalık bond uzaklaştırıldı, hafifi hava uygulandı ve 10 s ışıkla polimerize edildi.

Grup 2b: Kök kanal dentin yüzeylerine 15 s % 37' lik fosforik asit jel uygulandı, jel 10 s yıkanarak uzaklaştırıldı, 2 s kurutuldu ve kağıt kon yardımıyla fazlalık su uzaklaştırıldı. Single Bond dentin yüzeyine mikro fırça yardımıyla sürüldü ve adeziv üzerine 100 mJ/atım çıkış enerjisinde, 10 Hz frekansında, 400 nm fiber optik kablo yardımıyla temassız şekilde Nd:YAG lazer uygulandı. Fazlalık adeziv kağıt kon yardımıyla uzaklaştırıldı, 5 s hafif hava ile inceltildi ve 10 s süreyle ışıkla polimerize edildi.

Grup 2c: Kök kanal dentin yüzeylerine 20 s' ye süreyle Clearfil SE primeri uygulandı, fazlalık primer kağıt kon yardımıyla uzaklaştırıldı ve havayla inceltildi. Clearfil SE bondu, primer üzerine

sürüldü. Daha önceki deneyimizde bulunan primer veya bonda Nd: YAG lazer uygulamasının fark oluşturmaması nedeniyle sadece bond üzerine 100 mJ/atım çıkış enerjisinde, 10 Hz frekansında, 400 nm fiber optik kablo yardımıyla temassız şekilde Nd:YAG lazer uygulandı, fazlalık bond kağıt kon yardımıyla uzaklaştırıldıktan sonra hafif havayla inceltildi ve 10 s ışıkla polimerize edildi.

Grup 2d: Dentin yüzeylerine 20 s' ye süreyle Clearfil S³ sürüldü, fazlalık adeziv kağıt kon yardımıyla uzaklaştırıldı ve adeziv üzerine 100 mJ/atım çıkış enerjisinde, 10 Hz frekansında, 400 nm fiber optik kablo yardımıyla temassız şekilde Nd:YAG lazer uygulandıktan sonra fazlalık adeziv kağıt kon yardımıyla uzaklaştırıldı, 5 s basınçlı hava uygulandıktan sonra 10 s ışıkla polimerize edildi.

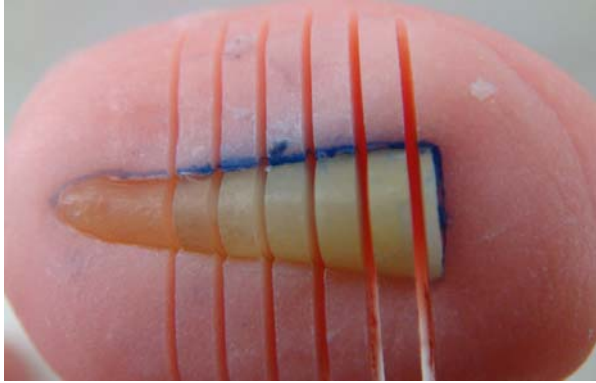
Yapıştırma simanı olarak total-etch ve self-etch adeziv sistemlerle kullanılan RelyX ARC (3M ESPE, ABD) (Tablo 4) ve post olarak 2 numara RelyX fiber post (3M ESPE, ABD) kullanıldı. Rely X dual-cure yapıştırma simanının A ve B patları karıştırma kağıdı üstünde üretici talimatları doğrultusunda 10 s karıştırıldı. Siman lentülo yardımıyla adeziv uygulanmış kök kanalı içine yollandı ve fiber post hafif basınç uygulanarak kök kanalı içine yerleştirildi. Siman fazlalıkları küçük bir fırça yardımı ile temizlendi ve 40 s ışıkla polimerize edildi. Bütün örnekler distile su içerisinde 37 °C'de 24 saat bekletildi.

Tablo 4: Total-etch ve self-etch adeziv sistemlerle kullanılan yapıştırma simanı

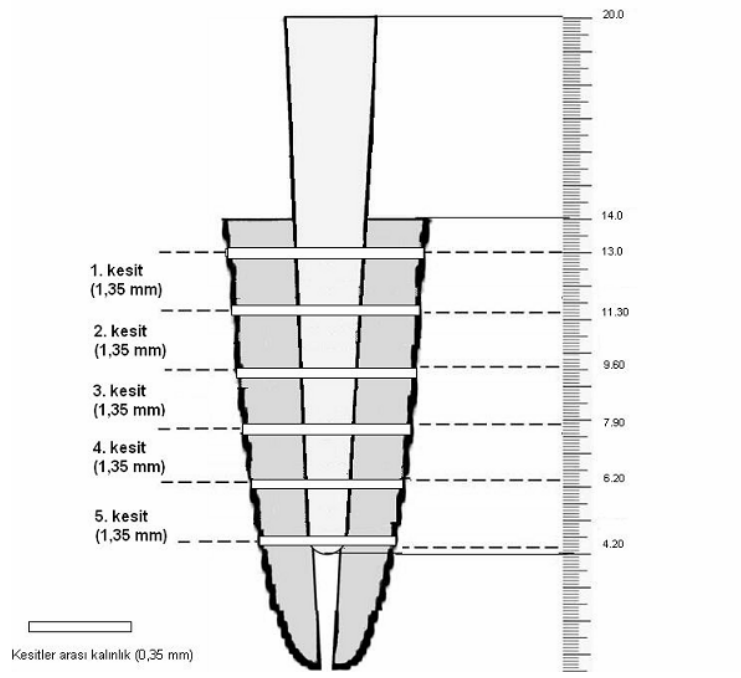
	İçerik	Lot Numarası
RelyX ARC (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD)	A patı: Bis-GMA, TEGDMA, Zirkon/silika doldurucu, fotobaşlatıcılar, amin, pigmentler B patı: Bis-GMA, TEGDMA, benzoil peroksit, zirkon/silika doldurucu	GM8HU

3.2.1. Push-Out Bağlanma Dayanımı Deneyi

Hazırlanan grupların her birinden beş adet diş (n=40) push-out bağlanma dayanımı deneyi için kullanıldı. Dişler metakrilat rezin kalıplar içerisine gömüldü. Akrilik bloklardan distile su soğutması altında yavaş dönen kesme makinesi (Mecatome, T2001A, Pressi, Fransa) kullanılarak 5 kesit alındı (Resim 7). Her kesitin kalınlığı yaklaşık 1,35 mm'dir. İlk iki kesit post boşluğunun koronalinden, takip eden 2 kesit orta ve son bir kesit apikal bölgeden alındı (Şekil 7). Hazırlanan örneklerle universal test cihazında (Schimadzu Co., Kyoto, Japonya) apikalden koronale doğru 0,5 mm/dk hız ile push-out deneyi uygulandı (Resim 8). Maksimum kopma değeri Newton (N) olarak belirlendi ve bu değer postun bağlanma yüzeyinin alanına bölünerek Megapaskal (MPa)' a çevrildi ve kaydedildi.



Resim 7: Yaklaşık 1,35 mm ebatlarında elde edilen kesitler



Şekil 7: Dişlerden alınan kesitlerin şematik gösterimi



Resim 8: Push-Out test cihazı

3.2.2. Kopma Tipinin Belirlenmesi

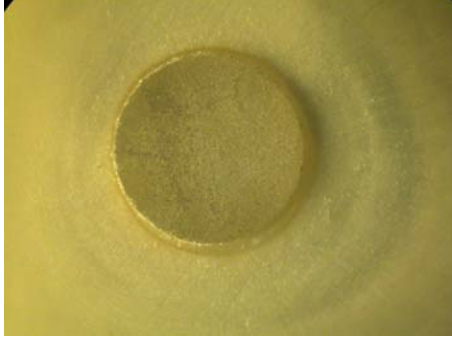
Push-out bağlanma deneyi sonrasındaki kopma tipini belirlemek amacıyla örnekler ışık mikroskopunda X 100 büyütmede incelendi.

Kopma tipleri 3 tipte tanımlandı:

Tip 1: Fiber post ve rezin siman arasında adeziv başarısızlık (Resim 9).

Tip 2: Resin siman ve kök kanal dentini arasındaki adeziv başarısızlık (Resim 10).

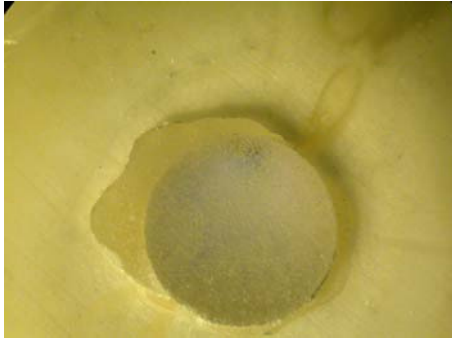
Tip 3: Resin siman/fiber post arasındaki kopmaya ilaveten resin siman/kök kanal dentini arasındaki kopmanın aynı örnekte görülmesi (Resim 11).



Resim 9: Fiber post ve rezin siman arasında adeziv başarısızlık



Resim 10: Rezin siman ve kök kanal dentini arasındaki adeziv başarısızlık



Resim 11: Rezin siman/fiber post arasındaki kopmaya ilaveten rezin siman/kök kanal dentini arasındaki başarısızlık

3.2.3. İstatistiksel Analizler

Push-out bağlanma dayanımı deneyi sonucu elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesi tek yönlü varyans analizi, iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey çoklu karşılaştırma ile yapıldı.

Kopma tipi verilerinin istatistiksel değerlendirmesi ise çapraz tablo ve ki-kare analizi ile yapıldı.

3.2.4. Elektron Tarama Mikroskobu (SEM)

Hazırlanan grupların her birinden üç adet diş (n=24) SEM incelemesi için kullanıldı. Hazırlanan kökler adeziv yüzeye dik olacak şekilde kırıldı. Bukkolingual yönde kırılmayı kolaylaştırması ve köklere daha az stres uygulanması amacı ile köklerin bukkal ve lingual yüzeylerine düşük turlu motora takılan elmas separe yardımıyla çentikler açıldı. Bu çentiklere yerleştirilen spatüle hafif kuvvet uygulandı ve kökler kırılarak ikiye ayrıldı. Kırık yüzeylerin tesviye ve polisaj işlemleri, 200 devir/dakika arasında sabit hızla sırası ile 240, 400, 800 ve 1200 gritlik zımpara kâğıtlarıyla su altında zımparalama ve parlatma cihazı ile yapıldı. Tesviye ve polisajları yapılmış kırık yüzeyler 5 N HCl asit ile 60 saniye muamele edildi ve 5 dk akan su altında yıkandı. Daha sonra %1' lik NaOCl ile 10 dk muamele edildi ve 5 dk akan su altında yıkandı. İncelenecek test örnekleri bir gece kuru havada bırakıldıktan sonra vakum altında 100 Å kalınlığında altın kaplanarak SEM' de incelendi.

4. BULGULAR

4.1. Koronal Dentin Bulguları

4.1.1. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Bulguları

Bir diştten elde edilen çubukların kopma değerleri ortalamaları ve bundan esas alınarak yapılan analiz sonuçları Tablo 5' de ve bu sonuçların grafiksel görünüşleri Şekil' 8 de verilmiştir.

Tablo 5: Kopma değerleri ortalamaları

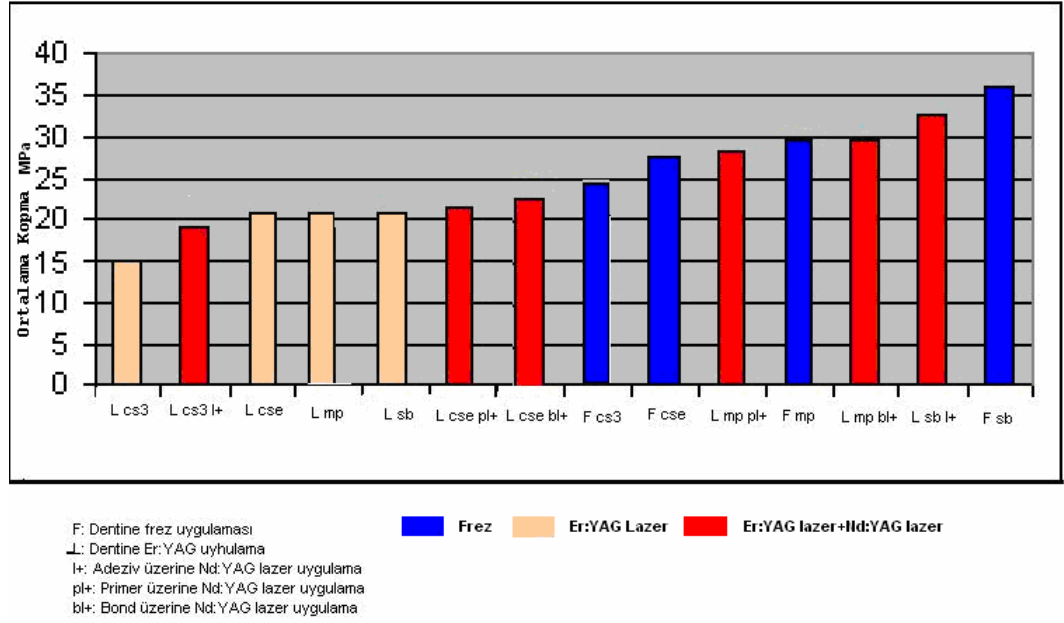
Uygulama	Ortalama	StdSap	Fark*
L_CS ³ _I-	14,85	1,85	ab
L_C S ³ _I+	18,90	3,16	ab
L_CSE_I-	20,32	2,91	abc
L_SMP_I-	20,61	0,88	abc
L_SB_I-	20,70	1,31	abc
L_CSE_pl+	21,45	1,93	bcd
L_CSE_bl+	22,76	1,73	bcde
F_CS ³	23,99	7,14	bcde
F_CSE	27,31	1,77	cdef
L_SMP_pl+	28,24	3,39	def
F_SMP	29,47	2,03	defg
L_SMP_bl+	29,57	3,04	efg
L_SB_I+	32,48	2,39	fg
F_SB	36,04	3,56	g

pl+: Primer üzerine Nd:YAG lazer uygulandı

bl+: Bond üzerine Nd:YAG lazer uygulandı

I+: Adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulandı

*: Aynı harfi içeren gruplar arasında istatistiki olarak önemli farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).



Şekil 8: Kopma değerleri ortalamaları

Koronal dentinin frez kullanılarak hazırlandığı örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı sırasıyla SB>SMP>CSE>CS³'dür. SB ve SMP, SMP ile CSE ve SMP ile CS³ arasında istatistiksel fark yoktur. Öte yandan SB ile CSE ve SB ile CS³ arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıdır (Tablo 6).

Tablo 6: Frez kullanarak hazırlanan dentin örneklerindeki bağlanma dayanımı

Uygulama	Ortalama	Std Sap	Fark*
F_SB	36,04	3,56	a
F_SMP	29,47	2,03	ba
F_CSE	27,31	1,77	b
F_CS ³	23,99	7,14	b

Koronal dentinin lazer kullanılarak hazırlandığı örneklerde de en yüksek bağlanma dayanımı sırası da aynıdır ve SB> SMP>CSE >CS³ şeklindedir. Ayrıca burada gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur (Tablo 7).

Tablo 7: Er:YAG kullanılarak hazırlanan dentin örneklerindeki bağlanma dayanımı

Uygulama	Ortalama	Std Sap	Fark*
L_SB	20,70	1,31	a
L_SMP	20,61	0,88	a
L_CSE	20,32	2,91	a
L_CS ³	14,85	1,85	a

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin yüzeylerine uygulanan adezivlerin üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulandığında bağlanma dayanımı sırası SB>SMP Bond>SMP Primer> CSE Bond> CSE Primer> CS³ şeklindedir. SB ile MP arasında ve CSE ve CS³ arasında istatistiksel fark yoktur. SB ile CSE, SB ile CS³, SMP ile CSE ve SMP ile CS³ arasındaki farklılıklar anlamlıdır. Nd:YAG lazerin SMP ve CSE adezivleri üzerine uygulanma varyasyonlarında, bonda Nd:YAG lazer uygulaması primere uygulamadan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ama anlamlı farklılık olmamıştır (Tablo 8)

Tablo 8: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin yüzeylerine uygulanan adezivlerin üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulandığında bağlanma dayanımı

Uygulama	Ortalama	Std Sap	Fark*
L_SB_l+	32,48	2,39	e
L_SMP_bl.+	29,57	3,04	de
L_SMP_pl+	28,24	3,39	cde
L_CSE_bl+	22,76	1,73	bc
L_CSE_pl+	21,45	1,93	ab
L_CS ³ _l+	18,90	3,16	ab

4.1.2. Kopma Tipi Bulguları

Dentinin Er:YAG lazerle veya tungsten karbid frezle hazırlanmasının kopma tipinde bir değişiklik yapıp yapmadığı incelendiğinde elde edilen veriler Tablo 9' da sunulmuştur.

CSE grubunda, frezle hazırlanan grupta % 47,7 tip 1 kopma varken bu oran lazer gruplarında % 63,6' ya yükselmiş ve tip 4 değerleri %

40.0' dan % 29.1' e ve tip 3 değerleri de % 12.3' den % 3,6' ya düşmüştür. Bu değişim istatistiki olarak önemlidir ($p<0.05$).

SB' da, frezle hazırlanan grupta % 44.6 tip 1 kopma varken bu oran lazer gruplarında % 63.0'e yükselmiş, tip 2 değerleri % 9.6' dan % 1,1' e düşmüştür. Bu değişim de istatistiki olarak önemlidir ($p<0.05$).

CS³ grubunda, frezle hazırlanan grupta % 96.1 tip 1 kopma varken lazer gruplarında % 66,3 'e düşmüştür, tip 4 değerleri % 0.0' dan % 32,5' e yükselmiştir. Burada da istatistiki olarak anlamlı fark vardır ($p<0.05$).

SMP grubundaki, kopma tipleri arası değişim oranları istatistiki olarak önemli değildir ($p>0.05$).

Tablo 9: Dentinin Er:YAG lazerle veya tungsten karbid frezle hazırlanmasında kopma tipi oranları

			Kopma Tipi			
			adeziv	kk	dk	karışık
CSE	Er:YAG	n	35	2	2	16
		%	63,6	3,6	3,6	29,1
	Frez	n	31	0	8	26
		%	47,7	,0	12,3	40,0
SMP	Er:YAG	n	37	3	6	14
		%	61,7	5,0	10,0	23,3
	Frez	n	42	3	6	21
		%	58,3	4,2	8,3	29,2
SB	Er:YAG	n	58	1	5	28
		%	63,0	1,1	5,4	30,4
	Frez	n	37	8	9	29
		%	44,6	9,6	10,8	34,9
CS ³	Er:YAG	n	53	0	1	26
		%	66,3	,0	1,3	32,5
	Frez	n	49	1	1	0
		%	96,1	2,0	2,0	,0

adeziv: adeziv kopma, dk: dentin koheziv kopma

kk: kompozit koheziv kopma, karışık: karışık kopma

Adezivlerin üzerine Nd:YAG lazer uygulamasının kopma tipinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı gözlenmiştir (Tablo 10)

Tablo 10: Adezivlerin üzerine Nd:YAG lazer uygulamasında kopma tipi oranları

adeziv	Nd:YAG		Kopma Tipi			
			adeziv	kk	dk	karışık
CSE	uygulanmadı	n	35	2	2	16
		%	63,6	3,6	3,6	29,1
	uygulandı	n	86	0	1	24
		%	77,5	,0	,9	21,6
	Toplam	n	121	2	3	40
		%	72,9	1,2	1,8	24,1
SMP	uygulanmadı	n	37	3	6	14
		%	61,7	5,0	10,0	23,3
	uygulandı	n	96	1	10	34
		%	68,1	,7	7,1	24,1
	Toplam	n	133	4	16	48
		%	66,2	2,0	8,0	23,9
SB	uygulanmadı	n	58	1	5	28
		%	63,0	1,1	5,4	30,4
	uygulandı	n	47	0	7	24
		%	60,3	,0	9,0	30,8
	Toplam	n	105	1	12	52
		%	61,8	,6	7,1	30,6
CS ³	uygulanmadı	n	53	0	1	26
		%	66,3	,0	1,3	32,5
	uygulandı	n	48	0	0	15
		%	76,2	,0	,0	23,8
	Total	n	101	0	1	41
		%	70,6	,0	,7	28,7

Dentinin frezle hazırlandığı ve dentinin Er:YAG lazerle hazırlanıp adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulanan grupların kopma tipinde bir değişiklik yapıp yapmadığı incelendiğinde elde edilen veriler Tablo 11’ de sunulmuştur.

CSE grubunda, frezle hazırlanan grupta % 47,7 tip 1 kopma varken bu oran lazer gruplarında % 77,5' e yükselmiştir ve tip 4 değerleri % 40.0' dan % 21.6' ya ve tip 3 değerleri % 12.3' den % 0,9' a düşmüştür. Bu değişim istatistiki olarak önemlidir ($p<0.05$).

SB' da, frezle hazırlanan grupta % 44.6 tip 1 kopma varken bu oran lazer gruplarında % 60,3' e yükselmiştir ve tip 2 değerleri % 9.6' dan % 0' a düşmüştür. Bu değişim de istatistiki olarak önemlidir ($p<0.05$).

CS³ grubunda, frezle hazırlanan grupta % 96.1 tip 1 kopma varken bu oran lazer gruplarında % 76,2 'ye düşmüştür, tip 4 değerleri % 0.0' dan % 23,8' e yükselmiştir. Bu değişim de istatistiki olarak önemlidir ($p<0.05$).

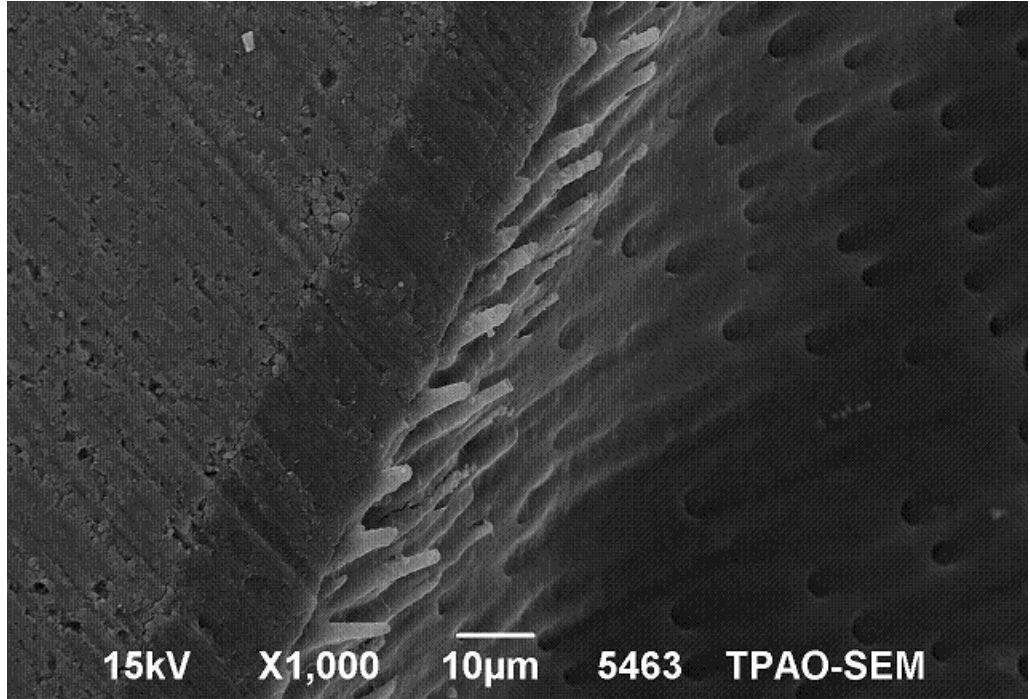
SMP grubundaki, kopma tipleri arası değişim oranları istatistiki olarak önemli değildir ($p>0.05$).

Tablo 11: Dentinin frezle hazırlandığı ve dentinin Er:YAG lazerle hazırlanıp adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulanan gruplarda kopma tipi oranları

adeziv			Kopma Tipi			
			adeziv	kk	dk	mix
CSE	Er:YAG lazer + Nd:YAG lazer	n	86	0	1	24
		%	77,5	,0	,9	21,6
	frez	n	31	0	8	26
		%	47,7	,0	12,3	40,0
SMP	Er:YAG lazer + Nd:YAG lazer	n	96	1	10	34
		%	68,1	,7	7,1	24,1
	frez	n	42	3	6	21
		%	58,3	4,2	8,3	29,2
SB	Er:YAG lazer + Nd:YAG lazer	n	47	0	7	24
		%	60,3	,0	9,0	30,8
	frez	n	37	8	9	29
		%	44,6	9,6	10,8	34,9
CS ³	Er:YAG lazer + Nd:YAG lazer	n	48	0	0	15
		%	76,2	,0	,0	23,8
	frez	n	49	1	1	0
		%	96,1	2,0	2,0	,0

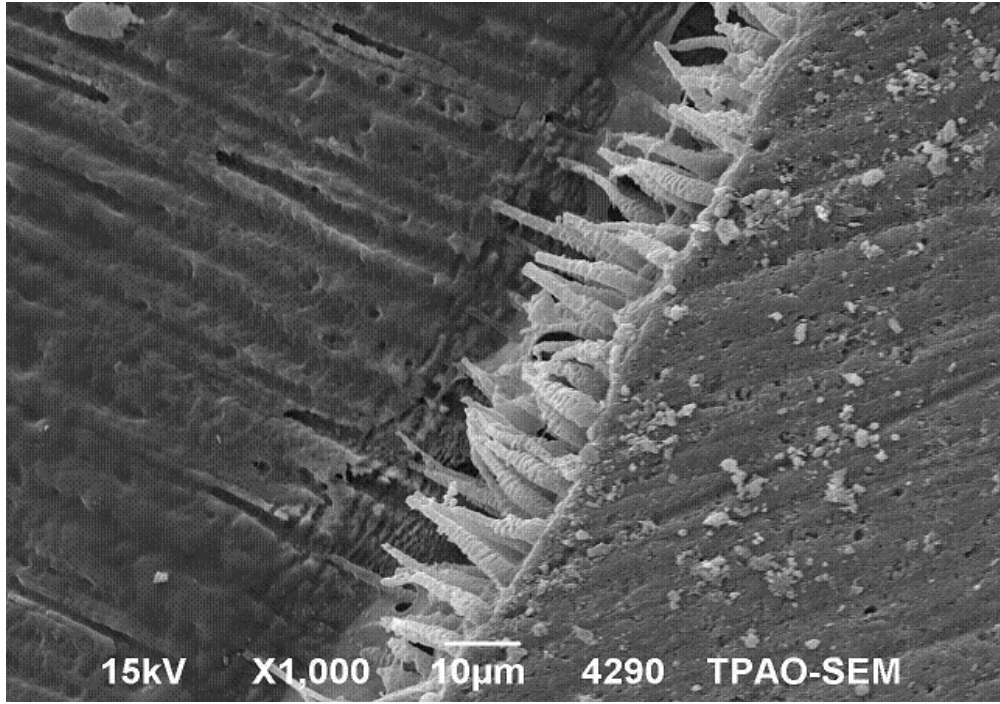
4.1.3. SEM Bulguları

Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Single Bond uygulandığında homojen hibrit tabaka ve geniş tabanlı huni biçimli rezin uzantılar gözlemlendi (Resim 12).



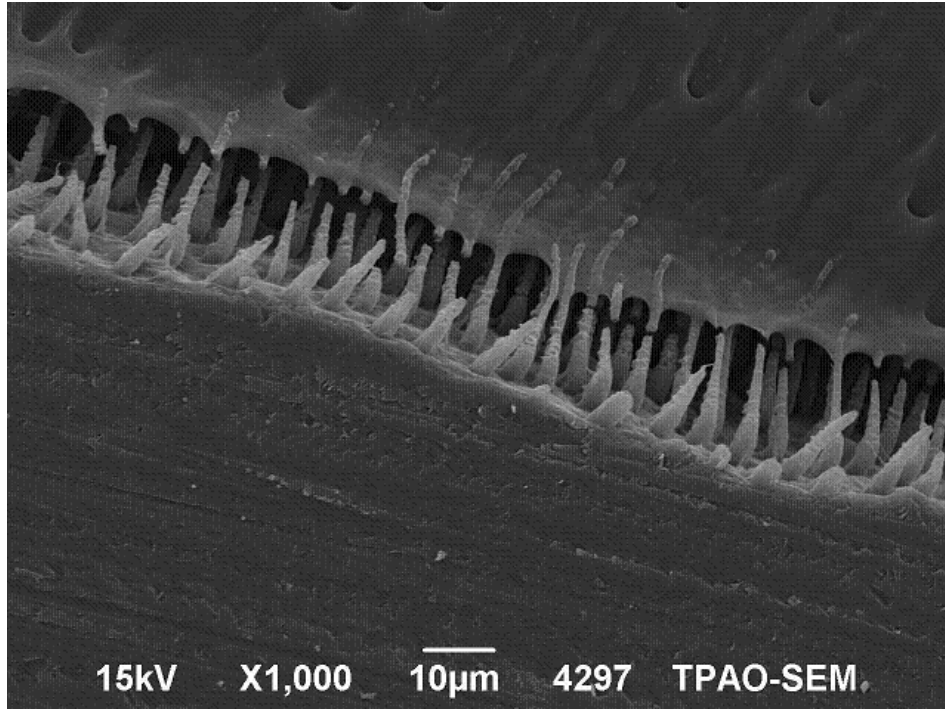
Resim 12: Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Single Bond uygulaması (SEM görüntüsü)

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Single Bond uygulandığında homojen hibrit tabaka ve frez uygulanan dentin örneklerine göre daha yoğun, tabanı dar huni biçimli, kalın rezin uzantılara rastlandı (Resim 13).



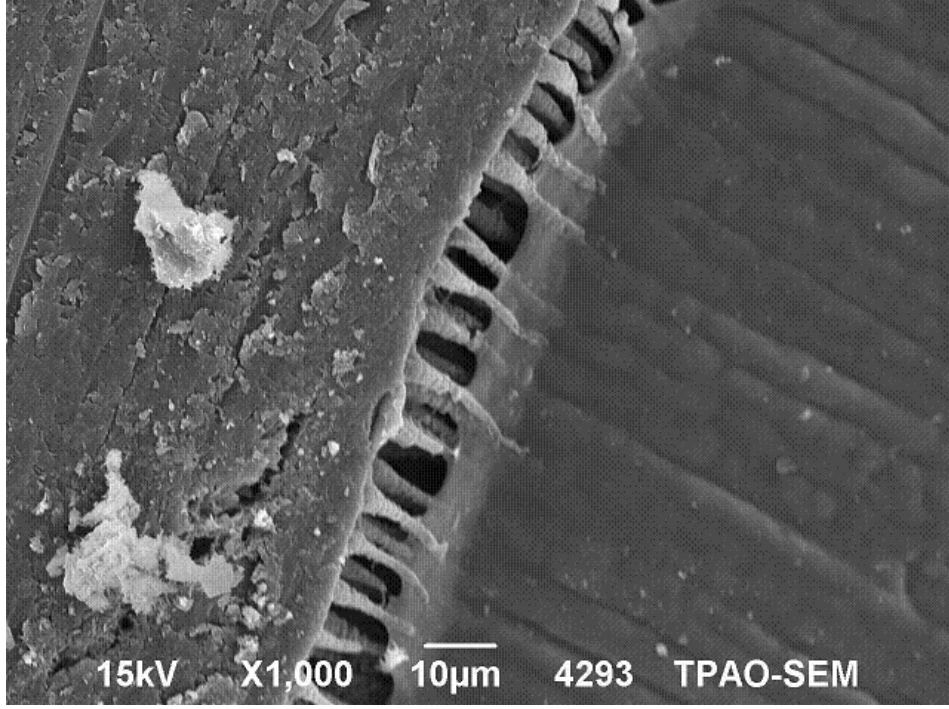
Resim 13: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Single Bond uygulaması (SEM görüntüsü).

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Single Bond üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulandığında orta kalınlıkta hibrit tabaka ve uzun rezin uzantılar gözlemlenmiştir (Resim 14).



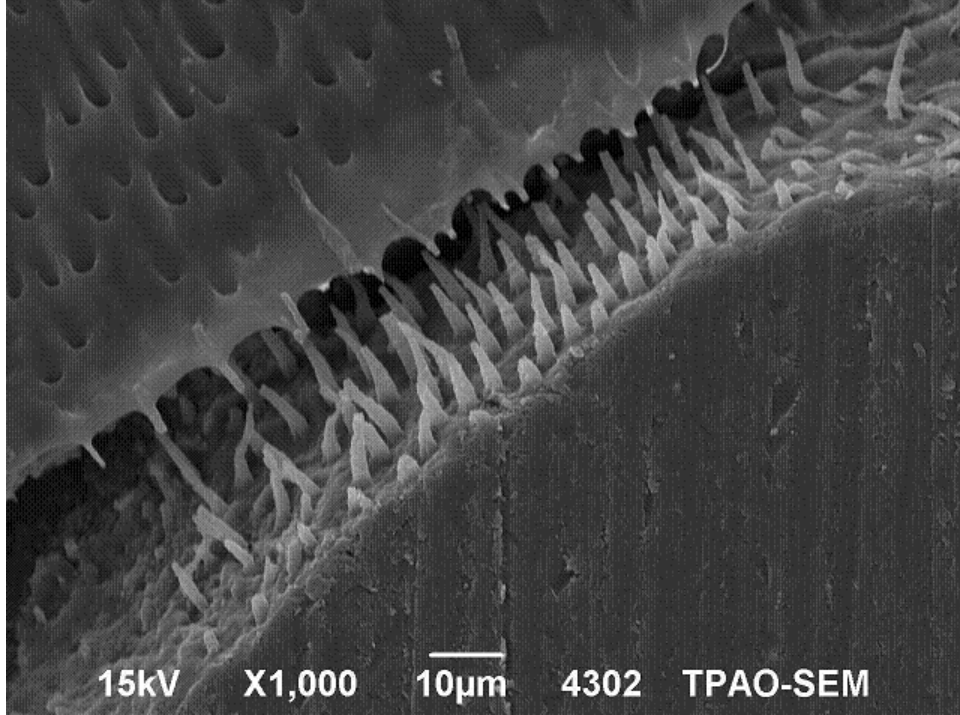
Resim 14: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Single Bond üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulaması (SEM görüntüsü)

Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotchbond Multi-Purpose uygulandığında orta kalınlıkta bir hibrit tabaka ve kalın, huni biçimli rezin uzantılar gözlemlendi (Resim 15).



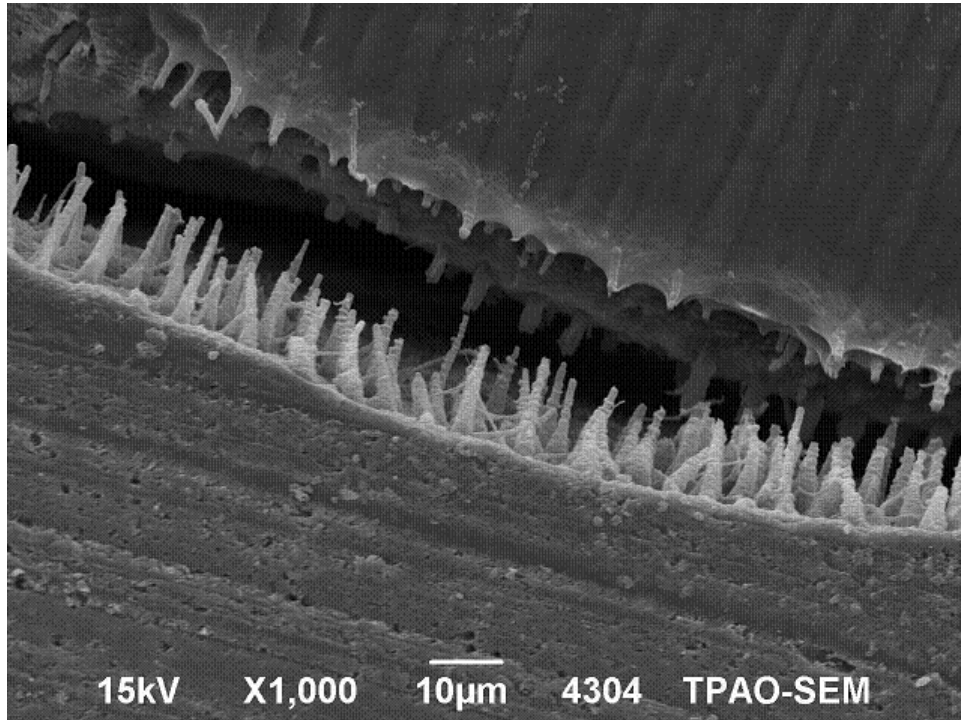
Resim 15: Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotchbond Multi-Purpose uygulanması (SEM görüntüsü).

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotcbond Multi-Purpose uygulandığında ince bir hibrit tabaka ve dentin yüzeyinde devamlılık göstermeyen kalın, huni biçimli resin uzantılara rastlandı (Resim 16).



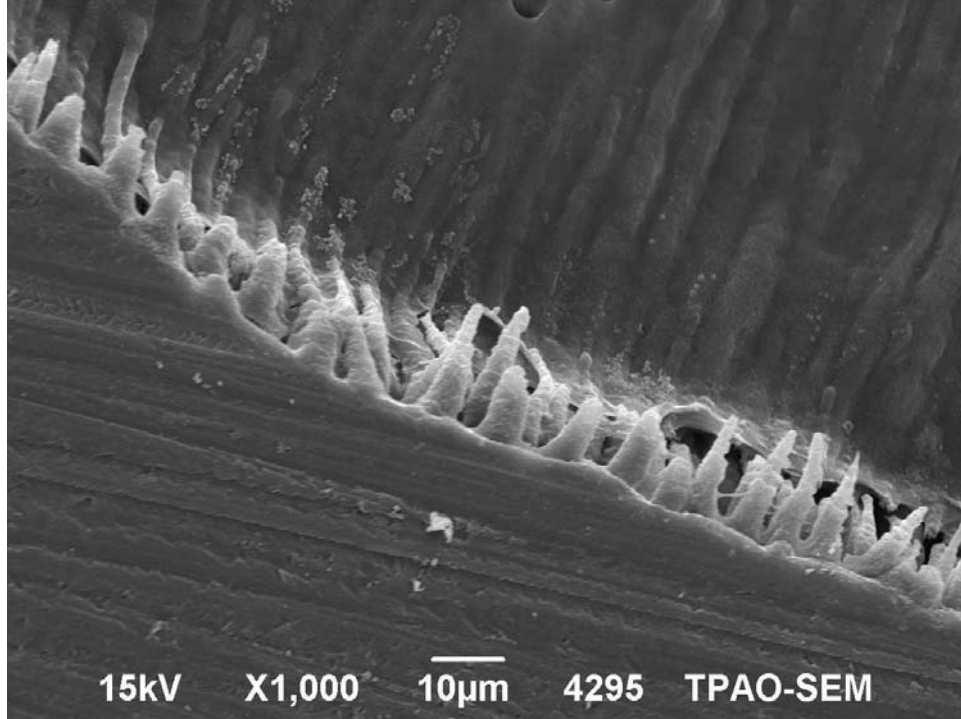
Resim 16: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotcbond Multi-Purpose uygulanması (SEM görüntüsü)

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotchbond Multi-Purpose bondu üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulandığında resin uzantıların boylarının uzadığı ve lateral dallanmaların çok sayıda arttığı gözlenmiştir. Kollajen fibriller arasında yok denecek kadar az boşluklara rastlandı (Resim 17).



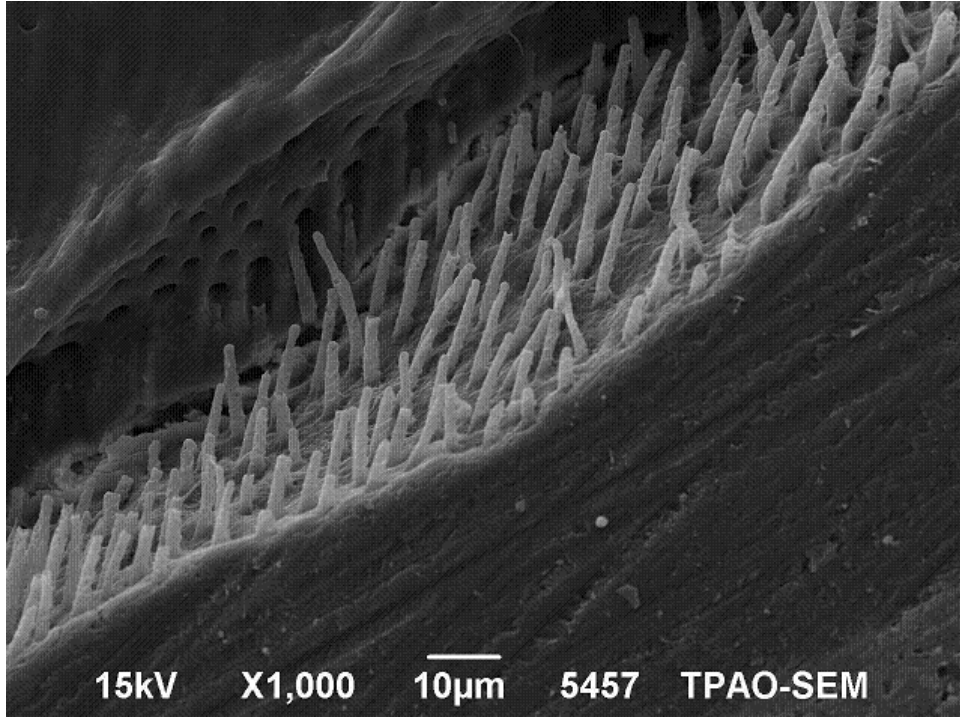
Resim 17: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotchbond Multi-Purpose bondu üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulaması (SEM görüntüsü)

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotchbond Multi-Purpose primeri üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulandığında resin uzantıların boylarının uzadığı ve lateral dallanmaların çok sayıda arttığı gözlenmiştir (Resim 18).



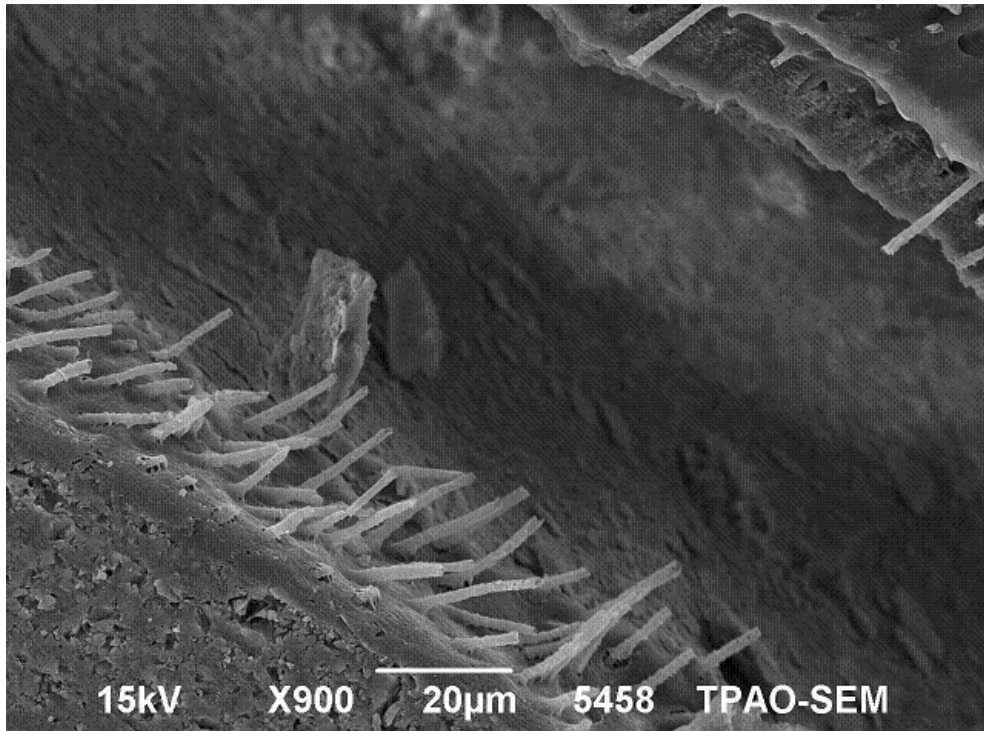
Resim 18: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Scotchbond Multi-Purpose primeri üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulaması (SEM görüntüsü)

Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE uygulandığında dentin yüzeyinde ince bir hibrit tabaka ve asitle dağlama yapılan adezivlere göre dar tabanlı, ince, uzun, silindirik rezin uzantılar gözlemlendi (Resim 19).



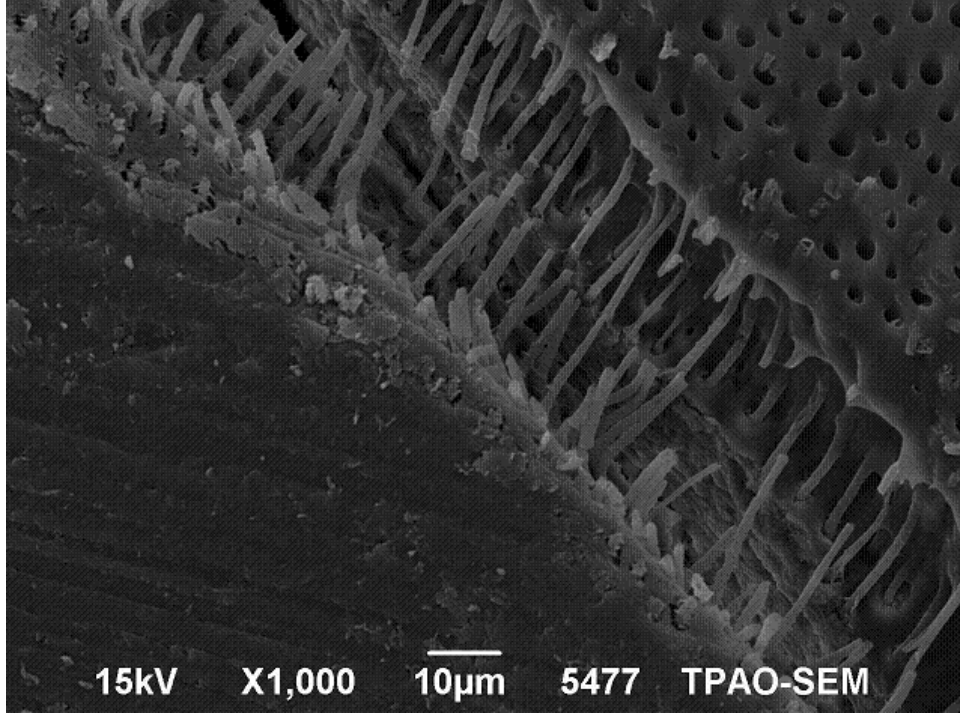
Resim 19: Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE uygulanması (SEM görüntüsü)

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE uygulandığında dentin yüzeyinde uzun, ince frezle hazırlanan dentin örneklerine göre az sayıda rezin uzantılara rastlandı ve ince bir hibrit tabaka gözlemlendi. Kollajen fibriller etrafında çok sayıda boşluklar oluştuğu gözlemlendi (Resim 20).



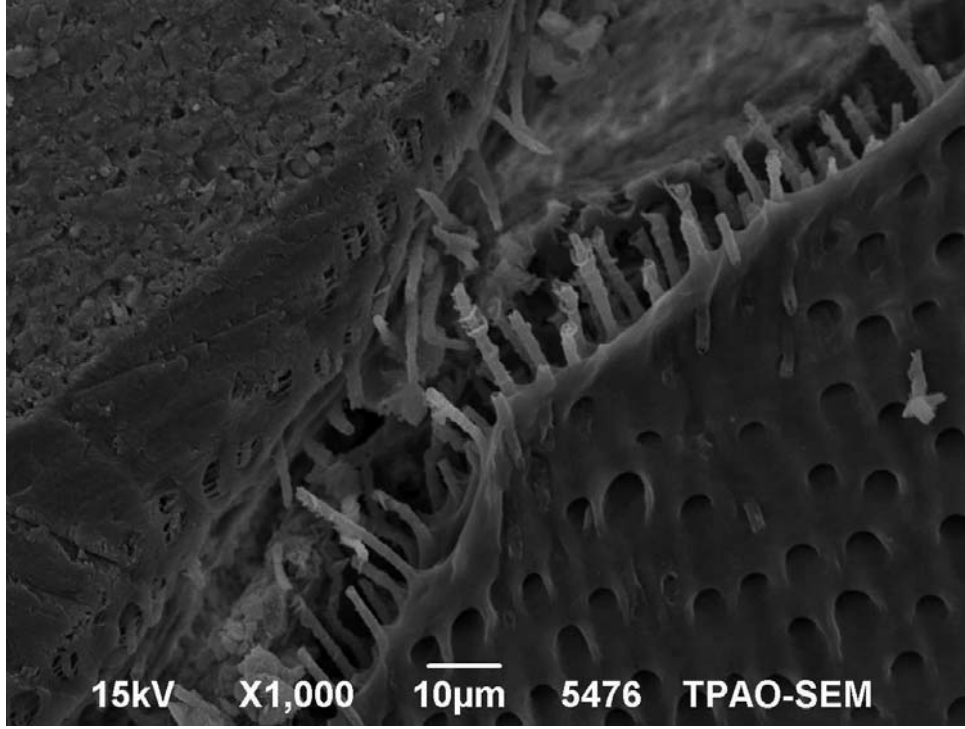
Resim 20: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE uygulanması (SEM görüntüsü)

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE bondu üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulandığında resin uzantıların boylarının uzadığı ve sayılarını arttığı gözlenmiştir (Resim 21).



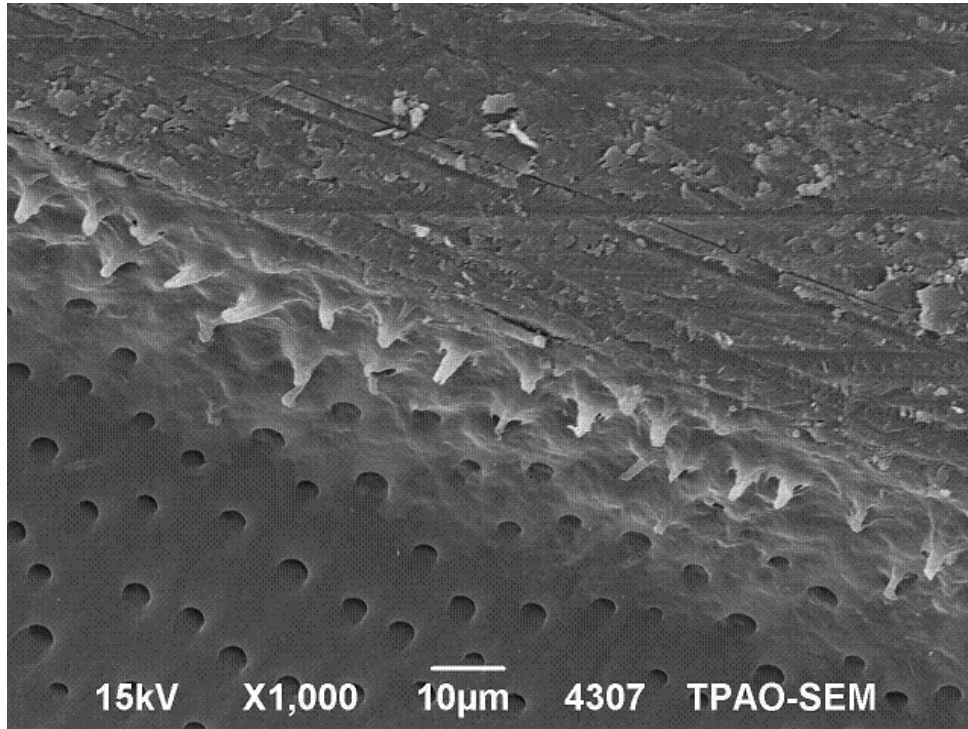
Resim 21: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE bondu üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulaması (SEM görüntüsü)

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE primeri üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulandığında resin uzantılarının boylarının uzadığı gözlenmiştir (Resim 22).



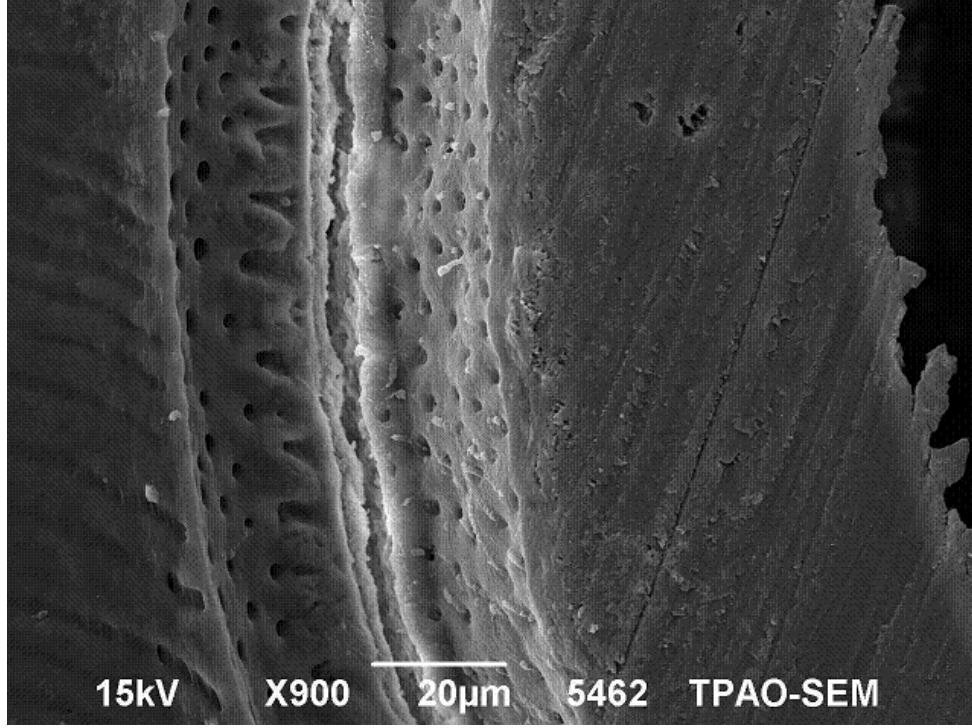
Resim 22: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil SE primeri üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulaması (SEM görüntüsü)

Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil S³ uygulandığında kısa rezin uzantılar gözlemlendi. Dentinde meydana getirdiği demineralizasyon derinliğinin fazla olduğu ve en derin bölgelere kadar adeziv materyalinin ulaşmadığı görüldü. Kollajen fibriller etrafında çok sayıda boşluklar oluştuğu gözlemlendi (Resim 23).



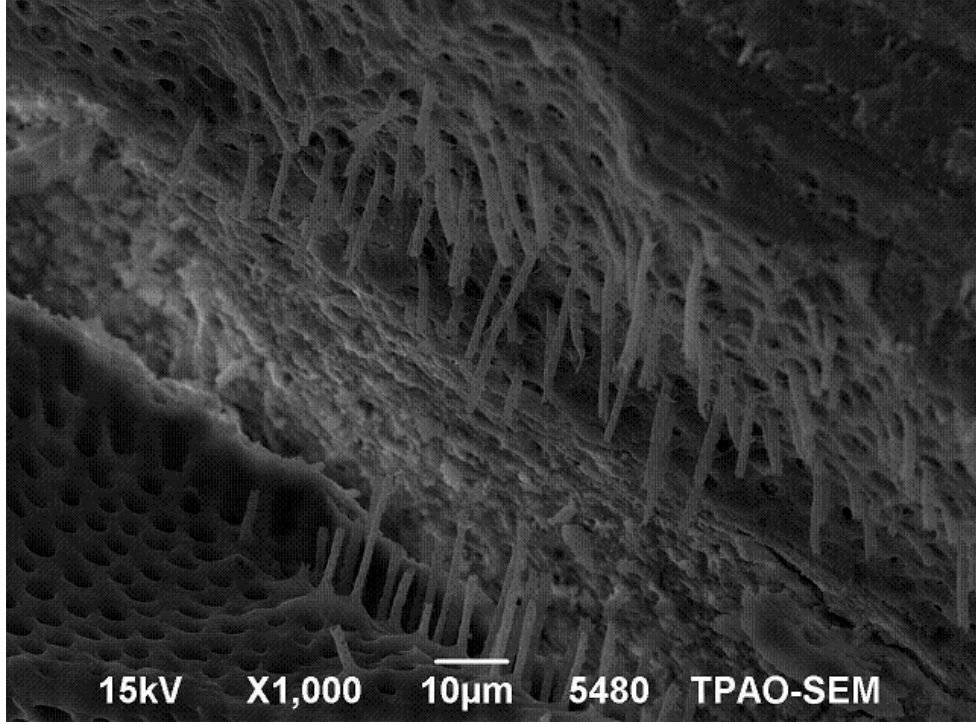
Resim 23: Frez kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil S³ uygulanması (SEM görüntüsü)

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil S³ uygulandığında çok az sayıda ve kısa rezin uzantılara rastlanmıştır (Resim 24).



Resim 24: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil S³ uygulanması (SEM görüntüsü)

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil S³ üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulandığında rezin uzantıların boylarının uzadığı gözlenmiştir. Ama adezivin homojen olarak yüzeyi örtmediği görülmektedir (Resim 25).



Resim 25: Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerine Clearfil S³ üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanması (SEM görüntüsü)

SEM incelemelerinden elde edilen bulgular tekrar özetlenirse;

1) Er:YAG ile hazırlanan örneklerde frez ile hazırlanan örneklerle göre daha uzun rezin uzantılara rastlandı.

2) Adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulamasında rezin uzantıların boylarında belirgin uzamalar görüldü.

3) Asitle dağlama basamağı olan total-etch sistemlerde rezin uzantıların geniş tabanlı huni biçimli tipik görüntüleri izlendi.

4) Self-etch primer kullanılan örneklerde tipik uzun, ince, silindirik rezin uzantı görüntüleri izlendi.

5) Self-etch adeziv kullanılan örneklerde rezin uzantıların oldukça kısa olduğu gözlemlendi.

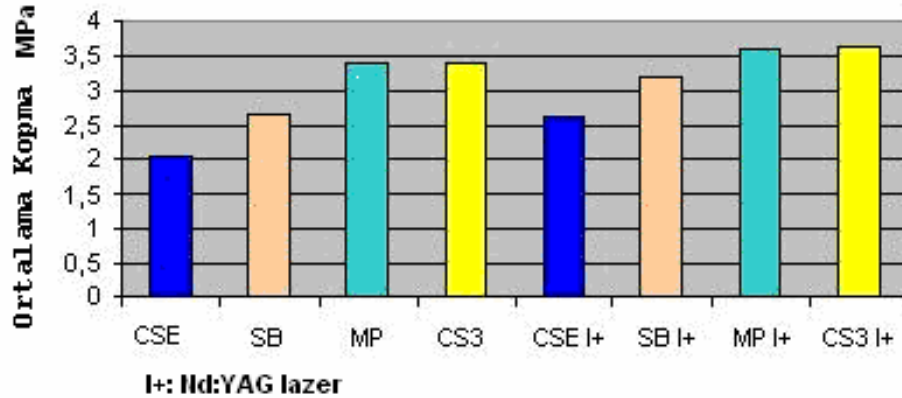
4.2. Kök Kanal Dentini Bulguları

4.2.1. Push-Out Bağlanma Dayanımı

Fiber post yerleştirilmiş örneklerden elde edilen push-out bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları ve bundan esas alınarak yapılan analiz sonuçları Tablo 12’ de ve bu sonuçların grafiksel görünümü Şekil 9’ da verilmiştir.

Tablo 12: Push-out bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları

	SB		SMP		CSE		CS ³		Toplam		
	Ortalama	Std.Sap	Ortalama	Std.Sap	Ortalama	Std.Sap	Ortalama	Std.Sap	Ortalama	Std.Sap	Fark**
Nd:YAG Lazer -	2,66	1,27	3,39	1,80	2,03	0,92	3,41	1,47	3,06	1,61	d
Nd:YAG Lazer +	3,18	1,67	3,61	1,06	2,59	1,82	3,62	1,57	3,07	1,47	d
Toplam	2,92	1,48	3,50	1,44	2,33	1,48	3,51	1,49			
Fark*	ab		b		a		b				
* : Farklı harfler gruplar arası önemli farklığı ifade (p<0.05). ** : Farklı harfler gruplar arası önemli farklılığı ifade (p<0.05). Nd:YAG lazer +: Adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulandı. Nd:YAG lazer -: Adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulanmadı.											



Şekil 9: Push-out bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları grafiksel görünümü

Yukarıdaki tablo adezivler bakımından incelendiğinde elde edilen veriler Tablo 13’ de sunulmuştur.

Tablo 13: Adezivler bakımından incelendiğinde elde edilen push-out veriler

Bondlar	N	Ortalama	Std.Sapma	Fark
CSE	49	2,33	1,48	a
SB	48	2,92	1,48	ab
SMP	50	3,50	1,44	b
CS ³	50	3,51	1,49	b

Sadece adeziv üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulaması yapılmamış örnekler kendi aralarında karşılaştırma yapılarak incelendiğinde elde edilen veriler Tablo 14’ de sunulmuştur.

Tablo 14: Adeziv üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulaması yapılmamış örneklerden elde edilen push-out verileri

Bondlar	N	Ortalama	Std.Sapma	Fark
CSE	24	2,03	0,92	a
SB	24	2,66	1,27	ab
SMP	25	3,39	1,80	b
CS ³	25	3,41	1,47	b

En yüksek bağlanma dayanımı sırasıyla CS³>SMP>SB>CSE’ dir. CSE ile SB arasında istatistiksel fark yokken, CSE ile SMP ve CSE ile CS³ arasında anlamlı fark vardır.

Adezivlerin üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanmış ve uygulanmamış örnekler birlikte analiz edildiğinde de aynı sonuç elde edildi. Demek ki birlikte analizdeki farklılık adezivler üzerine lazer uygulanmasından kaynaklanmamaktadır.

Sadece adeziv üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanmış örnekler kendi aralarında karşılaştırma yapılarak incelendiğinde elde edilen veriler Tablo 15’ de sunulmuştur.

Tablo 15: Adeziv üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanmış örneklerden elde edilen push-out verileri

Bondlar	N	Ortalama	Std.Sap	Fark
CSE	25	2,59	1,82	a
SB	24	3,18	1,67	a
SMP	25	3,61	1,06	a
CS ³	25	3,62	1,57	a

En yüksek bağlanma dayanımı sırasıyla CS³>SMP>SB>CSE' dir. Gruplar arasında istatistiksel fark yoktur.

Adezivlerin üzerine polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulandığında adezivler arası farkın kapandığı ve tüm adezivlerin farksız çıktığı anlaşılmaktadır.

4.2.2. Kopma Tipi Bulguları

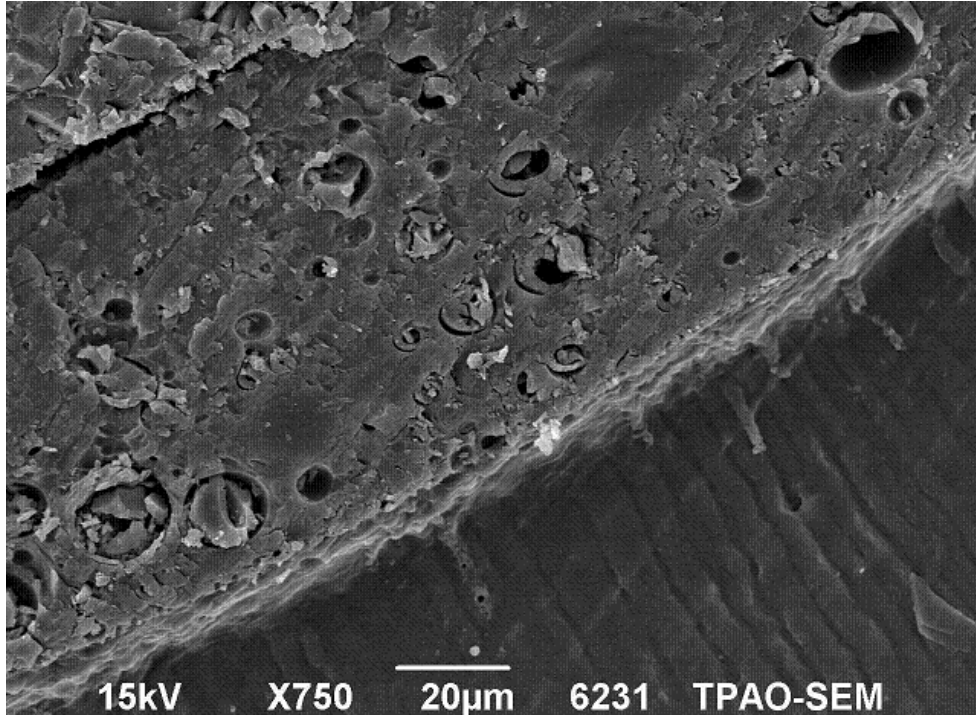
Adezivlerin üzerine Nd:YAG lazer uygulamasının kopma tipinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı gözlenmiştir (Tablo 16).

Tablo 16: Adezivlerin üzerine Nd:YAG lazer uygulamasında kopma tipi oranları

adeziv				Kopma Tipi		
	Nd:YAG lazer			1,00	2,00	3,00
CSE		uygulandı	n	12	4	9
			%	48,0	16,0	36,0
		uygulanmadı	n	10	6	8
			%	41,7	25,0	33,3
	Toplam		n	22	10	17
			%	44,9	20,4	34,7
SMP		uygulandı	n	12	5	8
			%	48,0	20,0	32,0
		uygulanmadı	n	11	7	7
			%	44,0	28,0	28,0
	Toplam		n	23	12	15
			%	46,0	24,0	30,0
SB		uygulandı	n	13	5	6
			%	54,2	20,8	25,0
		uygulanmadı	n	15	5	4
			%	62,5	20,8	16,7
	Toplam		n	28	10	10
			%	58,3	20,8	20,8
CS ³	lazer	uygulandı	n	14	5	6
			%	56,0	20,0	24,0
		uygulanmadı	n	14	4	7
			%	56,0	16,0	28,0
	Toplam		n	28	9	13
			%	56,0	18,0	26,0

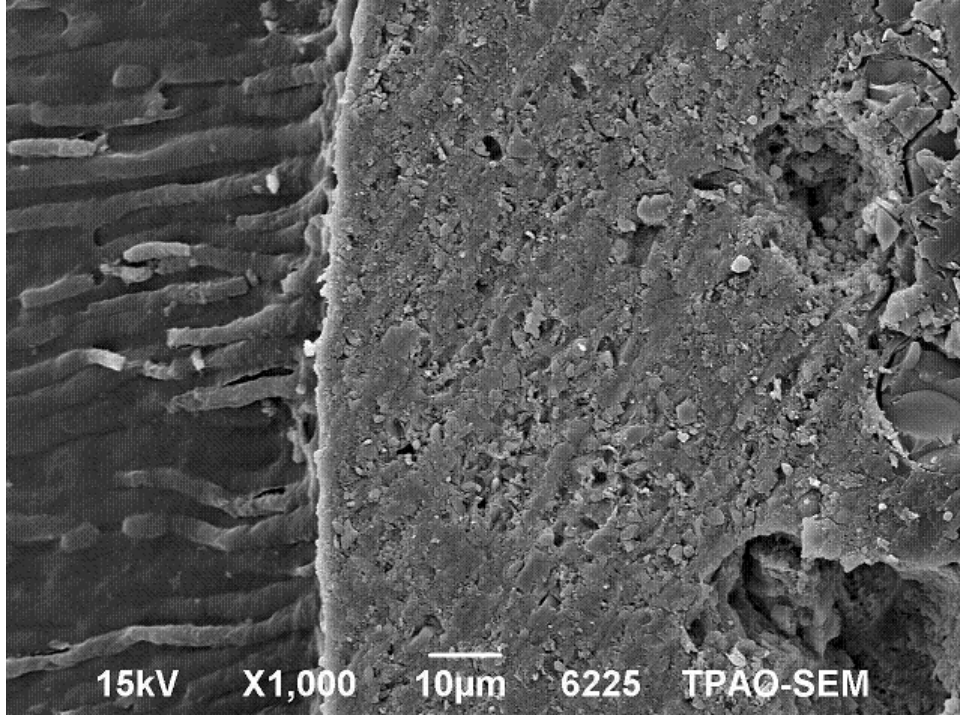
4.2.3. SEM Bulguları

Single Bond uygulanmış kök kanal dentini örneklerinde kalın hibrit tabaka ve kalın taban çapına sahip huni biçimli rezin uzantılar izlenmektedir (Resim 26).



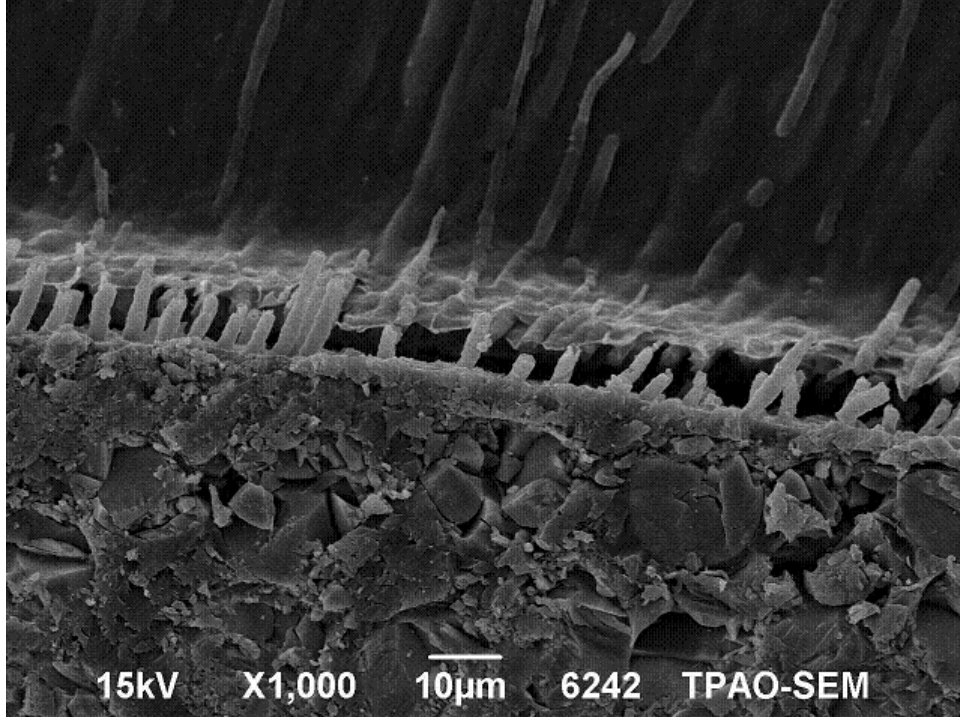
Resim 26: Single Bond uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Single Bond üzerine Nd:YAG lazer uygulanan kök kanal dentini örneklerinde rezin uzantıların uzunluklarının arttığı gözlenmiştir (Resim 27).



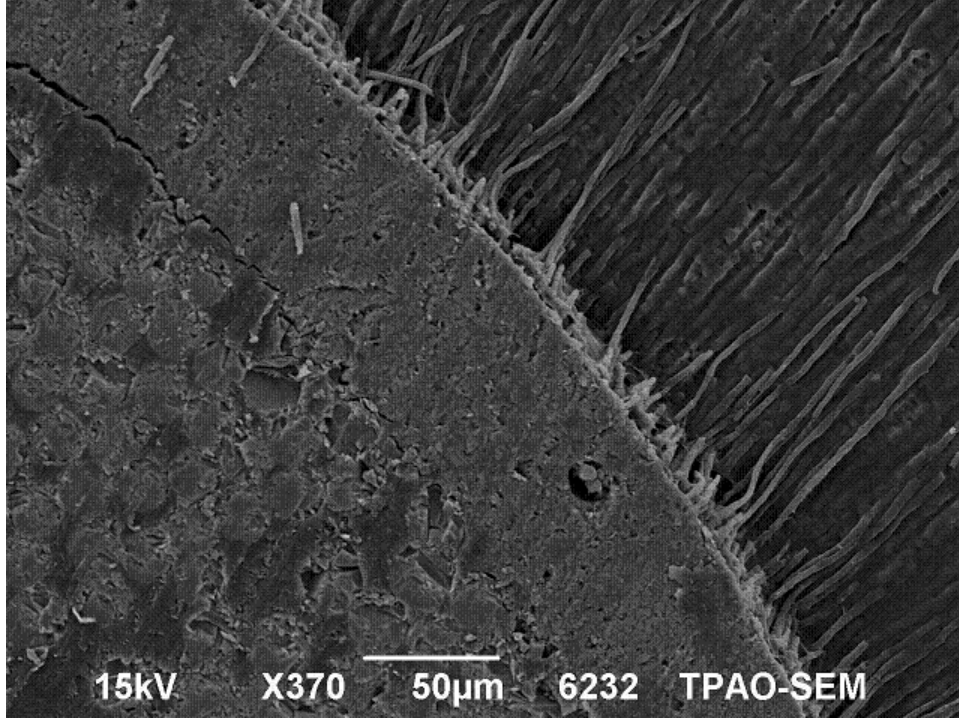
Resim 27: Single Bond üzerine Nd:YAG lazer uygulanan kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Scotchbond Multi-Purpose uygulanmış kök kanal dentini örneklerinde kalın hibrit tabaka ve huni biçimli resin uzantılar gözlenmektedir (Resim 28).



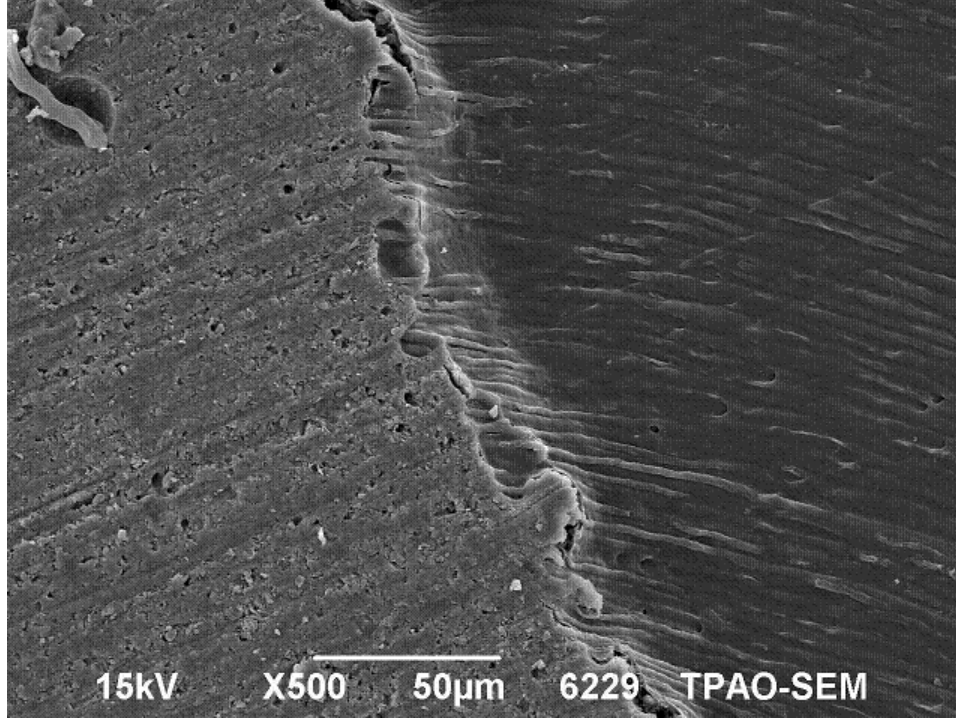
Resim 28: Scotchbond Multi-Purpose uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Scotchbond Multi-Purpose üzerine Nd:YAG lazer uygulanmış kök kanal dentin yüzeyinde rezin uzantıların oldukça uzadığı gözlenmiştir (Resim 29).



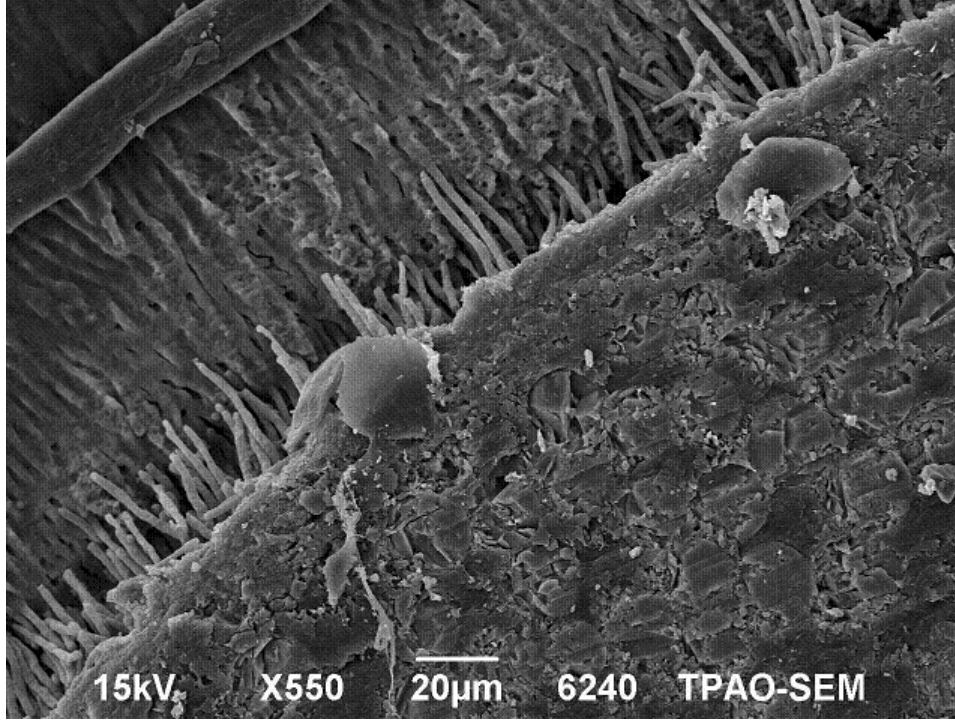
Resim 29: Scotchbond Multi-Purpose üzerine Nd:YAG lazer uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Kök kanal dentinine Clearfil SE uygulandığında uzun resin uzantılar gözlenmektedir. Zayıf demineralizasyondan dolayı hidroksiapatit kollajen fibrillerden tam olarak ayrılmamış görülmektedir (Resim 30).



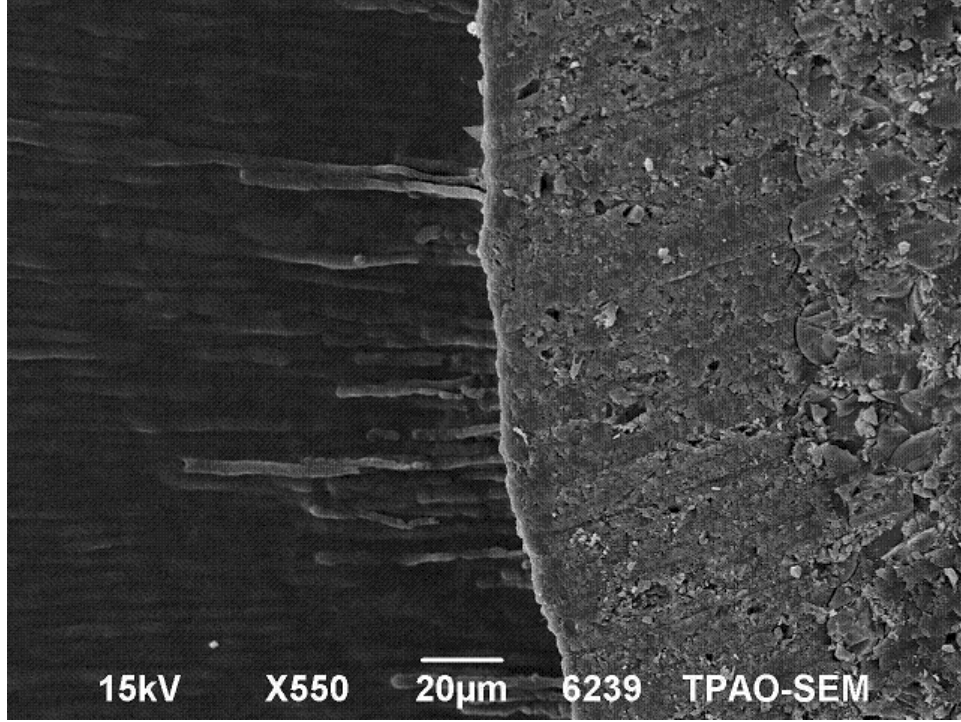
Resim 30: Clearfil SE uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Clearfil SE üzerine Nd:YAG lazer uygulanmış kök kanal dentin yüzeylerinde uzun silindirik rezin uzantılar izlenmektedir (Resim 31).



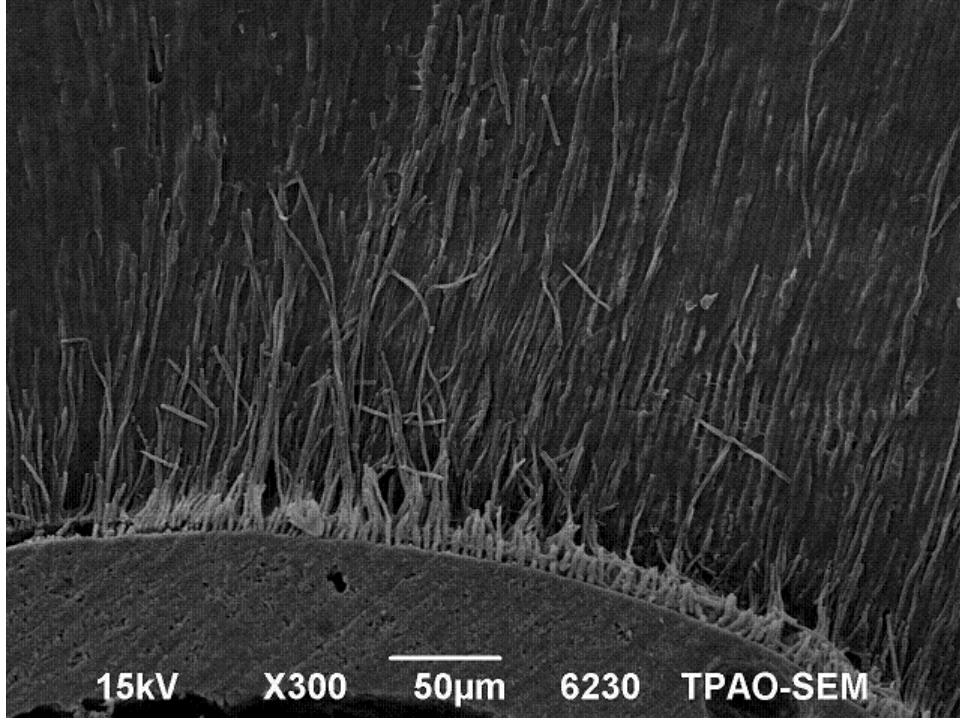
Resim 31: Clearfil SE üzerine Nd:YAG lazer uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Clearfil S³ uygulanmış kök kanal dentin yüzeylerinde uzun rezin uzantılar gözlenmekte ama adeziv dentin yüzeyine homojen dağılmamıştır ve açık dentin kanalları görülmektedir (Resim 32).



Resim 32: Clearfil S³ uygulanmış kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

Clearfil S³ üzerine Nd:YAG lazer uygulanan kök kanal dentini örneklerinde rezin uzantıların oldukça uzadığı ve sayılarının arttığı gözlenmektedir (Resim 33).



Resim 33: Clearfil S³ üzerine Nd:YAG lazer uygulanan kök kanal dentini (SEM görüntüsü)

5. TARTIŞMA

Hastayı memnun eden başarılı tedaviler yapmak için gerçekleştirilen araştırmalar, diş hekimliğindeki gelişmeleri sağlamaktadır.

Kompozit rezinlerin diş hekimliği pratiğinde kullanımı, yeni geliştirilen restoratif materyaller ve bağlayıcı sistemlere bağlı olarak artış göstermiştir. Estetik restorasyon yapılırken, fiziksel yeterlilik de göz önünde bulundurulması gereken önemli hususlardandır. Bu bağlamda bağlanma dayanımı adeziv sistemlerinden beklenen en önemli özelliklerden biridir.

Bağlayıcı sistemlerin etkinliği yapılan *in vitro* ve *in vivo* araştırmalarla belirlenmeye çalışılmaktadır. Laboratuvar deneyleri yeni üretilen materyallerin hızlı, kolay ve güvenilir bir şekilde incelenmesine olanak sağlamaktadır. Bu deneyler sonucunda diş hekimliğinde kullanılan materyallerin seçiminde ve doğru bölgelerde kullanımlarında klinisyenlere yol gösterici önemli bilgiler elde edilir¹³⁰.

Dentin adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımlarını değerlendirmede; makaslama bağlanma dayanımı (shear bond strength), gerilim bağlanma dayanımı (tensile bond strength), mikromakaslama bağlanma dayanımı (microshear bond strength) ve mikrogerilim bağlanma dayanımı (microtensile bond strength) deneyleri kullanılmaktadır.

Adezivlerin uygulamaları sonrası, makaslama ve gerilim bağlanma dayanım deneylerinde kopmaların % 80' i dentin koheziv başarısızlıklar olarak bulgulanmıştır¹³¹⁻¹³³. Bu dentine çok güçlü bir bağlanmayı düşündürebilecek bir durum olsa da diğer yandan genel kanaat adeziv ve dentin arasındaki gerçek ara yüzey bağlanma dayanımının ölçülemediğinin de göstergesi olduğu şeklindedir. Çünkü araştırmalarda bu koheziv kopmalar dentinin kopması için gereken kuvvetin çok altında bir değerle gerçekleşmektedir. Bu da iyi bağlanmadan

ziyade deney şartlarına ait bir durumla karşı karşıya olunduğunu göstermektedir. Nitekim bu konu literatürlerde yaygın olarak incelenmektedir.

Örneğin Sano ve ark.¹³⁴ yüzey alanı $1,6- 1,8 \text{ mm}^2$ olarak hazırlanan kompozit dentin örneklerinde adeziv kopmaların daha çok olduğu ve mikrogerilim deney yönteminin dentin kompozit kesitlerindeki bağlanma dayanımlarının doğru ölçümüne izin verebilmesi için kesitlerin 1 mm^2 'den daha küçük alana sahip olmaması gerektiğini öne sürmüştür.

Diğer taraftan Phrukkanon ve ark.¹³⁵ kompozit ve dentinden oluşan mikrogerilim deney örneklerinde, kesit alma şeklinin ve bağlanma yüzey alanının, bağlanma dayanımı ve stres dağılımı üzerindeki etkilerini araştırmış, araştırmanın sonucunda kompozit dentin kesitlerinde bağlanma dayanımının 1.1 mm^2 ile 1.5 mm^2 kesit alanında anlamlı ölçüde değişmediğini, 3.1 mm^2 kesit alanına sahip örneklerde bağlanma dayanımının anlamlı ölçüde azaldığını tespit etmişlerdir. Ayrıca örneklerin kesitlerinin silindirik veya dikdörtgen olarak hazırlanmasının bağlanma dayanımını istatistiksel olarak değiştirmediklerini bildirmişlerdir.

Bu bilgiler ışığında kompozit ve dentinden oluşan örneklerin bağlanma yüzeyi kesiti dikdörtgen şeklinde ve kesitlerin alanı $1 \pm 0.2 \text{ mm}^2$ olacak şekilde hazırlandı. Böylelikle hem bağlama dayanımının doğru ölçülmesine izin veren daha çok adeziv veya karışık tipi kopmalar oluşturulabildi hem de yüzey alanının daraltılmasıyla literatürde önerilenlere uygun bağlanma değerleri elde edildi.

Sadek ve Cury.¹³⁶ mikrogerilim deney yöntemini kullanarak, 1 mm^2 lik mine-kompozit ve dentin-kompozit örneklerinin 100, 200 ve 400 devir/dakika hızla kesilmesinin, bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, kesme hızının, çok kırılğan olmasından

dolayı sadece mine yüzeylerinde bağlanma dayanımını değiştiren önemli bir faktör olduğunu, dentin-kompozit kesitlerinin bağlanma dayanımı üzerine etkisinin anlamlı düzeyde olmadığını tespit etmişlerdir. Bu nedenle bizim çalışmamızda da örneklerin kesilerek hazırlanması için kullandığımız kesme cihazının en düşük hızı (300 devir/dk) kullanıldı. Araştırmamızda kesitlerin sadece dentin yüzeylerindeki bağlanma dayanımları ölçüldüğünden, bu kesme hızının bağlanma dayanımı üzerine olumsuz etki yaratmayacağını düşünmekteyiz.

Dentine bağlanma dayanımı, dentinin niteliği, dişin tipi, yaşı, boyutu, kanalcık sayısı ve mineralizasyon derecesi ile ilişkilidir¹³⁷. Dentine bağlanma dayanım deneylerinde genellikle, insan üçüncü büyük azı dişleri kullanılmaktadır; çünkü üçüncü büyük azı dişleri nispeten değişime uğramamış dentin yapısına sahiptir. Bu yüzden çalışmamızda taze çekilmiş insan üçüncü büyük azı dişleri tercih edilmiştir. Ayrıca bu dişler ağız içinde en son süren diş olmasından dolayı az çürüklüdür veya hiç çürüğü yoktur; atrizyon, erozyon gibi kronun çatlamasına neden olacak olaylara en az maruz kalan diştir ve sürme bozuklukları nedeniyle diş hekimlerinin ağızda tutmayı pek tercih etmemelerinden dolayı kolaylıkla temin edilebilen bir dişdir¹³⁸.

Kullanılacak dentin yüzeyinin diş üzerindeki konumu önem taşımaktadır. Çalışmalarda en fazla dişlerin oklüzal yüzeyleri kullanılmıştır. Deneyisel çalışmalarda dentin yüzeyinin pürüzlülük derecesini standart hale getirmek için çeşitli zımparalar kullanılmaktadır. Çoğunlukla karbid kağıt zımparalar tercih edilmiştir. Biz de deneylerimizde sırasıyla 240, 400, 600 ve 800 gritlik zımpara kâğıtlarını su altında kullandık.

Son yıllarda diş sert dokularının hazırlanmasında lazer uygulaması gibi alternatif metotlar üzerinde çalışılmaktadır. Lazerin en büyük avantajı, geleneksel yüksek ve düşük devirli motorların yerini alması, ağrı yaratmaması, titreşimi engellemesi, çoğu olguda lokal

anestezi gerektirmeden preparasyon yapılabilmesi^{139,140} ve kavite preperasyonu sırasında dezenfeksiyon sağlamasıdır¹⁴¹.

Klinik olarak başarılı bir restorasyon için rezin dentin birleşim yüzeyinde tam bir uyum ve yüksek bağlanma dayanımına ihtiyaç vardır.

Bağlanma dayanımı deneylerinde en yüksek değerleri tungsten karbid frez kullanılarak hazırlanan dentin yüzeylerinde elde ettik. Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan dentin örneklerinde adeziv bağlanma dayanımı frez kullanılarak hazırlananlara göre daha düşük bulundu. SB uygulamaları frezle hazırlanan dentin örneklerinde Er:YAG lazerle hazırlanan dentin örneklerine göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımları vermiştir. Diğer adeziv gruplarında frezle hazırlanan ve Er:YAG lazerle hazırlanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmamıştır.

İncelediğimiz adeziv sistemlerin karşılaştırılmasında, tungsten karbid frez ile hazırlanan dentin örneklerinde bağlanma dayanımları SB>SMP>CSE>CS³ şeklinde bir sıralama göstermiştir. Ancak gruplar kendi aralarında kıyaslandığında sadece Single Bond ile Clearfil SE Bond ve yine Single Bond ile Clearfil S³ Bond grupları arasında değerler istatistiksel olarak anlam taşımaktadır. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanamamıştır. Bir başka ifadeyle Single Bond diğer adezivlere göre daha iyi bir bağlanma sağlamıştır.

İki aşamalı bir total-etch adeziv olan Single Bond'un 3 aşamalı bir total-etch adeziv olan Scotchbond Multi-Purpose' dan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesinin sebebi uygulama farklılığından kaynaklanıyor olabilir; SMP adezivinde asitle dağlama ve yıkama aşamasından sonra kalan su 5 s hava ile kurutularak uzaklaştırılmaktadır. Single bond adezivinde ise minik bir sünger kullanılarak uzaklaştırılmaktadır. Nemli bağlanmanın (wet bonding) adezivin bağlanma dayanımını arttırdığı birçok çalışmada bildirilmiştir¹⁴². Yani kalan nem

bağlanmayı arttırmaktadır denilebilir. Ayrıca Single Bond'un üretici talimatlarında, asitle dağlanarak hazırlanmış dentin yüzeyine 2-3 kat olarak sürülmesi önerilmiştir. Ek adeziv tabaka uygulamaları da bağlanma dayanımını arttırmış olabilir¹⁴³. Bundan başka, Single Bond' un Scotchbond Multi-Purpose 'un bonduna göre daha akışkan olması, daha derine ve pürüzlere nüfus etmesine dolayısıyla bağlanma dayanımının arttırmasına neden olmuş olabilir.

Dunn ve Söderholm¹⁴⁴ Single Bond ve Scotchbond Multi-Purpose adezivlerinin makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldıkları çalışmalarında, Single Bond' un bağlanma dayanımının daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. İstatistiksel olarak anlamlılık görünmese de bizim bulgularımız da bu yöndedir.

Single Bond'un Clearfil SE Bond' undan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesinin sebebi çalışmamızda yüzeyel dentinin kullanılması olabilir. Zira, Hebling ve ark.¹⁴⁵ Single Bond ve Clearfil SE adezivlerinin gerilim bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında Single Bond adezivinin bağlanma dayanımının yüzeyel dentinde Clearfil SE' ye göre yüksek, derin dentinde düşük olduğunu bildirmişlerdir. Tay ve ark.¹⁴⁶ bunun sebebini daha yüksek su içeriği olan derin dentinin bu adezivin su olan organik çözücüsünü sulandırarak monomerlerin açığa çıkıp su içinde rezin damlalarının oluşumuna neden olması olarak belirtmektedirler. Burada da Single Bond' un Clearfil SE'nin bonduna göre de daha akışkan olması bağlanma dayanımını artırıcı etki yapmış olabilir.

Clearfil S³ bondun yüzeyel dentini dağlamaya yeterli olmayan pH'ı (2.7) bağlanma dayanımının düşük olmasının sebebi olabilir. Ayrıca Yazıcı ve ark.¹⁴⁷ tek aşamalı self-etch adezivlerin, 2 aşamalı self -etch adezivlere göre daha hidrofilik olduğunu ve daha fazla su çektiğini dolayısıyla bu adezivlerin içine dentinden suyun hızla geri girdiğini ve bu

olayın bu adezivlerden suyun uzaklaştırılmasını zorlaştırdığını bunun sonucunda da bağlanma dayanımının düştüğünü ifade etmişlerdir.

Perdigão ve ark.¹⁴⁸ Clearfil SE ve Clearfil S³B un mikrogerilim bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar ve Clearfil SE'nin Clearfil S³B'dan anlamlı olarak yüksek değerler verdiğini bildirmişlerdir. Bizim bulgularımız da bu yöndedir.

Adeziv öncesi dentine Er:YAG lazer uygulaması bir çok çalışmada geniş olarak araştırılmıştır^{149,150}.

Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemlerin karşılaştırılmasında, Er: YAG lazerle hazırlanan dentin örneklerinde de bağlanma dayanımları SB>SMP>CSE>CS³ olarak bulunmuştur. Ancak burada gruplar arasındaki değerler istatistiksel olarak anlam taşımamaktadır. İstatistiksel farkın ortadan kalkmasının sebebi ilk bakışta Er:YAG lazerle hazırlanmış dentin yüzeylerinde bağlanmayı etkileyebilen bir smear tabakanın yok olmuş olması gibi düşünülebilse de bu pek akla yatkın değildir. Çünkü, smear tabakanın yok olması bağlanmayı olumlu olarak etkileyen tek faktör olsaydı Er:YAG grubundaki bütün örneklerin bağlanma değerinin tungsten karbid frez grubundaki smear tabaka içeren CSE ve CS³ örneklerinden daha yüksek olması gerekirdi. Oysa ki sonuç böyle değildi. Tungsten karbid frez grubundaki örneklerin bağlanma değeri Er:YAG lazer grubundaki örneklerden daha yüksektir. Bir başka ifadeyle tungsten karbid frez ile prepare edilmiş ve smear tabaka içeren CSE ve CS³ örnekleri, Er:YAG lazer ile hazırlanıp smear tabaka içermeyen CSE ve CS³ örneklerinden daha yüksek bağlanma sağlamıştır. Bu durumda bağlanmayı etkileyen faktör olarak smear tabakanın varlığından veya yokluğundan önce başka faktörleri göz önüne almak gerekmektedir. Nitekim Er:YAG lazer uygulaması sonrası asitlere daha dirençli bir yapı haline gelen dentine¹⁵¹ uygulanan total-etch adezivlerde kullanılan asit ajanlarının ve self-etch adezivlerin primerlerinde var olan asidik

monomerlerin, dentini deklsifiye ederek kollajen fibrilleri açığa çıkarma yeterliliği bağlanmayı etkilemiş olabilir.

Ramos ve ark.¹⁵² Er:YAG lazerle hazırlanan dentin yüzeylerinde Single Bond ve Clearfil SE adezivlerinin gerilim bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, bizimki gibi Single Bond adezivinın bağlanma dayanımının Clearfil SE' ye göre yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelerde kullanılan adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının yüksek hızlı enstrümanlarla hazırlanan kavitelerdekenden daha düşük olduğu genel kanıdır^{153,154}.

Nitekim Burnett ve ark.¹⁵⁴ Er:YAG lazer ve frezle hazırlanmış dentin yüzeylerinde Single Bond adeziv sistemini kıyasladıkları deneylerinde Er:YAG lazer grubunda gerilim bağlanma dayanımının düştüğünü bildirmişlerdir. Bizim bulgularımız da bu doğrultudadır.

Ramos ve ark.'nın¹⁵² yaptıkları çalışmada Clearfil SE Bond ve Single Bondun Er:YAG lazer uygulanmış ve uygulanmamış dentindeki bağlanma dayanımları karşılaştırılmıştır. Bağlanma dayanımı lazer kullanılarak hazırlanan gruplarda kullanılmayarak hazırlanan gruplara göre her iki adeziv sistemde de düşmüştür. Lazer uygulanmış örneklerde SB en yüksek bağlanma ve CSE en düşük bağlanma dayanımı göstermiştir. Bulgularımız bu sonuçlarla da benzerdir.

Dunn ve ark.'nın¹⁵⁵ ve Trajtenberg ve ark.'nın¹⁵⁶ Scotchbond Multi-Purpose adeziv sisteminin bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında da Er:YAG lazerle hazırlanan dentin yüzeylerindeki bağlanma dayanımı bizim çalışmamızdaki gibi frez ile hazırlanan dentin yüzeyine göre daha düşük bulunmuştur.

De Munck ve ark.' da¹⁵⁷ Er:YAG lazer ve elmas frez kullanılarak hazırlanan dentin yüzeylerinde, Clearfil SE adezivini kıyasladıkları çalışmalarında tıpkı bizim gibi lazerle hazırlanan örneklerde mikrogerilim bağlanma dayanımının anlamlı olarak düştüğünü belirtmişlerdir.

Brulat ve ark.' nın¹⁵⁸ Er:YAG lazer ve karbid frez kullanarak hazırladıkları dentin örnekleri üzerinde Clearfil SE adezivinin makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada, lazerli grupta değerlerin düştüğünü bildirilmiştir.

Kameyama ve ark'nın¹⁵⁹ yaptığı bir çalışmada Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanmış veya kullanılmayan dentinde Clearfil S³ adezivinin bağlanma dayanımları değerlendirilmiş ve lazer kullanılarak hazırlanan örneklerin anlamlı olarak düşük bağlanma dayanımı gösterdiği bulunmuştur.

Görüldüğü gibi bizim bulgularımızda da Er:YAG lazerle hazırlanmış gruplardaki bağlanma değerleri daha düşüktür. Biz bunun nedeninin yukarıda da değinildiği üzere lazerin dentin yüzeyinde oluşturduğu değişiklikler olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızın bu olumsuz etkilerin giderilmesi için neler yapılabilir sorusuna yanıt aramak amacıyla gerçekleştirilen bölümünde Er:YAG lazer grubunda polimerizasyondan önce adezivlerin üzerine uygulanan Nd:YAG lazer uygulamasının, adezivlerin koronal dentine bağlanma dayanımı üzerine etkilerinin incelenmiştir.

Bu amaçla adeziv üzerine polimerizasyondan önce düşük enerji yoğunluğunda Nd:YAG lazer (100 mJ, 10 Hz) uygulanmış ve bütün adeziv gruplarında mikrogerilim bağlanma dayanımını arttırdığı gözlenmiştir. Adezivlerin bağlanma dayanımı SB>SMP Bond>SMP Primer>CSE Bond>CSE Primer>CS³ şeklindedir. SB ile MP arasında ve

CSE ve CS³ arasında istatistiksel fark yoktur. SB ile CSE, SB ile CS³, SMP ile CSE ve SMP ile CS³ arasındaki farklılıklar anlamlıdır. Single Bond adezivinde daha önce var olan Er:YAG ve frez gruplarındaki bağlanma dayanımı arasındaki anlamlı fark ortadan kalkmıştır. Bunun sebebi olarak rezin uzantıların boylarının uzaması ve lateral dallanmaların oluşması düşünülmüştür. Nitekim Gwinnett¹⁶⁰ rezin uzantıların, adezivlerin bağlanma dayanımına % 30 oranında katkıda bulunabileceğini belirtmiştir.

Franke ve ark.¹⁶¹ yaptıkları çalışmada adeziv üzerine 50 J/cm² ve 5 J/cm² enerji yoğunluğunda Nd:YAG lazer uygulamışlar ve 5 J/cm² de bağlanma dayanımı artarken 50J/cm² de düştüğünü bulmuşlardır. 50 J/cm² gibi yüksek enerji yoğunluklu lazer uygulamasının dişi fazla ısıtarak dişi ve adeziv ajanın yıkılmasına sebep olarak bağlanmayı düşürdüğü düşünülmüştür. Biz de tamamen aynı düşüncededeyiz. Zira Er:YAG grubunda düşük bağlanma oluşmasının nedeni olarak lazerin dentinde yüzeyinde oluşturduğu değişikliklerin sorumlu olduğunu düşündüğümüzü yukarıda belirtmiştik. Bağlantıyı arttıran Nd:YAG lazer değerimiz (100 mJ,10 Hz) onların 5 J/cm² ' lik değerlerine yakındır. Bu yöntem de bulgularımızla paralellik göstermektedir.

Mikrogerilim bağlanma dayanımı deneyinde oluşan kopma tipleri genellikle ışık mikroskobu ile tanımlanmaktadır. Schreiner ve ark.¹⁶² bağlanma dayanımı deneyleri sonrası kopma tipinin belirlenmesinin önemli olduğunu bildirmiştir. Biz de gerilim deneyi sonrası örnekleri 100 X büyütmede ışık mikroskobu altında inceledik ve daha çok adeziv ve karışık başarısızlık tespit ettik. Örneklerde bağlayıcı sistemler içinde görülen ayrılmaların daha fazla olması, bağlanma dayanımlarının doğru bir şekilde ölçüldüğünü göstermektedir. Lazerle hazırlanan dentin örneklerinde Single Bond ve Clearfil SE adezivi kullanılan gruplarda tip 1 (adeziv) kopma tipinde anlamlı artış olmuştur. Clearfil S³ adezivi kullanıldığında tip 1 kopma oranı anlamlı olarak düşmüştür. Scotchbond Multi-Purpose adeziv

gruplarında ise tip 1 oranları düşmüştür ama bu fark anlamlı değildir. Adeziv üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulandığı gruplarda anlamlılık düzeyleri değişmemiştir. Kopma tipindeki istatistiksel farklılığın dentinin hazırlanma tekniğinden (tungsten karbid frez veya Er:YAG lazer) kaynaklandığı düşünülmektedir.

Rezin dentin arayüzeyinin SEM ile incelenmesi için kullanılan teknikte dentini demineralize etmek için yüksek konsantrasyonlu asit (HCl) kullanılmaktadır. Örnekler ayrıca sodyum hipoklorit ile deproteinize edilir. Bu laboratuvar işlemleri hibrit tabakayı ve rezin uzantıları 3 boyutlu izleme imkanı sağlar. Ama hibrit tabakanın etkilenmemiş dentinle bağlantısı değerlendirilemeyebilir. Değerlendirmeyi etkileyen diğer bir sorun da kesit almada kullanılan elmas kesme diskleri ve örnekleri zımparalamak ve parlatmada kullanılan zımpara kağıtları debrisleri ara yüzeye iterek gerçek görüntüyü engelleyebilir.

Çalışmamızda kullanılan 2 aşamalı ve 3 aşamalı total-etch adeziv sistemlerde, smear tabakayı kaldırmak ve kollajen fibrillerini açığa çıkaran, dentin altındaki yapıyı dekalsifiye etmek için asitle dağlamaya ihtiyaç vardır. Asitle dağlama dentin kanalcık ağzlarını açar ve intratübüler dentini kısmi olarak uzaklaştırarak huni şekilli rezin uzantıları oluşturur. Açığa çıkmış kollajen ağının içine rezin monomerlerinin penetrasyonu ile hibrit tabaka veya rezin infiltrasyon tabakası oluşarak dentine mekanik kilitleme meydana gelir^{163,164}.

Çalışmamızda Er:YAG lazer ve frezle hazırlanmış dentinde kullanılan adezivlerce oluşturulan hibrit tabaka kalınlıkları ve rezin uzantıların şekilleri benzerdir. Ancak her iki grupta da (lazer, frez) rezin uzantıların şekilleri kullanılan adezive göre değişiklik göstermiştir. Er:YAG lazerle hazırlanmış dentinde adezivlerin rezin uzantı boylarının frez kullanılarak hazırlananlara göre daha uzun oldukları gözlenmiştir. Dentine 3 aşamalı (Scotchbond Multi-Purpose) ve 2 aşamalı (Adper Single Bond)

total-etch adeziv uygulandığında geniş tabanlı huni biçimli rezin uzantıların oluştuğu gözlenmiştir. Self-etch primer (Clearfil SE Bond) uygulandığında ise rezin uzantıların taban çapları küçüktür ve kanal ağzından uzunlukları boyunca genişlemeden silindirik biçimde ilerlerler. Self-etch adeziv (Clearfil S³ Bond) uygulandığında ise rezin uzantıların boylarının kısa olduğu gözlenmiştir.

Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanmış dentinde, intertübüler dentin bileşenleri daha fazla su içermeleri nedeniyle intratübüler dentine göre daha fazla uzaklaşır. Bundan dolayı kanalcık ağzları fazla genişlemez ama smear tabaka oluşmadan dentin kanalcıkları açılır. Lazer uygulanmış yüzeyin pürüzlü doğası ve açık dentin kanalcıkları nedeniyle mikromekanik bir tutuculuk sağlanmaktadır. Ancak gerek bizim bulgularımıza gerekse literatürdeki benzer çalışmalara göre bu tutuculuğun frez grubundaki kadar başarılı olmadığı da açıktır. Bunun nedenleri Er:YAG lazerin diş yüzeyinin morfolojisini ve difüzyon özelliğini değiştirmesidir. Er:YAG lazerin kollajen ağ üzerine etkisi tam olarak bilinmemekle birlikte, kollajen fibrillerdeki miko kırılmalar ve mikro yapısal değişikliklerin, adeziv sistem ve dentin arasındaki bağlantıyı olumsuz etkilediği düşünülmektedir¹⁶⁵.

Bizim gibi Ghiggi ve ark.¹⁶⁶ da 200 mJ, 4 Hz Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanmış dentin yüzeyinde Adper Single Bond 2 ve Clearfil SE adezivlerini kullanarak yaptıkları çalışmalarında, SB'da CSE 'ye göre daha kalın bir hibrit tabaka gözlemişlerdir.

Aranha ve ark.'nın¹⁶⁷ konvansiyonel elmas frez ve 250 mJ ve 4 Hz Er:YAG lazerin Clearfil SE Bond ve Single Bond adeziv sistemleri üzerine etkileşimlerini değerlendirdikleri çalışmalarında da bizim bulgularımıza paralel olarak lazerle hazırlanan dentin yüzeylerinde daha fazla sayıda geniş, kısa, huni biçimli rezin uzantılar, Clearfil SE Bond kullanılan dentin örneklerinde uzun rezin uzantılar gözlemlendiği bildirilmiştir.

Polimerizasyondan önce adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulanması ile Er:YAG lazer uygulanan dentin örneklerinin SEM görüntülerinde rezin uzantıların boylarının arttığı tespit edilmiştir.

Er:YAG lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulamasının etkilerini SEM yardımıyla inceleyen bir başka çalışmaya rastlayamadık. Ancak rezin uzantılarının boylarının artmış olması tutuculukta yani bağlanma dayanımının artışında bir artış sebebi olarak kabul edilmelidir diye düşünüyoruz. Bu sonucumuz bu yönüyle frezle hazırlanmış dentin yüzeylerinde polimerizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulamasının bağlanma dayanımının etkilerini inceleyen Franke ve ark.¹⁶¹'nin SEM sonuçlarıyla desteklenmektedir.

Diğer yandan estetik uygulamalar için geliştirilen sistemler (adeziv sistemler gibi) endodontik uygulamalar için de yeni ufuklar açmış ve bu sistemler sayesinde endodontide de daha başarılı uygulamalar gerçekleştirilebilir olmuştur. Özellikle fiber postların diş hekimliğinde kullanımı endodontide adeziv uygulamalarını arttırmıştır. Fiber postlar kök kanalı içinde tutunmasını rezin simana borçludur. Resin simanda kök dentinine bağlanmasını adezivlere borçludur. Fiber postların tutuculuğunu değerlendirmede kök kanal dentin duvarına uygulanan farklı özellikte adeziv sistemlerin etkileri üzerinde durulur. Post'un şekillerine bağlı başarısızlık en az rastlanandır¹⁶⁸.

Çalışmamızda koronal dentin deneylerinde karşılaştırılan 2 basamaklı bir total-etch adeziv sistem (Single Bond) , 3 basamaklı bir total-etch bir adeziv sistem (Scotchbond Multi-Purpose), 2 basamaklı bir self-etch primer (Clearfil SE) ve tek basamaklı bir self-etch adeziv (Clearfil S³) ile birlikte yapıştırma simanı olarak RelyX ARC kullanıldı.

Post sistemlerinde kullanılan yapıştırma simanlarının kök kanal dentinine bağlanma dayanımlarını değerlendirmede ise gerilim

bağlanma dayanımı, mikrogerilim bağlanma dayanımı, itme bağlanma dayanımı (push-out bond strength) ve asılma bağlanma dayanımı (pull-out bond strength) deneyleri uygulanmaktadır.

Goracci ve ark.¹⁶⁹ yaptıkları bir çalışmada mikrogerilim bağlanma dayanımı deneyinin sadece adeziv ile rezin simanın bağlanmasını değerlendirdiğini, post-siman-adeziv-dentin bağlanmasını değerlendiremediğini tespit etmişler ve push-out bağlanma dayanımı deney yönteminin klinik şartları daha iyi taklit ettiğini bildirmişlerdir. Ayrıca Soares ve ark.¹⁷⁰ postun bağlanma dayanımını mikrogerilim ve push-out deneyleri ile karşılaştırdıkları çalışmalarında push-out deneyinin daha homojen stres dağılımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Push-out deneyi bütün post yüzeyine¹⁷¹ veya kalın kök kesitlerine uygulandığında adeziv ara yüzeyinde, uniform olmayan streslerin gelişeceğini bildirilmiştir^{172,173}.

Biz de bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda 1,35 mm'lik kök kesitleri olarak push-out bağlanma dayanımı deneyini tercih ettik.

Post deneylerinde üst çene tek köklü kesici dişlerin seçilme sebebi; üst çene kesici dişlerde meziyodistal ve bukkolingual çapın yeterli olması, post preparasyonu esnasında perforasyon ve kök kırığı riskinin ortadan kalkmasına, dentin adezivlerinin uygulanabilmesi için yeterli dentin kalınlığının kalmasına ve rezin simanın post ve dentin duvarı arasına homojen kalınlıkta yerleştirilmesine olanak sağlamasıdır¹⁷⁴.

İncelediğimiz adeziv sistemlerin push-out bağlanma dayanımı değerleri CS³>SB>SMP>CSE şeklinde sıralanmıştır.

Fiber post yerleştirilmiş örneklerden elde edilen kök kanal dentinine bağlanma dayanım değerleri bütün adezivlerde koronal dentine göre oldukça düşmüştür. Bunun başlıca nedeni dentin tübüllerinin kron ve

kökte farklı özellikler (yön,çap,yoğunluk gibi) göstermesi olabilir. Çehrelî ve Akça¹⁷⁵ dentin tübüllerine paralel bağlanan örneklerde bağlanma dayanımının arttırdığını bildirmiştir. Biz de kök dentininde kanalcıklara paralel bağlanmanın daha güç olduğundan kökteki değerlerin krondakilerden daha düşük olduğunu düşünmekteyiz. Ama bu konunun tahminlerin ötesinde somut araştırmalarla ortaya konması gerektiğine inanmaktayız.

Postun tutuculuğunun restorasyonun devamlılığı için önemli bir faktör olduğuna inanılır¹⁷⁶⁻¹⁷⁹. Sodyum hipoklorit, etilendiamin tetra asidik asidin (EDTA) ve diğer irrigasyon solüsyonlarının dentin üzerine etkisi, polimerizasyon büzülmesi sırasında oluşan stresin artmasına neden olan, bağlanan yüzey alanının bağlanmayan yüzey alanına oranıyla ifade edilen C faktörün kök kanal dentininde büyük olması ve nem kontrolünün sınırlı olması, postun kimyasal ve fiziksel özellikleri post-siman-adeziv-dentin ara yüzeylerinde bağlanmayı etkileyen faktörlerdir¹⁶⁸.

Tek basamaklı self-etch adezivlerle kompozit rezinler arasındaki kimyasal uyum, kompozitlerin polimerizasyon türüne göre değişiklik göstermektedir. Yapılan araştırmalarda tek basamaklı self-etch adezivlerin genellikle kimyasal ya da hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinlerle uyumlu olmadığı bildirilmiştir¹⁸⁰⁻¹⁸⁴. İki basamaklı sistemlerden farklı olarak, tek basamaklı sistemlerde en üst yüzeye ilave bir hidrofobik rezin tabakası uygulanmaması bu uyumsuzluğun nedeni olarak bildirilmiştir^{181,182}.

Çalışmamızda kullanılan 2 ve 3 aşamalı total-etch adezivlerde kullanılan %37' lik fosforik asidin pH'ı 0,5'dir. 2 aşamalı total etch adezivi olan Single Bond'un pH'ı 4,3' dir. 3 aşamalı total etch adezivi olan Scotchbond Multi-Purpose'un pH'ı 4,9' dur. Bir self-etch primer olan Clearfil SE Bond' un pH'ı 2.0' dir. Self-etch adeziv olarak kullandığımız Clearfil S3 Bond' un pH'ı ise 2.7'dir. Yamauchi¹⁸⁵ asidik monomerlerin

kimyasal olarak polimerize kompozit rezinlerin yapısında bulunan tersiyer aminleri nötralize ettiğini ve böylece kimyasal polimerizasyonu önlediğini bildirmişlerdir ve bu görüş diğer araştırmacılar tarafından da desteklenmiştir. Araştırmalarda adezivlerin asiditesi ve kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinlerin dentine bağlanma dayanıklılıkları arasında ters orantı bulunduğu belirtilmiştir¹⁸⁶⁻¹⁸⁸. Total-etch adezivlerde fosforik asitle dağlama ve yıkayarak uzaklaştırma basamağına ihtiyaç vardır. Ama asidin kök kanalı içinden yeterince uzaklaştırılamaması da pH'ı yüksek olan bu adezivlerin bağlanma dayanımını düşürmüş olabilir.

Fiber post yerleştirilmiş örneklerden elde edilen kök kanal dentinine en yüksek bağlanma dayanımının tek aşamalı self-etch adezivle ortaya çıkma nedeni kök kanalı içinde kullanımının daha az teknik hassasiyet gerektirmesi olabilir.

Bizim çalışmamızda adeziv sistemler arasında istatistiksel fark bulunamamıştır. Adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı arasında anlamlı fark bulunamamasının sebebi kopma tipinin büyük çoğunluğunun post-rezin siman (tip1) olması düşünülebilir. Nitekim Monticelli ve ark'ı¹⁸⁹ yaptıkları bir meta analiz araştırmasında post yüzeyi üzerindeki birçok işlemin bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Buradan da kök dentiniyle adeziv arasındaki gerçek ilişkinin ortaya konabilmesi için başka çalışmalara ihtiyaç olduğu kanısındayız.

Kullanılan adeziv sistemler üzerine Nd:YAG lazer uygulanması bütün adeziv sistemlerde push-out bağlanma dayanımı değerlerini arttırdı. SEM incelemelerimizde, Nd:YAG lazer uygulamasının koronal dentinde yarattığı gibi bir ısısal etki yaparak adezivin akışkanlığını arttırdığını ve kanalcıkların içine akışını kolaylaştırarak rezin uzantıların boylarının uzamasını, adezivin yüzeye daha homojen yayılmasını sağladığını gözledik. Kök dentin yüzeylerinde adeziv üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulamasını inceleyen bir başka

Çalışmaya rastlayamadık. Bu konuyla ilgili daha fazla araştırmaların ortaya konması gerektiğini dūřunuyoruz.

6. SONUÇ

6.1. Koronal Dentin Mikrogerilim Bağlanma Deneyi Sonuçları

1. Frezle hazırlanan dentin örneklerinde dört adeziv sistem arasında en yüksek bağlanma dayanımı Single Bond' da görüldü. Single Bond ve Scotchbond Multi-Purpose arasında anlamlı fark bulunamazken Single Bond ile Clearfil SE ve Singel Bond ile Clearfil S³ arasındaki fark anlamlıdır. En düşük mikrogerilim bağlanma dayanımı değeri ise Clearfil S³ de görüldü.

2. Er:YAG ile hazırlanan dentin örneklerinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri Single Bond' da, en düşük bağlanma dayanımı değeri Clearfil S³ de görüldü. Ancak adeziv sistemler arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

3. Er:YAG ile hazırlanmış dentin örneklerinde, kullanılan adezivlerin üzerine Nd:YAG lazer uygulamasında en yüksek bağlanma dayanımı değeri Single Bond' da, en düşük bağlanma dayanımı değeri Clearfil S³ de görüldü.

4. Nd:YAG lazer uygulaması frez ve Er:YAG lazer uygulanmış adeziv grupları arasındaki istatistiksel farkları ortadan kaldırmıştır.

5. Adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulaması koronal dentinde adezivlerin bağlanma dayanımını arttırmıştır.

6.2. Koronal Dentin SEM Sonuçları

1. Frezle hazırlanan dentin örneklerinde asitle dağlama basamağı olan total-etch adezivlerde kalın hibrit tabaka, kısa, kalın, huni biçimli rezin uzantılara, 2 basamaklı self-etch adezivinde ince hibrit

tabaka, uzun, silindirik rezin uzantılara, tek basamaklı self-etch adezivde devamı olmayan çok ince hibrit tabaka, kısa rezin uzantılara rastlanmıştır.

2. Er:YAG lazerle hazırlanan dentin örneklerinde benzer şekilli hibrit tabaka ve frez gruplarına göre daha fazla ve uzun rezin uzantılara rastlanmıştır.

3. Adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulamasının adeziv sistemlerde rezin uzantıların boylarının uzamasına ve lateral dallanmaların oluşmasına yol açtığı gözlenmiştir.

6.3. Kök Kanal Dentini Push-Out Deneyi Sonuçları

1. Adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulanan ve uygulanmayan örneklerde en yüksek push-out bağlanma dayanımı Clearfil S³ de en düşük bağlanma dayanımı Clearfil SE' de gözlenmiştir.

2. Nd:YAG lazer uygulanan ve uygulanmayan grupların bağlanma dayanımı arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

3. Adeziv üzerine Nd:YAG lazer uygulaması kök kanal dentininde adezivlerin bağlanma dayanımını arttırmıştır.

6.4. Kök Kanal Dentini SEM Sonuçları

1. Single Bond ve Scotchbond Multi-Purpose uygulanan dentin örneklerinde kalın hibrit tabaka görüldü.

2. Clearfil S³ uygulanan dentin örneklerinde uzun rezin uzantılar görüldü.

3. Adezivlerin üzerine Nd:YAG lazer uygulamasında bütün adezivlerde rezin uzantıların belirgin şekilde uzadığı görüldü.

7. ÖZET

LAZER KULLANIMININ KORONAL VE KÖK KANAL DENTİNİ ÜZERİNE UYGULANAN ADEZİVLERİN BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Er:YAG lazer, diş hekimliğinde frezlerin yerine kullanılmaya çalışılsa da adezivlerin dentine bağlanmasında frez preparasyonları kadar iyi sonuç vermemektedir. Bu çalışmada, Er:YAG lazerle prepare edilmiş dentin yüzeylerine uygulanan 4 farklı adezivin (Scotchbond Multi-Purpose, Adper Single Bond, Clearfil SE ve Clearfil S³) Nd:YAG lazer uygulanarak ısıtılmasıyla, koronal dentine bağlanma dayanımlarında bir farklılık olup olmadığının incelenmesi ve frezle prepare edilmiş yüzeylerdeki bağlanma dayanımlarıyla kıyaslanması amaçlanmıştır. Çalışmada ayrıca post boşluklarına uygulanan adezivlerde aynı işlemin yarar sağlayıp sağlamadığı araştırılmıştır.

Araştırmanın birinci bölümünde, koronal dentin, tungsten karbid frez veya Er:YAG lazer ile hazırlandı. Er:YAG lazer grubundaki dişlerin bir kısmına uygulanan adezivler polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer (100 mJ, 10 Hz) uygulanarak ısıtıldı. Grupların bağlanma dayanımı mikrogerilim deneyiyle incelendi. Frez grupları beklendiği gibi Er:YAG lazer gruplarından iyi bulundu. Nd:YAG lazer uygulamasının bütün adezivlerde bağlanma dayanımını arttırdığı, nominal olarak daha düşük değerler elde edilse de frez gruplarıyla aradaki istatistiksel anlamlı farklılığın ortadan kalktığı saptandı.

Araştırmanın ikinci bölümünde, kök kanalı prepare edildi ve dolduruldu. Post boşluğu bir post frezi ile hazırlandı. Daha sonra post boşluğuna uygulanan adezivin üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulandı. Bağlanma dayanımı push-out deneyi ile incelendi. Nd:YAG lazer uygulamasının yine tüm adezivlerde bağlanma dayanımını arttırdığı bulundu.

SEM incelemelerinde kök ve koronal dentinde adeziv üzerine polimerizasyondan önce Nd:YAG lazer uygulamasının adeziv tübül penetrasyon derinliğini arttırdığı gözlemlendi.

Bu çalışmanın sonunda adeziv ısısının artırılmasının dentine bağlanma dayanımını geliştirdiği bulundu.

Anahtar Kelimeler: Bağlanma dayanımı, dentin, adezivler, lazer.

8. SUMMARY

THE EFFECT OF BOND STRENGTH AFTER LASER APPLICATION OF ADHESIVES APPLIED ON THE CORONAL AND ROOT CANAL DENTIN

Er:YAG laser can be used instead of air-turbine for cavity preparation in dentistry. However, the bond strength achieved after Er:YAG preparation is not as good as that achieved after bur preparation. In this study the effect of Nd:YAG-treatment on the adhesive applied onto Er:YAG prepared coronal dentin was investigated. The bond strength achieved so was compared with that achieved after bur preparation. Also, the effect of Nd:YAG-treatment on adhesive was tested in the root canal post space.

In the first part, coronal dentin was prepared either with tungsten carbide bur or Er:YAG laser. Then, adhesive (Scotchbond Multi-Purpose, Adper Single Bond 2, Clearfil SE and Clearfil S³) was applied onto the dentin. In some of the teeth in Er:YAG preparation, the adhesive was heated with Nd:YAG lasing (100mJ, 10Hz). The bond strength was evaluated using the microtensile test. The bur group, as expected, revealed higher bond strength. Nd:YAG-treatment increased the bond strength in all adhesive systems. While bond strength values were still lower in the Nd:YAG-treated group, but statistically significant difference was not found between the Nd:YAG-treated and bur groups.

In the second part, root canal was prepared and obturated. A post space was then prepared using a post drill. The adhesive was applied into the post space and heated with Nd:YAG lasing prior to polymerization in some of the teeth. The bond strength was evaluated using the push-out test. Again, Nd:YAG application was found to increase the bond strength in all adhesive systems.

SEM analysis showed that coronal or root canal dentinal tubule penetration was greater when the adhesive was treated with Nd:YAG laser prior polymerization.

As conclusion, heating of adhesive using Nd:YAG laser was found to develop the bond strength on coronal and root canal dentin.

Key Words: Bond Strength, dentin, adhesives, laser

9. KAYNAKLAR

1. Swift EJ. Bonding systems for restorative materials- a comprehensive review. *Pediatr Dent* 1998; 20: 80-88.
2. Lide DR, Kehiaian HV. *CRC Handbook of thermophysical and thermochemical data*. Florida: CRC Pres LLC; 1994.
3. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. 5. ed. St. Louis: Mosby; 2006.
4. Garant PR. *Oral Cells and Tissues*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 2003
5. Akinmade AO, Nicholson JW. Glass-ionomer cements as adhesives. *J Mater Sci: Materials in Medicine* 1993; 4: 95-101.
6. Allen KW: Theories of adhesion. In: Packham DE, editor. *Handbook of adhesion*. 2. ed. Chichester: Willey; 2005.
7. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure: review of the literature. *Dent Mater* 1991; 7: 2-10.
8. al-Salehi SK Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 1997; 28: 717-723.
9. Asmussen E, Hansen EK, Peutzfeldt A. Influence of the solubility parameter of intermediary resin on the effectiveness of the Gluma bonding system. *J Dent Res* 1991; 70: 1290-1293.
10. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982; 16: 265-273.

11. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26: 1-20.
12. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 1992; 5(suppl): 81-94.
13. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992; 71: 1530-1540.
14. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting. *Am J Dent* 1997; 10:77-82.
15. Brannstrom M, Linden LA, Johnson G. Movement of dentinal and pulpal fluid caused by clinical procedures. *J Dent Res* 1968; 47: 679-682.
16. Terkla LG, Brown AC, Hainisch AP, Mitchem JC. Testing sealing properties of restorative materials against moist dentin. *J Dent Res* 1987; 66: 1758-1764.
17. Van Hassel HJ. Physiology of the human dental pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971; 32: 126-134.
18. Mitchem JC, Gronas DG. Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* 1986; 113: 285- 287.
19. Suzuki T, Finger WJ. Dentin Adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dent Mater* 1988; 4: 379-383.
20. Tao L, Tagami J, Pashley DH. Pulpal pressure and bond strength of Superbond and Gluma. *Am J Dent* 1991; 4: 73- 76.

21. Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW. Smear layer: removal and bonding considerations. *Oper Dent* 1984; 3(suppl): 30-34.
22. Ishioka S, Caputo AA. Interaction between the dentinal smear layer and composite bond strength. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 180-185.
23. Pashley DH, Livingstone MJ, Greenhill JD. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Arch Oral Biol* 1978; 23: 807-810.
24. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 1992; 17: 229-242.
25. Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Verdonschot EH. Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo. *J Dent* 1998; 26: 555-562.
26. Sepetcioglu F, Ataman BA. Long-term monitoring of microleakage of cavity varnish and adhesive resin with amalgam. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 136-139.
27. Buonocore M, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 1956; 35: 846-851.
28. McLean JW, Kramer IRH. A clinical and pathological evaluation of a sulphinic acid activated resin for use in restorative dentistry. *Br Dent J* 1952; 93: 255-269.
29. Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent* 1992; 5(suppl): 50-61.

30. Albers HF. Dentin-resin bonding. ADEPT Report 1990; 4: 33-42.
31. Alexieva C. Character of the hard tooth tissue-polymer bond. II: Study of the interaction of human tooth enamel and dentin with N-phenylglycine-glycidyl methacrylate adduct. J Dent Res 1979; 58:1884-1886.
32. Retief DH, Denys FR. Adhesion to enamel and dentin. Am J Dent 1989; 2: 133-144.
33. Hembree JH Jr, Andrews JT. Microleakage of several class V anterior restorative materials: a laboratory study. J Am Dent Assoc 1978; 97:179-83.
34. Wolinsky LE, Armstrong RW, Seghi RR. The determination of ionic bonding interactions of N-Phenyl Glycine and N- (2-hydroxy-3-methacryloxypropyl)-N-Phenyl Glycine as measured by Carbon-13 NMR analysis. J Dent Res 1993; 72: 72-77.
35. Retief DH, Austin JC, Fatti LP. Pulpal response to phosphoric acid. J Oral Pathol 1974; 13: 114-122.
36. Retief DH, Denys FR. Adhesion to enamel and dentin. Am J Dent 1989; 2:133-144.
37. Eick JD. Smear layer: materials surface. Proc Finn Dent Soc 1992; 88:225-242.
38. Asmussen E, Munksgaard EC. Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. Int Dent J 1988; 38: 97-104.

39. Eick JD, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P, Robinson SJ. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. Quintessence Int 1991; 22: 967-977.
40. Baier RE. Principles of adhesion. Oper Dent 5(suppl) 1992; 1-9.
41. Causton BE. Improved bonding of composite restorative to dentine: a study in vitro of the use of a commercial halogenated phosphate ester. Br Dent J 1984; 156: 93-95.
42. Huang GT, Söderholm KJ. In vitro investigation of shear bond strength of a phosphate based dentinal bonding agent. Scand J Dent Res 1989; 97: 84-92.
43. Eliades GC: Dentine bonding systems. In: Vanherle G, Degrange M, Willems G, editors, State of the art on direct posterior filling materials and dentine bonding, Van der Porten, Leuven, 1993.
44. Tyas MJ, Burns GA, Byrne PF, Cunningham PJ, Dobson BC, Widdop FT. Clinical evaluation of Scotchbond :three years results. Aust Dent J 1989; 34: 277-279.
45. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical status of ten adhesive systems. J Dent Res 1994; 73: 1690-1702.
46. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res 1979; 58:1364-1370.
47. Torney DL. The retentive ability of acid-etched dentin. J Prosthet Dent 1978; 39:169-172.

48. van Dijken JW. Clinical evaluation of three adhesive systems in class V non-carious lesions. *Dent Mater* 2000; 16: 285-291.
49. Stanley HR, Going RE, Chauncey HH. Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration. *J Am Dent Assoc* 1975; 91: 817-825.
50. Perdigão J, Swift EJ Jr. Adhesion of a total-etch phosphate ester bonding agent. *Am J Dent* 1994; 7: 149-152.
51. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent* 1994; 22: 73-81.
52. Barkmeier WW, Suh BI, Cooley RL. Shear bond strength to dentin and Ni-Cr-Be alloy with the All-Bond universal adhesive system. *J Esthet Dent* 1991; 3: 148-153.
53. Kanca J. Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent* 1992; 5: 213-215.
54. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992; 23: 39-41.
55. Swift EJ Jr, Triolo PT Jr. Bond strengths of Scotchbond Multi-Purpose to moist dentin and enamel. *Am J Dent* 1992; 5: 318-320.
56. Perdigão J, Lambrechts P, van Meerbeek B, Tomé AR, Vanherle G, Lopes AB. Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater* 1996; 12: 262-271.
57. Chiba M, Itoh K, Wakumoto S. Effect of dentin cleansers on the bonding efficacy of dentin adhesive. *Dent Mater J* 1989; 8: 76-85.

58. Fukushima T, Horibe T. A scanning electron microscopic investigation of bonding of methacryloyloxyalkyl hydrogen maleate to etched dentin. *J Dent Res* 1990; 69: 46-50.

59. Van Meerbeek B, Peumans M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions. *Quintessence Int* 1996; 27: 775-784.

60. Gwinnett AJ, Garcia-Godoy F. Effect of etching time and acid concentration on resin shear bond strength to primary tooth enamel. *Am J Dent* 1992; 5: 237-239.

61. Hallett KB, Garcia-Godoy F, Trotter AR. Shear bond strength of a resin composite to enamel etched with maleic or phosphoric acid. *Austr Dent J* 1994; 39: 292-297.

62. Swift EJ Jr, Bayne SC. Shear bond strength of a new one-bottle adhesive. *Am J Dent* 1997; 10: 184-188.

63. Panighi M, G'Sell C. Influence of calcium concentration on the dentin wettability by an adhesive. *J Biomed Mater Res* 1992, 26: 1081-1089.

64. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997; 8 :306-335.

65. Swift EJ Jr, Perdigão J, Heymann HO. Enamel bond strengths of "one-bottle" adhesives. *Pediatr Dent* 1998; 20: 259-262.

66. Berry TG, Barghi N, Knight GT, Conn LJ Jr. Effectiveness of nitric-NPG as a conditioning agent for enamel. *AmJ Dent* 1990; 3: 59-62.

67. Blosser RL. Time dependence of 2.5% nitric acid solution as an etchant on human dentin and enamel. *Dent Mater* 1990; 6: 83-87.
68. Gwinnett AJ, Kanca JA. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *Am J Dent* 1992; 5: 73-77.
69. Saunders WP, Strang R, Ahmad I. Shear bond strength of Mirage Bond to enamel and dentin. *Am J Dent* 1991; 4: 265-267.
70. Reifeis PE, Cochran MA, Moore BK. An in vitro shear bond strength study of enamel/dentin bonding systems on enamel. *Oper Dent* 1995; 20: 174-179.
71. Swift EJ Jr, Cloe BC. Shear bond strengths of new enamel etchants. *Am J Dent* 1993; 6:162-164.
72. Triolo PT Jr, Swift EJ Jr, Mudgil A, Levine A. Effects of etching time on enamel bond strengths. *Am J Dent* 1993; 6: 302-304.
73. van der Vyver PJ, de Wet FA, Jansen van Rensburg JM. Bonding of composite resin using different enamel etchants. *Jv Det Assoc South Africa* 1997; 52: 169-172.
74. Perdigão J, Lopes L, Lambrechts P, Leitão J, Van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 1997; 10: 141-146.
75. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a Phenyl-P self-etching primer, *J Dent Res* 1994; 73: 1212-1220.
76. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Davidson CL. Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in Class V restorations. *Am J Dent* 1997; 10: 66-70.

77. Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Verdonchot EH. Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo. *J Dent* 1998; 26: 555-562.

78. Tay FR, Sano H, Carvalho R, Pashley EL, 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* 2000; 2: 83-89.

79. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives: Part II. Etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001; 17: 430-444.

80. Rosa BT, Perdigão J. Bond strengths of nonrinsing adhesives. *Quintessence Int* 2000; 31:353-358.

81. Perdigão J. Dentin bonding as a function of a dentin structure. *Dent Clin North Am* 2002; 46: 277-301.

82. Tay FR, Pashley DH, Peters MC. Adhesive permeability affects composite coupling to dentin treated with a self etch adhesive. *Oper Dent* 2003; 28:610-621.

83. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002; 30:371-382.

84. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001; 17:296- 308.

85. Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-

etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. J Adhes Dent 2003; 5: 47-56.

86. Brackett WW, Covey DA, St Germain HA Jr. One-year clinical performance of a self-etching adhesive in Class V resin composite cured by two methods. Oper Dent 2002; 27: 218-222.

87. Applied Dental Materials McCabe JF, Walls AWG editors, 9th ed, Hong Kong: Blackwell; 2009.

88. Anusavice KJ. Phillip's Science of Dental Materials. 11 th ed. St.Louis: Elsevier; 2003.

89. Bateman G, Ricketts DNJ, Saunders WP. Fibre – based post systems: A review. Br Dent J 2003; 195: 43-8.

90. Zaimoglu A, Can G. Sabit protezler, Ankara: Ankara Ü Diş Hek Fak Yayınları; 2004.

91. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. J Endod. 2004; 30: 289-301.

92. Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Lepley JB. Prefabricated dowels: A literature review. J Prosthet. Dent 1983; 49: 498-503.

93. Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. Dent Clin North Am 1984; 28: 923-951.

94. Qualtrough AJ, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. Oper Dent 2003; 28: 86-91.

95. Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts--why, when and how. Dent Clin North Am 1976 ; 20: 299-311.

96. Direct pattern technique for posts and cores. Miller AW. J Prosthet Dent 1978; 40: 392-397.

97. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri restorasyon teknikleri. 1. Baskı. Ankara: Polat Basımevi; 1988.

98. Eğilmez F. Porselen ve cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit post sistemlerin diş dokularında oluşturdukları termal streslerin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. doktora, Ankara, Gazi Üniversitesi, 2007.

99. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. Quintessence Int 1998; 29: 305-312.

100. Ricketts DNJ, Tait CME, Higgins AJ. Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation. Br Dent J 2005; 198: 533-41.

101. Christensen GJ. When to use fillers, build-ups or posts and cores. J Am Dent Assoc 1996; 127: 1397-1398.

102. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. J Am Dent Assoc 2005;136 :611-619.

103. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. J Prosthodont 2001;10: 26-36.

104. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. Dent Mater 2001; 17: 422-429.

105. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. Eur J Oral Sci 2004; 112: 353-361.

106. Gökner Y. Er:YAG laser tekniği ile diş sert dokusunda kavite oluşturulmasına ilişkin çalışma şartlarının incelenmesi ve optimal parametrelerin. Yüksek lisans, İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi; 2006.

107. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. Dent Clin North Am 2000; 44: 717-752.

108. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin North Am. 2004; 4: 751-770.

109. Research, Science and Theraphy Committee of the American Academy of Periodontology. Lasers in periodontics. J Periodontol 2002; 73: 1231-1239.

110. Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. Dent Clin North Am 2004; 4: 771-794

111. Spencer P, Trylovich DJ, Cobb CM. Chemical characterization of lased root surfaces using Fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy. J Periodontol 1992; 63: 633-636.

112. Trylovich DJ, Cobb CM, Pippin DJ, Spencer P, Killoy WJ. The effects of the Nd:YAG laser on in vitro fibroblast attachment to endotoxin- treated root surfaces. J Periodontol 1992;63: 626-632

113. White JM, Goodis HE, Rose CL. Use of pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers Surg Med* 1991; 11: 455-461.

114. White JM, Chaudhry SI, Kudler JJ, Sekandari N, Schoelch ML, Silverman S Jr. Nd:YAG and CO2 laser therapy of oral mucosal lesions. *J Clin Laser Med Surg* 1998; 16: 299-304.

115. Rossmann JA, Cobb CM. Lasers in periodontal therapy. *Periodontol 2000* 1995; 9: 150-164.

116. Wigdor HA, Walsh JT Jr, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med* 1995;16: 103-133.

117. Rossmann JA, Cobb CM. Lasers in periodontal therapy. *Periodontol 2000* 1995; 9: 150-164.

118. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J* 1990; 40: 323-332.

119. Ishikawa I, Sasaki K, Aoki A, Watanabe H. Effects of Er:YAG Laser on Periodontal Therapy. *J Int Acad Periodontol* 2003; 5: 23-28.

120. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000; 4: 753-765.

121. Hibst R, Keller U, Steiner R. Die Wirkung gepulster Er:YAG-Laserstrahlung auf Zahngewebe. *Laser Med Surg* 1988; 4: 163-65.

122. Paghdiwala AF. Application of the Erbium:YAG laser on hard dental tissues: Measurement of the temperature changes and

depth of cut. In: Laser Institute of America Proceedings (International Congress on Applications of Lasers and Electro-Optics) 1989; 64: 192-201.

123. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med*. 1989; 9: 338-344.

124. Kayano T, Ochiai S, Kiyono K, Yamamoto H, Nakajima S, Mochizuki T. Effects of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 1989; 56: 381-392.

125. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 345-351.

126. Ishikawa I, Aoki A, Watanabe H. Erbium:YAG laser, promising procedure for caries treatment. *Dent Japan* 1997; 33: 165-169.

127. Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW 2nd. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation-phase I. *J Clin Laser Med Surg* 1997; 15: 109-115.

128. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc* 1997;128: 1080-1087.

129. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between ER:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res* 1998; 77: 1404-1114.

130. De Munck J, van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84: 118-132.

131. Pashley DH, Sano H. Adhesion testing of dentin Bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995;11: 117-125.

132. Schreiner RF, Chappell RP. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater* 1998;14: 194-201.

133. Von Noort R, Noroozi IC. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989;17: 61-67.

134. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength- Evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater* 1994; 10: 236-240.

135. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 1998; 14: 212-221.

136. Sadek FT, Cury AH. The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. *Dent Mater* 2005 21: 114-1149.

137. Oilo G. Bond strength testing- what does it mean? *Int. Dent J* 1993; 43: 492-498.

138. Ghazali FBC. Human molar dentinal tubules and its odontoblast process. A combined investigation using variable pressure scanning electron microscope and image analysis. USM Short term grant

final completion report School of Health Sciences (PPSK), Health Campus, 16150. Universiti Sains Malaysia.

139. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Er:YAG laser for teeth. J Am Dent Assoc 1997; 128: 1080-1087.

140. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raab WH. Er:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. J Dent 1998; 26: 649-656.

141. Buller AS, Block C, Savion I, Sela M. Reduced bacteria levels in cavities prepared by Er:YAG laser. J Oral Laser Application 2003; 3:153-155.

142. Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, Pashley DH. Effect of Moist vs. Dry Bonding to Normal vs. Caries-affected Dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. J Dent Res 1999; 78: 1298-1303.

143. de Silva AL, Lima DA, de Souza GM, dos Santos CT, Paulillo LA. Influence of Additional Adhesive Application on the Microtensile Bond Strength of Adhesive Systems. Oper Dent 2006; 31: 562-568.

144. Dunn WJ, Söderholm KJ. Comparison of shear and flexural bond strength tests versus failure modes of dentin bonding systems. Am J Dent. 200; 14: 297-303.

145. Hebling J, Castro FL, Costa CA. Adhesive performance of dentin bonding agents applied in vivo and in vitro. Effect of intrapulpal pressure and dentin depth. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007; 83: 295-303.

146. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Relation between water content in acetone/alcohol based primer and interfacial ultrastructure. J Dent 1998; 26: 147-156.

147. Yazici AR, Celik C, Ozgünaltay G, Dayangaç B. Bond Strength of Different Adhesive Systems to Dental Hard Tissues. Oper Dent 2007; 32: 166-172.

148. Perdigão J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW. In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I--microtensile bond strengths. J Adhes Dent 2006 ;8: 367-73.

149. Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: In vitro study. J Endod 1999; 25: 543-546.

150. Tokonabe H, Kouji R, Watanabe H, Nakamura Y, Matsumoto K. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. J Clin Laser Med Surg. 1999; 17: 7-12.

151. He Z, Otsuki M, Sadr A, Tagami J. Acid resistance of dentin after erbium: yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. Lasers Med Sci 2009; 24: 507–513

152. Ramos RP, Chinelatti MA, Chimello DT, Borsatto MC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Bonding of self etching and total etch systems to Er:YAG laser irradiated dentin. Tensile bond strength and scanning electron microscopy. Braz Dent J. 2004;15: 19-20.

153. Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile Bond Strength and SEM Evaluation of Er:YAG Laser Irradiated Dentin using Dentin Adhesive. Dent. Mater J 1998; 17:125-138.

154. Burnett LH Jr, Conceição EN, Pelinos JE, Eduardo CD. Comparative study of influence on tensile bond strength of a composite to dentin using Er:YAG laser, air abrasion, or air turbine for preparation of cavities. *J Clin Laser Med Surg* 2001; 19:199-202.

155. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 2005; 21: 616-24.

156. Trajtenberg CP, Pereira PN, Powers JM. Resin bond strength and micromorphology of human teeth prepared with an Erbium:YAG laser. *Am J Dent* 2004; 17: 331-6.

157. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin *Eur J Oral Sci* 2002 ;110: 322-9.

158. Brulat N, Rocca JP, Leforestier E, Fiorucci G, Nammour S, Bertrand MF. Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG-laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci.* 2009; 24: 53-57.

159. Kameyama A, Aizawa K, Kato J, Hirai Y. Tensile bond strength of single step self etch adhesives to Er:YAG laser irradiated dentin. *Photomed Laser Surg.* 2009 Jan 26. [Epub ahead of print]

160. Gwinnett AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent.* 1993; 6: 7-9.

161. Franke M, Taylor AW, Lago A, Fredel MC. Influence of Nd:YAG laser irradiation on an adhesive restorative procedure. *Oper Dent* 2006; 31: 604-609.

162. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater* 1998; 14: 194-201.
163. Goracci G, Mori G, Bazzucchi M, Casa de'Martinis L. dentinal adhesive with composite restorations. A clinical and microstructural evaluation. *Int J Prosthodont*. 1995; 8: 548-556.
164. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH. Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Oper Dent* 1998; 23: 185-194.
165. Ishizaka Y, Eguro T, Maeda T, Tanaka H. Effects of Er:YAG laser virradiation on human dentin: Polarizing microscopic, light microscopic, and microradiographic observations, and FT-IR analysis. *Lasers Surg Med*. 2002; 31: 171-176.
166. Ghiggi PC, Dall Agnol RJ, Júnior LH, Borges GA, Spohr AM. Effect of Nd:YAG laser and Er:YAG laser on the adhesive-dentin interface: A scanning electron microscopy study. *Photomed Laser Surg*. 2009; Oct 1. [Epub ahead of print]
167. Aranha AC, De Paula Eduardo C, Gutknecht N, Marques MM, Ramalho KM, Apel C. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive system in cavities prepared with Er:Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microsc Res Tech* 2007; 70: 745-751.
168. Torbjorner A, Karlsson S, Omdan PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 439-444,
169. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 353–361.

170. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F, Armstrong SR. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater*. 2008; 24: 1405-11.

171. Gallo JR, Miller T, Xu X, Burgess JO. In vitro evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel posts. *J Prosthodont* 2002; 11: 25–29.

172. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent* 1999; 1: 57–67.

173. Ngoh EC, Pashley DH, Loushine RJ, Weller N, Kimbrough F. Effects of eugenol on resin bond strengths to root canal dentin. *J Endod* 2001; 27: 411–414.

174. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005;136: 611-619.

175. Cehreli ZC, Akça T. Effect of dentinal tubule orientation on the microtensile bond strength to primary dentin. *J Dent Child* 2003; 70: 139-144.

176. Colman HL. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1979; 23: 647-662.

177. Sorensen JA, Martinoff JT. Endodontically treated teeth as abutments. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 631-636.

178. Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent* 1984 ;52:231-234.

179. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 565-567

180. Franco EB, Lopes LG, D'alpino PHP, Pereira JC, Mondelli RFL, Navarro MFL. Evaluation of compatibility between different types of adhesives and dual-cured resin cement. *J Adhes Dent* 2002; 4: 271-275.

181. Pfeifer C, Shih D, Braga RR. Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. *Am J Dent*.2003;16:235-238.

182. Suh BI, Feng L, Pashley DH. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent* 2003; 5:267-282.

183. Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified- step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etch adhesive. *J Adhes Dent* 2003; 5:27-40.

184. Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang SF, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified- step adhesives and chemical-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *J Adhes Dent* 2003; 5: 91-106.

185. Yamauchi J. Study of dental adhesive containing phosphoric acid methacrylate monomer. *Japanese J Dent Mater* 1986; 5:144–54.

186. Sanares AME, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001; 17: 542-556.

187. Hagge MS, Lindemuth JS. Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 adhesive systems. *J Prosthet Dent*. 2001;86: 620- 623.

188. Franco EB, Lopes LG, D'Alpino PH, Pereira JC. Influence of ph of different adhesive systems on the polymerization of a chemically cured composite resin. Braz Dent J. 2005;16:107-111.

189. Monticelli F, Osorio R, Sadek FT, Radovic I, Toledano M, Ferrari M Surface treatments for improving bond strength to prefabricated fiber posts: a literature review. Oper Dent. 2008; 33: 346-355.

10. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanması sırasında bana destek ve yardımcı olan danışmanım Prof. Dr. Emin TÜRKÖZ'e,

Bugünlere gelmemde emekleri olan, başta Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Tayfun ALAÇAM olmak üzere, G.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm öğretim üyelerine ve görevlilerine,

Doktora çalışmam sırasında verdikleri destekten dolayı tüm araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Tez çalışmamın istatistiksel planlanması ve sonuçların istatistiksel değerlendirmesi için Prof. Dr. Yüksel BEK'e,

Deneylerimin yapılmasında bana yardımcı olan Diş Hekimi Timur ERTEKİN'e

Bu yolda beni destekleyen aileme sonsuz teşekkür ederim.

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Zeliha Gonca

Soyadı: BEK KÜRKLÜ

Doğum Yeri ve Tarihi: 19/01/1981 Erzurum

2004- : Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş
Hastalıkları ve Tedavisi ABD Doktora

1999-2004 : Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1992-1999 : Adana Ticaret Odası Anadolu Lisesi

Yabancı Dili: İngilizce