

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**AŞIRI MADDE KAYBINA SAHİP DİŞLERE UYGULANAN FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİNE TABİ TUTULMUŞ PREFABRİK CAM FİBER POSTLARIN
BAĞLANMA DAYANIKLILIĞINI ARTIRMAK İÇİN KÖK YÜZEYİNE LAZER
UYGULAMANIN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

(DOKTORA TEZİ)

Dt. Zuhal GÖRÜŞ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA YÖNETİCİSİ

Doç Dr. Ayşe MEŞE TANRIKULU

DİYARBAKIR 2013

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

‘AŞIRI MADDE KAYBINA SAHİP DİŞLERE UYGULANAN FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİNE TABİ TUTULMUŞ PREFABRİK CAM FİBER POSTLARIN
BAĞLANMA DAYANIKLILIĞINI ARTIRMAK İÇİN KÖK YÜZEYİNE LAZER
UYGULAMANIN ETKİSİNİN İNCELENMESİ’ isimli Doktora Tezi

Tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı: Doç Dr. Ayşe MEŞE TANRIKULU

Tezi Teslim Eden: Dt Zuhal GÖRÜŞ

Jüri Üyesinin

Ünvan	Adı Soyadı
Başkan :	
Üye :	
Üye :	
Üye :	
Üye :	

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

.../.../.....

Prof Dr. Salih HOŞOĞLU
Dicle Ünivertesii
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora tez çalışmamın hazırlanmasında katkılarından dolayı hocam sayın Doç. Dr. Ayşe MEŞE TANRIKULU'na,

Tez çalışmamın istatistik değerlendirilmesini yapan sayın Yrd. Doç. Dr. Abdurrahim EVHAN hocama,

Tez çalışmamın laboratuvar aşamasında yardımlarını esirgemeyen sayın Doç. Dr. Atilla ERTAN hocama,

Tez çalışmamın oluşturulması ve ilerlemesinde deneyimlerini esirgemeyen sayın Prof Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ ve Yrd. Doç. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ hocama,

Tezimin hazırlanması süresince gösterdiği özveri ve manevi destek için babam Zekeriya, annem Rabia ÖNCÜL ve eşim İbrahim GÖRÜŞ'e,

Tezimin laboratuvar aşamalarındaki teknik yardımlarından dolayı Ata Dental'e

Çalışmanın klinik ve laboratuvar aşamasında güler yüzünü eksik etmeyen klinik personelimiz Buket ÇALIŞKAN'a,

Sevgilerimle Çok Tesekkür Ederim...

Bu çalışma Dicle Üniversitesi DUBAB tarafından 11-DH-09 nolu proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

İç Kapak.....	I
Onay Sayfası.....	II
Teşekkür.....	III
İçindekiler Dizini.....	IV
Resimler Dizini.....	VIII
Tablolar Dizini.....	X
Şekiller Dizini.....	XI
Grafikler Dizini.....	XII
Kısaltmalar Dizini.....	XIII
Özet.....	XV
Abstract.....	XVII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. Genel Bilgiler.....	3
2.1. Post-Kor Restorasyonlar.....	3
2.1.1. Post-Kor Restorasyonlarının Endikasyonları.....	3
2.1.2. Post-Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları.....	3
2.2. Diş hekimliğinde Postların Tarihi.....	4
2.3. İdeal Bir Postta Bulunması Gereken Özellikler.....	5
2.4. Dental Postların Sınıflandırılması.....	6
2.5. Dental Fiber Postlar.....	7
2.5.1. Fiber Postun Özellikleri.....	8
2.5.2 Karbon Fiber Postlar.....	9
2.5.3 Polietilen Fiber Postlar.....	10
2.5.4 Cam Fiber Postlar.....	11
2.5.5 Kuartz Fiber Postlar.....	12
2.6 Adezyon.....	13
2.6.1 Adezyonun Temel Kavramları.....	13
2.6.2. Bağlanma Mekanizmaları.....	14
2.6.2.1. Mekanik Bağlanma.....	14
2.6.2.2. Moleküler Bağlanma.....	14
2.6.2.3 Kimyasal Bağlanma.....	14
2.6.3. Adeziv Sistemlerin Gelişimi.....	14

2.7. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması.....	17
2.8. Self-Etch Yöntemi.....	17
2.9. Dentinin Yapısı.....	18
2.10. Dentinde Adezyon Mekanizması.....	19
2.11. Post-Kor Restorasyonların Simantasyonu	20
2.12. Self Adeziv Simanlar	21
2.13. Post sistemlerinde Retansiyonu Artırmak için Yapılan Yüzey İşlemleri.....	22
2.13.1. Mekanik Bağlantıyı Oluşturan İşlemler.....	23
2.13.1.1.Kumlama ile Pürüzlendirme	23
2.13.1.2. Frezle Pürüzlendirme.....	24
2.13.1.3 Asit İle Pürüzlendirme.....	24
2.13.1.4. Endüstriyel Çözücülerle Pürüzlendirme.....	25
2.13.1.5. Lazer ile Pürüzlendirme.....	25
2.13.1.6. Plazma Spreyi Yöntemi ile Pürüzlendirme.....	26
2.13.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan İşlemler.....	26
2.13.3. Mekanik ve Kimyasal Yöntemlerin Birlikte Kullanımını İçeren Yüzey İşlemleri.....	27
2.13.4. Kombine Uygulamalar.....	28
2.14. Lazerin tanımı.....	28
2.14.1. Lazer Işıklarının Temel Özellikleri	29
2.14.2. Dokuların Optik Özellikleri.....	31
2.14.3.Lazerin Biyolojik Dokuda Etki Mekanizması.....	31
2.14.4. Lazerin Sınıflandırılması.....	33
2.14.5. Lazer Enerjisinin Oluşturulması.....	33
2.14.6. Erbiyum Lazerler.....	34
2.14.6.1. Er:YAG Lazerler.....	35
2.14.7. Er:YAG Lazerlerin Ablasyon Mekanizması.....	36
2.14.8. Kök Kanallarında Er:YAG Lazerlerin Fotoakustik Etkisi: PIPS.....	37
2.15. Kök Dentinine Bağlanma Direnci Değerlendirme Yöntemleri.....	39
2.15.1 Push-Out Testi.....	40
2.16. Tarama Elektron Mikroskop İncelenmesi.....	41

3. GEREÇ VE YÖNTEM	41
3.2. Push-Out Bağlanma Dayanımı Deneyi.....	60
3.3. İstatiksel Analiz	64
3.4. Elektron Tarama Mikroskobu	65
4. BULGULAR	67
4.1.SEM Bulgularının Değerlendirilmesi	71
5. TARTIŞMA	76
6. SONUÇLAR	89
KAYNAKLAR	90
ÖZGEÇMİŞ	106

RESİMLER DİZİNİ

- Resim 1: Lazerin Mekanik Bileşenleri
- Resim 2: Snow post
- Resim 3: 30 µm Cojet kumu
- Resim 4: 50 µm Al₂O₃ kumu
- Resim 5: Hidroflorik asit
- Resim 6: Clearfil SE Bond
- Resim 7: Clearfil SA Cement
- Resim 8: Clearfil Ceramic Primer
- Resim 9: Lazer Cihazı
- Resim 10: R14C Fiber Uç
- Resim 11: Endomotor (Endomate TC2 komple set 120V-230V)
- Resim 12: Kesme Cihazı
- Resim 13: Üniversal Test Cihazı
- Resim 14: Dişlerin Boyutlarının Ölçülmesi
- Resim 15: Kök Boyutlarının Ölçülmesi
- Resim 16: Endomotor ile kanal tedavisi
- Resim 17: Er:YAG lazer uygulanması
- Resim 18: NaOCL uygulanması
- Resim 19: Cojet Uygulanması
- Resim 20: Silan uygulanması
- Resim 21: HF asit uygulanması
- Resim 22: Al₂O₃ ile kumlama
- Resim 23: Kök ucuna bond uygulanması
- Resim 24: Postlara siman uygulanması
- Resim 25: Postların polimerizasyonu
- Resim 26: Akrilik kalıp elde etmek için hazırlanan düzenek
- Resim 27: Akrilik kalıba alınmış örnekler
- Resim 29: Push-out testi için alınan kesitler
- Resim 30: Push-out testinin uygulanması

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Isıya Bağlı Doku Reaksiyonu

Tablo 2: Erbiyum Lazerlerinin Tavsiye Edilen Güç Ayarları

Tablo 3: Fiber Pips Uç Çeşitleri

Tablo 4: Çalışmada kullanılan materyaller

Tablo 5: Çalışmada kullanılan cihazlar

Tablo 6: Lazer Cihazının Özellikleri

Tablo 7: Çalışmada hazırlanan gruplar

Tablo 8: Ortalama push-out bağlanma dayanımı değerleri

Tablo 9: Sadece yüzey işlemleri uygulanmış gruplar ile lazer-yüzey işlemleri

Uygulanmış grupların Wilcoxon Testi ile değerlendirilmesi

Tablo 10: Lazer ile lazer-yüzey işlemleri uygulanmış grupların Wilcoxon Testi

değerlendirilmesi

Tablo 11: Kronal ve apeks bölgesinden alınan kesitlerin Friedman Testi ile

değerlendirilmesi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Dişlerden alınan kesitlerin şematik görünümü

Şekil 2: Örneklerin akriliğe gömülmesinin şematik görüntü

Şekil 3: 60 s boyunca mikro fırça yardımıyla HF uygulanan post dentin yüzeyinin SEM görüntüsü

Şekil 4: 20 s boyunca 30 µm çapındaki silika ile kaplı olan Al₂O₃ partikülleri (CoJet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) uygulanan post dentin yüzeyinin SEM görüntüsü

Şekil 5: Er:YAG lazer uygulanan kök dentin yüzeyinin SEM görüntüsü

Şekil 6: 5 dakika silan bağlayıcı ajan uygulanan cam fiber post yüzeyinin SEM görüntüsü

Şekil 7: 15 saniye boyunca 50 µm luk Al₂O₃ partikülleri uygulanan post dentin yüzeyinin SEM ile görüntüsü

Şekil 8: Diş yüzeyine lazer uygulaması, post yüzeyinde herhangi bir işlem yapılmadan alınan Sem görüntüsü

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1: Ortalama push-out bağlanma değerleri

Grafik 2: Kronal ve apeks bölgelerinden alınan kesitlerin push out test değerleri

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Bis-GMA	: Bisphenol A-glycidylmethacrylate
PUDMA	: Poliüretan dimetakrilat
TEDGMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
PEGDMA	: Polietilen glikol dimetakrilat
HDDMA	: Heksandiol dimetakrilat
PCDMA	: Polikarbonat dimetakrilat
EDTA	: Ethylenediamine tetraacetic acid
HF	: Hidroflorik asit
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
NPG-GMA	: N-phenylglycine glycidyl methacrylate polyurethane
HEMA	: Hidroksietilmetakrilat
MDP	: Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat
META	: Methacryloxyethyl trimellitate anhydride
mm	: Milimetre
N	: Newton
NaOCL	: Sodyumhipoklorit
UDMA	: Ürethan dimetakrilat
ISO	: International Organization for Standartizasyon
Ni-Ti	: Nikel titanyum
LAZER	: Radyasyonun uyarılmış emisyonu
PİPS	: Photon İnduced Photoacoustic Streaming
s:	: Saniye
dk	: Dakika
Hz	: Hertz
mj	: Milijoule
J	: Joule
LED	: Light Emitting Diode
W	: Watt

Mpa	: Megapaskal
μm :	: Mikrometre
SEM	: Scanning Electron Microscobe (Tarayıcı elektron mikroskobu)
μs	: Mikrosaniye
VAC	: Elektriksel gereksinim
VSP	: Değişken kare puls
Nd: YAG	: Neodimyum: yttrium aluminyum garnet
Er: YAG	: Erbiyum: yttrium aluminyum garnet
Er,Cr: YSGG	: Erbiyum, Krom: yttriyum, skandiyum, galyum garnet

ÖZET

Aşırı Madde Kaybına Sahip Dişlere Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerine Tabi Tutulmuş Prefabrik Cam Fiber Postların Bağlanma Dayanıklılığını Artırmak İçin Kök Yüzeyine Laser Uygulamanın Etkisinin İncelenmesi

Diş hekimliğinde dental rehabilitasyonların estetik performansı için zamana duyulan ihtiyaç önemli konulardan biri olduğu gibi, uygulanan sistemin dayanıklılığı, güvenilirliği ve basitliği çok daha fazla önem arz eder. Fiber post-kor sistemleri hekime uygulamaya hazır halde sunulmaktadır. Fiber postlar dentine benzer yapısından dolayı hem hastaların hem de hekimlerin beklentilerini karşılamaktadır. Fiber postların dentine benzer fiziksel davranışları oklüzal yükler altında oluşan stresi diş dokularına zarar vermeksizin yönlendirmesine imkan tanımaktadır. Buna ek olarak adeziv teknolojisindeki gelişmeler fiber post-kor restorasyonun klinik başarısında gözle görülür bir ilerleme sağlamıştır.

Diş hekimliği teknolojileri hastalara yapılacak tedavi seçeneklerinin çok hızlı bir biçimde etkilemektedirler. Bu gelişen teknolojinin bir ürünü olan lazer uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Modern diş hekimliğinin uygulamaları için birçok klinik endikasyon bulunmaktadır..

Adeziv rezin bağlantısını artırmak amacıyla bağlanacak yüzeyin ön hazırlığı düşük ve yüksek devirli döner aletler ile, air abrazyon ve lazer ile yapılmaktadır.

Bu tez çalışmasında, Er:YAG lazerle pürüzlendirilmiş post boşluklarına farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş cam fiber postların yerleştirilmesiyle bağlanma dayanımının artıp artamayacağı değerlendirilmek istenmiştir. Çeşitli sebeplerden dolayı çekilmiş 90 adet üst çene santral kesici dişler invitro olarak kullanıldı. 90 adet çekilmiş üst çene santral kesici dişlerin kron kısımları dişin uzun aksına dik olacak şekilde mine sement sınırından 2 mm yukarıda elmas disk ile irrigasyon altında kesildi ve dişlerin kök kanalları Endomotor v cam post sisteminin dirilleri ile genişletilerek hazırlandı. Genişletilen kanallara Er:YAG lazer özel pips uç (R14C) ile uygulandı. Kök kanallarına konulacak post yüzeyleri 4 farklı teknik (Hidroflorik asit, Cojet uygulaması, Silan uygulaması ve Al₂O₃) ile pürüzlendirildi. Lazer uygulanmış kök kanalları yüzey işlemleri yapılmış postlar ile Kendinden Adezivli Kompozit Resin

Siman (Clearfil SA Siman) kullanılarak simante edildi. Lazer uygulanmamış/yüzey işlemleri yapılmış postlar ve lazer uygulanmış/yüzey işlemleri uygulanmamış postlar da simante edildi. Dişler akrilik reçine kalıplara yerleştirilerek, her bir dişten 1 mm kalınlığında 6 kesit

hazırlandı. 0,5 mm/dk hız ile itme bağlanma dayanıklılığı (push-out) testi uygulanan örneklerden elde edilen sonuçlar, Wilcoxon ve Freidman testi ile değerlendirildi.

Çalışmamızın sonucunda cam postların adeziv simantasyonunda, lazer uygulamanın bağlanma dayanıklılığının artırılmasında etkili olduğu ve en iyi bağlanmanın silan/lazer grubunda olduğu bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: 1. Lazer 2. Cam post 3. Tutuculuk 4.Silanlama
5.Asitleme

ABSTRACT

Applied to the Teeth With Excessive Loss of Material Subjected to Different Surface Processes to Improve the Durability of Prefabricated Glass Post Connecting to Evaluate the Effect of the Root Surface of the Laser Application.

The time needed for esthetic performance of dental rehabilitations have become an important issue in dentistry; however, the strength, reliability and simplicity of the system in the use are even more important. Glass post-core systems are ready to use. On the hands, dentin-like appearance and structure of the posts meet the expectations of both patients and practitioners. The physical behavior of the glass posts similar dentin navigates the stresses generated beneath the occlusal loads without being detrimental to the tooth structures. Moreover, the development of adhesive technology led to a remarkable progress in the clinical success of glass post-core restorations.

Dental technology is rapidly affecting the treatment options available to patients. Lasers have been used for many years in dentistry. In modern dentistry there are several clinical indications for laser applications. Adhesive resin is the link to the increase in order to connect to the surface of the preliminary preparation of the low- and high-speed rotary tools, air abrasion and laser.

In the investigation 90 maxillary central incisors were extracted with different reasons were going to be used. While the value of the retention has been examined 90 maxillary central incisors crown parts as being vertical 2 mm up to enamel cement margin going to be prepared with diamond disk and under irrigation. Root canal were going to be enlarged by Endomotor and Glass posts systems drills as being at the same diameter. According to the enlarged canal, Er:YAG laser was applied. Glass posts surfaces be roughen up by different techniques (Hydrofluoric acid, Cojet silica coating, Silane coupling agents, Al₂O₃ partical abrasion). Er:YAG laser irradiated teeth canal and the roughen up posts were going to be cemented to tooth canal using Adeziv Resin Based (Clearfill SA cement). Non-irradiated laser/the surfacetreatments posts and irradiated laser/no surface treatments posts were going to be cemented. All the teeth were then embeded into the acrylic resin mold and

diamonssaw was used to prepare 6 sections through post dentin specimens each of 1 mm thickness. Push-out tests were performed at a cross-head speed of 0,5 mm/min. Data were analyzed with Wilcoxon and Freidman comparison test ($p < 0,005$).

The end of our study while adhesive cemented of the glass posts, the laser applications is effective in improving the bond strength and resulted with the highest bond strength values in silane/laser groups.

Keywords: 1. Laser 2. Glass post 3.Retantion 4. Silane 5.Acid etch

1. GİRİŞ

Vitalitesini kaybetmiş ve dehidratasyona uğramış kanal tedavili dişler strese karşı dayanıksız ve zayıf destekler haline gelirler. Kanal tedavisi yapılan dişler, zaman içerisinde fazlasıyla harabiyete uğramış ve dentin yapısı zayıflamış dişlerdir. Geçmiş yıllarda aşırı derecede madde kaybı ve travma sonucu kronal kısmı kırılarak yok olan dişlerin restorasyonundan pek başarı elde edilememiş ve klinik başarısızlık olarak değerlendirilmiş ve çoğunlukla bu durumdaki dişlerin çekimi yoluna gidilmiştir. Günümüzde fonksiyonel kuvvetler karşısında kırılabilirliği artmış, kronal dokusunun büyük bir kısmını kaybetmiş kanal tedavili bu dişlerin uygun bir post kullanılarak desteklenmesi ile bu dişlerin ağızda tutulmasına imkan sağlanmıştır (1).

Postlar, endodontik tedavi görmüş dişlerde, restorasyona retansiyon sağlamak için sıklıkla kullanılmaktadırlar. Post-kor sisteminde, endodontik tedavi görmüş bu dişler paslanmaz çelik, altın, döküm, fiber ve seramik post kullanımı ile tekrar fonksiyona getirilmeye çalışılmıştır (2).

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 (3).

Adeziv diş hekimliğinin gelişmesiyle birlikte fiberle güçlendirilmiş kompozit postlar son yıllarda çok sık kullanılmaya başlanmıştır. Yeni geliştirilen bu kompozit fiber post sistemlerinin bağlayıcı ajanlarla ve kompozitlerle kombine edilmesi sonucunda yenilikçi, yüksek estetiğe sahip restorasyonlar başarılı bir şekilde yapılabilmektedir. Fiber postlardan ilk kullanıma giren karbon postlar içeriğindeki karbon fiberlerin koyu renkli olması nedeniyle estetik sorunlar yaratmıştır. Bu estetik sorunu ortadan kaldıracak olan cam postlar üzerinde çok araştırma ve geliştirme yapılmaktadır (4).

Cam postlar, yüksek biyouyum ve dayanıklılık, mükemmel estetik ve yeni nesil kompozit yapıştırma simanları ile çok iyi kimyasal bağlanma yeteneği

yanında, başarısızlık durumunda kök kanalı içinden kolayca sökülebilmesi, iyi radyoopak görüntü vermesi ve bazı çeşitlerinde ihtiyaç duyulduğunda kolaylıkla kanala uygun form verilebilmesi gibi önemli özellikler taşırlar (5).

Diş hekimliğinde kullanılan lazerler konvansiyonel yüksek ve düşük devirli motorların yerine kullanılabilir. Ayrıca ağrı yaratmaması, vibrasyonu engellemesi ve çoğu olguda lokal anestezi gerektirmeden preparasyon yapılabilmesi en büyük avantajlarından. Lazerle işleme tabi tutulmuş dental yapıların rezin bağlantısı için avantajlı olduğu belirtilmiştir. Bu avantajlar arasında, demineralizasyon olmadan sağlanan mikroskopik pürüzlü yüzey, smear tabakası olmayan açık dentin tübüleri ve dentin yüzeyinin sterilizasyonu sayılabilir. Bu doğrultuda lazer pürüzlendirme, asitle pürüzlendirmeye alternatif olabilir (6,7).

Bu tez çalışmasında, Er:YAG lazerle pürüzlendirilmiş post boşluklarına farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş cam fiber postların yerleştirilmesiyle bağlanma dayanımının artıp artamayacağı değerlendirilmek istenmiştir. Aşırı madde kaybına sahip dişlere uygulanan farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş prefabrik cam fiber postların bağlanma dayanımları kıyaslanmış, ayrıca kök yüzeyine lazer uygulamanın etkinliğinin araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Post-kor Restorasyonlar

Endodontik tedavi görmüş dişler giriş kavitesi hazırlanırken pulpa odası tavanının kaybı, kanal anatomisinin değiştirilmesi ve vital pulpadan sağlanan nem eksikliği gibi nedenlerle yapıları fiziksel olarak zayıflamakta ve yüksek kırılma riski taşımaktadırlar.

Endodontik tedavi görmüş dişlerde dentin kanalcıklarının mineralizasyonu ve dehidrasyonu sonucunda zamanla dentin esnekliğinde azalma meydana gelmektedir. Dentin kırılma riski artarken, korunmamış tüberkülde ve servikal bölgede kırılmalar ortaya çıkmaktadır (1,2).

Travma, restorasyonlar, ikincil çürükler ve endodontik kaviteler nedeniyle aşırı madde kaybına uğramış dişlerin restorasyonu diş hekimliğinde önemli sorunlar teşkil etmektedir. Yapılan restorasyonların uzun vade başarısı için geriye kalan diş dokusunun korunması ve tutuculuğun sağlanması gerekmektedir. Bu restorasyonlara tutuculuk ve desteklik sağlamak amacıyla kök kanalından destek alınarak post ve kor sistemleri kullanılmaktadır. Post-kor restorasyonlarda, 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 "kor" adı verilir (3,4)

Endodontik olarak tedavi görmüş dişlerin uzun dönem başarısı diş destekleyen dokuların sağlığını koruyan kaliteli bir restorasyona bağlıdır. Endodontik tedavi görmüş bir dişin restore edilebilmesi için:

1. İyi bir apikal kapanmanın sağlanmış olması,
2. Basınç uygulandığında hassasiyet olmaması,
3. Eksuda olmaması,
4. Mobilite olmaması,
5. Periodontal membranda genişleme olmaması,
6. Kombine lezyonların dikkatlice incelenmesi,
7. Patolojik cebin olmaması,
8. Fistül olmaması,
9. Apikal hassasiyet olmaması,
10. Kökte perforasyon olmaması,

11. Aktif enfeksiyon olmaması gerekmektedir (5).

2.1.1 Post-Kor Restorasyonlarının Endikasyonları:

1. Sabit ve hareketli protez ayağı olacak endodontik tedavi geçirmiş hasarlı dişlerde,
2. Köprü ayağı olacak aşırı malpoze dişlerde,
3. Overdenture protezlerde internal tutucu ataçman olarak uygulanacağı durumlarda,
4. Periodontal desteği azalmış dişlerde kron kök oranının dengelenmesi amacıyla,
5. Dişin kronunun 3/5' inden fazlasının kaybı durumunda uygulanmaktadır (6,7).

2.1.2 Post-Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları

1. İnce kök formunda kırılmaya meyilli dişlerde,
2. Periapikal patolojiler varlığında,
3. Endodontik tedavinin yetersiz olduğu durumlarda,
4. Kötü ağız hijyenine sahip hastalarda yapılması uygun değildir (8,9).

2.2 Diş Hekimliğinde Postların Tarihi

Geçmiş yıllardan 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 (4). Daha sonra Franklar, kalan diş kronunun desteklenmesi için tahta bir çivinin yerleştirilmesini tanımlamıştır (9). O yıllarda metal postların diş dokularına tutunmaları için uygun siman olmadığından tahtanın su emerek genişlemesinden dolayı daha retantif olduğu savunulmuştur. 1728 yılında bilimsel diş hekimliğinin başlamasıyla ilk olarak Fauchard kök kanallarına post uygulamasını tanımlamıştır (10).

1830-1870 yıllarında post materyali olarak ahşap kullanılmıştır. Daha sonra metal kullanılmaya başlanılmıştır. 1841'de Lefoulon kökün mum ile ölçüsünü alarak post uygulamasını yapmıştır (11). 1849 yılında Sir John Tomes ilk defa post uzunluğu ve çapı ile ilgili bilgiler vermiştir (12).

1950 yılında Uhlig günümüzde kullandığımız tekniğe benzer şekilde kök kanalını hazırlamış ve uygun materyalle restorasyonları yapmıştır (13). 1967

yılında Markley paslanmaz çelik pinlerle amalgamları kombine olarak kullanmıştır (14).

1968 yılında Colley ark. postların tutuculuk özelliklerini araştırmışlar ve tutuculuğun çap ve düzensizliklerle doğru orantılı olduğunu bulmuşlardır (9,10). 1978 yılında Miller post-korlarda direk model tekniğini geliştirmiştir (11,12).

2.3 İdeal Bir Postta Bulunması Gereken Özellikler

1. Dişe minimal stres iletmeli,
2. Kor yapısı için yeterli tutuculuk sağlamalı,
3. Endodontik tedaviyi yenilemek gerektiğinde kanaldan kolayca uzaklaştırılabilmeli,
4. Kanal şekline uygun olmalı,
5. Minimum preparasyonla uygulanabilmeli,
6. Kanal duvarıyla arasında ince ve eşit miktarda siman kalınlığına izin vermeli,
7. Farklı uzunluk ve çapta tipleri bulunmalı,
8. Diş dokularına benzer biyomekanik özelliklere sahip olmalı,
9. Termal genişleme katsayısı dentininkine yakın olmalı,
10. Estetik özellikleri sonuç restorasyon ve çevre dokularla uyumlu olmalıdır (15,16,17).

2.4 Dental Postların Sınıflandırılması

Post Şekillerine Göre:

1. Konik
2. Silindir

Tutuculuk Şekillerine Göre:

1. Aktif: Yivlerin dentin yüzeyine teması ile tutuculuğu sağlayan postlardır.
2. Pasif: Kanal formuna uygun olacak şekilde ancak kanal duvarlarına teması yapıştırıcı ajanlarla olan postlardır

Yapım Şekillerine Göre:

1. Fabrikasyon
2. Döküm

Kullanılan Materyallere Göre:

1. Metal alaşım postlar (Ti, Au-Pt, Paslanmaz çelik, Pd-Pt-Cu, Cr-Ni, Amalgam)
2. Seramik postlar
 - a. Cam seramik postlar
 - b. Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş seramik postlar
 - c. Freze tekniği ile elde edilen seramik postlar
 - d. Zirkonyum esaslı seramik postlar
3. Fiber Postlar
 - i. Karbon fiber postlar
 - ii. Polietilen fiber postlar
 - iii. Cam fiber postlar
 - iv. Kuartz fiber postlar (9).

2.5 Dental Fiber Postlar

Diş hekimliğinde, oklüzal kuvvetlere karşı koyabilecek, estetik beklentileri karşılayabilecek, uygulama kolaylığı sağlayan, kullanım ömrü uzun, ağız ortamına uyumlu ideal materyal arayışı, araştırmacıları rutin kullanılan materyallerin haricinde yeni materyaller aramaya sevk etmiştir. Bu araştırmalar sonucunda ‘hafif, gerilme kuvvetlerine karşı çok güçlü’ bir materyal olan fiberden faydalanılması düşünülmüştür (8).

İlk üretilen fiber postlar paralel kenarlıdır ve araştırmacılar tarafından ‘Prostetik’ olarak tanımlanmıştır. Burada postun stabilizasyonu özel frezlerle hazırlanan yuva sayesinde sağlanmaktadır. Ancak kökün anatomik formuna uymasında yaşanan zorluk ve fazla miktarda doku kaybına neden olması bu postlardan vazgeçilmesine sebep olmuştur. Kanalların konik formda olması ve kanalları prepare etmek için kullanılan kanal aletlerinin de konik olması konik postların geliştirilmesini sağlamıştır. Bu tip postlara da ‘Endodontik’ postlar denilmiştir. Bunlar International Organization for Standardization (ISO) standartlarına göre 90, 100, 120 no’ lu aletlere uyacak şekilde yapılmıştır. Bu postlar prepare edilen kanala uygun olduğu için çok az bir preparasyonla yerleştirilebilir. Bunun yanı sıra köklerin morfolojik yapılarına uymaları her türlü kökte özellikle çok kısa ve çok dar köklerde de rahatlıkla kullanılabilmelerini sağlamıştır. Ancak yapılan klinik çalışmalar endodontik tedavi yapılmış kanallarda homojen bir koniklik yerine koronal bölgede daha geniş, apikal bölgede daha dar olan konik form olduğu gözlenmiştir. Bu da ‘Double taper’ denilen iki farklı açıda konikleştirilmiş postların geliştirilmesini sağlamıştır (18,19,20,21,22).

Günümüzde mevcut fiber postlar aslında kompozit materyallerdir. Bunlar bir polimer rezin matriks tarafından çevrelenmiş karbon, kuartz, zirkonyum, cam veya silika fiberlerden oluşur. Bu polimer rezin matriks genellikle epoksi rezindir. Fiber lifleri ve matriks bağlantısı için bağlayıcı ajan olarak silan kullanılmaktadır. Post sistemleri içindeki fiber oranı yaklaşık % 35- 65 arasındadır ve yüksek fiber içeriğine sahip olan post tipik olarak daha sert ve dayanıklıdır (23,24,25).

Fiber postlar özel bir kompozit materyal içine gömülmüş fiber demetleri içerir. Bu demetler içinde fiberler multi-aksiyel olarak yerleşmiş örgü formunda ve epoksi rezinle güçlendirilmiş olarak bulunur. Farklı akslarda örgü

formda düzenlenmiş fiberler paralel olarak düzenlenmiş olanlara oranla daha iyi eğilme ve burkulma direnci gösterirler. Matriks yapı ise poliamid, polyester, poliolefin, polimid, poliarilat, poliüretan, vinil esterler veya epoksi temelli polimer materyallerden üretilir. Polimer yapıda tercih edilen monomerler, bisfenol A-Glisidil metakrilat (BIS-GMA), poliüretan dimetakrilat (PUDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEDGMA), polietilen glikol dimetakrilat (PEGDMA), üretan dimetakrilat (UDMA), heksandiol dimetakrilat (HDDMA), polikarbonat dimetakrilat (PCDMA)'dir. Polimer matriksler, görülebilir ışıkla sertleşen, kendiliğinden sertleşen ve dual sertleşen tipte olabilir. Polimer matrikse, polimerizasyon hızlandırıcıları, polimerizasyon başlatıcıları, ultraviyole ışık emiciler, anti-oksidanlar, baryum sülfat radyopak ajanlar eklenebilir. Matriks içine miktarı özel belirlenen quartz baryum silikat, baryum sülfat, baryum borosilikat, amorf silika, kalsiyum fosfat, alumina, zirkona gibi doldurucular eklenebilir (14,26,27).

Adeziv dişhekimliğindeki olumlu gelişmeler ile yeni jenerasyon dentin bonding ajanlar rezin simanlar ve restoratif materyallerin ortaya çıkarılması endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda fiber postların kullanımını yayınlamıştır (27).

2.5.1 Fiber Postun Özellikleri:

- I. Dentine benzer elastik modülüne sahiptir. Böylece eşit derecede esneyerek üzerindeki restorasyonun kırılma direncini artırır.
- II. Oklüzal stresleri dağıtır, metal post gibi direkt iletmez.
- III. Fiber postlarda aktif yivler yerine pasif retansiyon olukları vardır. Kanala pasif olarak yerleştirildiğinden ve kanal duvarı ile post arasında yapıştırıcı ajan aracılığıyla bir hibridizasyon olduğundan kök üzerinde stres oluşmamaktadır.
- IV. Kompozit ve tam seramik restorasyonlar ile kullanımı uygundur.
- V. Estetikler.
- VI. Güncel adezivler ve kompozitlerle kimyasal olarak uyumludurlar.

VII. Kök kanalından çıkarılması gerektiğinde işlem özel frezler yardımıyla kolaylıkla yapılabilir (27,28,29,30).

Metal döküm postlar fiber postlara oranla oldukça rijittirler. Yüksek rijitlikte ki metal, gelen kuvvetleri hiçbir distorsiyona uğramadan alttaki daha az rijit olan dentine iletir ki; bu da hasara yol açabilir. Fiber ile güçlendirilmiş postlar, homojen olmayan yapıdadırlar ve kuvvetler karşısında bükülmektedirler. Bu sayede post ve dentin arasında streslerin dağılmasına neden olmaktadır (26,29).

2.5.2. Karbon Fiber Postlar

Geliştirilen ilk metal olmayan post sistemidir. Karbon fiber postların baskı dayanımı 440 MPa, makaslama dayanımı 170 MPa, elastik modülü ise ortalama 17 GPa'dır. Bu özellikleri nedeniyle de diş dokusunda daha az gerilime neden oldukları bildirilmiştir. Karbon fiber post 1960 yılları başında üretilmiştir ve diş hekimliğinde 1970'lerin başında kullanılmaya başlanılmıştır. Karbon fiberler 19. yüzyılın sonlarında ince bambu filizlerinin karbonize edilmesiyle bulunmuştur. Karbon fiberlerin kullanımı 1971'de Schreiber tarafından denenmiş, akriliğin çarpma dayanıklılığını %50 artırdığı görülmüştür. Karbon fiber, 200 - 250 derecede, daha sonra 1200 derece durağan atmosferde ısıtılan poliakrilonitrat'tan yapılır. Bu işlemde karbon atom zincirleri bırakılarak hidrojen, nitrojen ve oksijen uzaklaşır ve böylece karbon fibriller oluşur. Karbon fiber post ile restore edilen dişlere gelen kuvvetler post ve kor tarafından absorbe edilmekte ve böylelikle de kuvvetler geride kalan diş dokusuna iletilmemektedir. Karbon fiber postların, paslanmaz çelik postlarla kıyaslandığında daha az dikey kök kırığına neden olduğu bildirilmiştir. Titanyum ve krom-nikel postlara oranla köke daha az stres iletirler. Bükülmeye ve eğilmeye karşı dirençlidir. Karbon postlar radyografide radyolusent görüntü verirler. İncelenen örneklerde cilt irritasyonunun geliştiği bazı problemler yaşanmıştır. 1980'den sonra karbon fiber kullanımı oldukça azalmıştır Bunun nedeni;

- 1- Fiberin işlenmesinin zor olması,
- 2- Rezin içine fiberin tam olarak yerleştirilememesi,
- 3- Protez kaidesi ile fiber birleşim yerlerinde cilalama ile ilgili problemler,

4- Renginden dolayı kötü estetik, karbonun potansiyel toksisitesi ve güçlendirmeye alternatif metotların geliştirilmesi sayılmaktadır (30,31).

Karbon fiber postların renklerinin siyah olması, karbon quartz fiber postların yapılmasına neden olmuştur. Günümüzde çeşitli ticari isimler altında karbon fiberle güçlendirilmiş post sistemleri mevcuttur. Composipost (RTD, Saint Egreve, Fransa), CF Carbon Fiber Post (J Morita, Irvine, Amerika), Cytec Blanco Carbon Fiber Post (Cytec Inc, Hahnenkratt, Almanya) bunlardan bir kısmıdır (32,33).

2.5.3. Polietilen Fiber Postlar

Polietilen doğal polimer yapısıyla 0,97 g/cc yoğunlukta, $3-6 \times 10^6$ kg/mol aralığında molekül ağırlığına sahip çizgisel homopolimer etilendir. Molekül ağırlığı 10×10^6 kg/mol olduğu zaman yüksek molekül ağırlığına sahip polietilen olarak adlandırılırlar, düşük sürtünme katsayıları vardır, aşınmaya karşı dirençlidirler. Günümüzde, plazma ile güçlendirilmiş polietilen fiber materyali olarak Ribbond (Ribbond, Seattle, Wash;USA) bulunmaktadır. Örgü şerit şeklinde olan bu materyal kompozit rezin veya akrilik rezin ile birlikte kullanılmaktadır. Kristalin yapıda, dayanıklı, translusent, biyolojik olarak uyumlu, düşük yoğunluğa sahip olması, inert ve kırılman olmaması ve kolayca uygulanabilmesi en önemli özellikleridir. Elastik modülü 60 GPa değerindedir. Materyalin kullanım alanları, endodontik post ve korların yapımı, periodontal splintleme, direkt adeziv köprü protezlerinin yapımı, ortodontik tutucu olarak kullanımı, kompozit rezin restorasyon ve overdenture protezlerin güçlendirilmesi ve kırılmış köprü ve protezlerin tamir edilmesi olarak bildirilmiştir (26,29,30,33).

Eklendikleri rezinin rengini yansıtırlar yani translusentirler. Estetikirler, elastik modülü dentine yakındır. Tekrarlayan mekanik yüklemelerde ve nem ile temasta yapısı bozulmakta, elastik modülü azalmakta ve buna bağlı olarak bağlantı başarısızlığı meydana gelebilmektedir (30).

2.5.4. Cam Fiber Postlar

Cam fiberler 1990'lı yılların ortasından beri diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Cam fiber materyalleri ilk olarak hareketli protez kaidesini ve ortodontik apareylerin yapısını güçlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Daha sonraları splintleme amacıyla periodontoloji, ortodonti ve pedodonti alanlarında kullanılmış ve birçok vakada tedaviler sunulmuştur. Protetik uygulamalarda ise protez kaidesini güçlendirmeye ilaveten, yüzey tutuculu inley veya adeziv kombine köprü yapımında, geçici akrilik protezlerin yapısını güçlendirmek amacıyla, implant destekli protezlerde üst yapı hazırlanmasında ve kanal içi endodontik post yapımında kullanılmaktadır (30,31,33).

Cam fiberler; örgü, dağınık veya tek yönlü devamlı şekilde fiber paketlerinden oluşan ve dental polimerleri güçlendiren farklı yapılarıdaki materyallerden oluşmaktadır. Tek yönlü cam fiberler 1000-200.000 tek cam fiberin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır (32).

Primer cam yapıcı materyaller silisyum oksit, boroksit, germanyum oksit, fosfor oksit ve arsenik oksit gibi oksitlerden oluşmaktadır. Bu oksitler başka bir okside ihtiyaç duymadan cam yapabilmektedir. En sık kullanılan cam yapıcı oksit ana maddesi % 70-72 silisyum olan, soğutulmuş alkali ve toprak alkali metal oksitleriyle, bazı metal oksitlerin çözülmesinden oluşmaktadır. Yoğunluğu 2,55 g/cc, elastik modulu 68-73 GPa'dır. Cam fiberler, genellikle eritme-bükme teknikleri ile üretilmektedir. Bu teknikte, erimiş camın akması için küçük delikleri olan platin tacın içine cam bileşimi eritilmektedir. Devamlı fiberler deliklerden çekilmekte ve iğler halinde sarılmakta, fiberler daha sonra fiziksel yollarla veya hava jetleri ile istenilen uzunluklarda kesilmektedirler (32,33,34,35).

Günümüzde 5 farklı tipte cam, fiber yapımında kullanılmaktadır ve isimlerini karakteristik özelliklerinden almaktadırlar. A-cam, %25 oranında soda ve kireç içeren yüksek alkali camdır, kimyasal maddelere karşı dirençlidir ve düşük elektriksel özellik göstermektedir. C-cam, yüksek kimyasal dirence sahip bir kimyasal camdır. E-cam, düşük alkali içeriğine sahip bir elektriksel yapıdır. İyi bir elektrik yalıtkanıdır ve neme karşı dirençlidir. Güçlendirmede kullanılan

cam fiberlerin %50'si E-cam fiberdir. S-cam (yüksek dayanıklı cam) da amorf yapıda olup %65 SiO₂, %25 Al₂O₃, %10 MgO içermektedir. Gerilim dayanımı, E-cam fiberin yaklaşık olarak iki katıdır ve daha serttir. D-cam, üstün elektriksel özelliklere sahiptir. Ancak, mekanik özellikleri E-cam ve S-cam kadar yeterli değildir (36,37,38).

Cam fiberler yanmaz, inhalasyonları düşüktür, ancak solunum sisteminde irritasyona sebep olabilirler. Sindirim sisteminde toksik etkisi vardır, gözler ve deri için irritandırlar. Akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde en çok kullanılan fiber, cam fiberdir. Günümüzde çeşitli ticari isimler altında cam fiberle güçlendirilmiş post sistemleri mevcuttur. Cytec Blanco (Cytec Inc., Hahnenkratt, Almanya), Luscent Anchors (Dentatus, Hagersten, İsveç) ve Snow post (Carbotech, Ganges, Fransıza) cam fiberle güçlendirilmiş postlardan bazılarıdır (39,40,41,42,43).

Elastik modulu dentine benzerdir. Cam postlar estetikler, kompozit ve tam seramik restorasyonlar ile kullanımı uygundur. Cam fiber postların rezin simanlarla bağlanma dayanıklılığı yüksektir (44,45,46). Işık geçişine izin vermektedirler. Dentine benzer bükülme dayanımına sahiptir ve stresleri geniş yüzey alanlarına dağıtırlar. Renksizliği ve doku uyumu gibi avantajları sayesinde tercih edilirler (47,48,49,50).

2.5.5. Kuartz Fiber Postlar

İlk defa 1998 yılında Recherches Techniques Dentaires (RTD) firması tarafından Aestheti Plus ticari ismiyle geliştirilmiştir. Daha sonra firma 1999 yılından itibaren sırasıyla Light post, DT White post ve DT Light post adı altında farklı şekillerde kuartz fiber postları üretmiştir. Kuartz fiber postlar, 8 µm çapında kuartz fiber liflerinden oluşmaktadır. Kuartz fiberler epoksi reçine matrisine içerisine gömülmüştür ve içeriklerinde baryum bulunmaktadır. Mikroporöz yüzey özelliği göstermektedirler. Birim yüzey alanına düşen fiber liflerinin fazla olması nedeniyle, cam fiber postlara kıyasla daha yüksek çekme direnci, cam fiber ve zirkonyum postlara nazaran daha yüksek kırılma direncine sahiptir. Dentine benzer elastik modulleri sayesinde restorasyona gelen kuvvetler eşit bir şekilde dentin dokusuna iletilmekte ve restorasyon ara yüzünde stres oluşumu önlenmektedir (50,51,52,53,54).

2.6. Adezyon

1955 yılında Buonocore tarafından geliştirilen asitle pürüzlendirme işlemi ve ardından mine ve dentin bağlanma ajanlarının geliştirilmesi ile adeziv diş hekimliği kavramı ortaya çıkmıştır. Adezyon, farklı moleküller arasındaki çekim kuvveti olarak tanımlanmaktadır. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise aderent adı verilir (55,56,57,58).

2.6.1. Adezyonun Temel Kavramları

Adezyon ile ilgili olan üç faktör vardır. Bunlar;

a) Yüzey enerjisi: Madde yüzeyinin birim alandaki enerji artışına yüzey enerjisi veya yüzey gerilimi denir. Adezyonun oluşması için iki farklı materyal ara yüzlerinde birbirleri tarafından çekilmelidir. Bir katının yüzeyindeki enerji iç kısmındaki enerjiden daha büyüktür. Bir maddenin iç kısmındaki tüm atomlar birbirleri tarafından eşit olarak çekilir. Atomlar arası mesafe eşittir ve enerji en az seviyededir. Maddenin yüzeyindeki enerji daha büyüktür çünkü dış yüzeydeki atomlar tüm yönlerde eşit olarak çekilmezler.

b) Islanma: Adezyon elde etmek için, sıvı tüm yüzey boyunca kolayca yayılmalı ve katıya bağlanmalıdır. Bu özellik “ıslanma” olarak adlandırılır. Şayet sıvı yüzeyi ıslatamaz ise sıvı ve yüzey arasındaki adezyon ihmal edilebilir ya da yok sayılabilir.

c) Temas açısı: Aderentin yüzeyini ıslatan adezivin yayıldığı alanın genişliği veya miktarı adeziv ve aderent arasındaki temas açısının ölçülmesiyle belirlenebilir. Temas açısı adeziv ile aderentin ara yüzeyinde adeziv tarafından oluşturulan açıdır. Eğer adeziv molekülleri aderent molekülleri tarafından kendi moleküllerinden daha fazla çekilirse sıvı, adeziv katı yüzey üzerinde tam olarak yayılır ve temas açısı meydana gelmez. Bu durumda adezyon kuvvetlerinin, adeziv moleküllerini bir arada tutan koheziv kuvvetlerden daha büyük olduğu söylenebilir (59,60,61,62,63,64,65).

2.6.2. Bağlanma Mekanizmaları

2.6.2.1. Mekanik Bağlanma

Girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasındaki güçlü kilitlemedir. Seramik veneer restorasyonlar ve rezin bağlı sabit bölümlü protezler için mikro mekanik bağlanma daha az diş kesimine olanak sağlar. Mikro-mekanik bağlanma için bağlanma yüzeylerinde derin düzensizlikler meydana getirilmelidir. Bunun için diş yüzeyine fosforik asit, seramik restorasyona ise hidroflorik asit veya kumlama işlemi uygulanır (64,66,67).

2.6.2.2. Moleküler Bağlanma

Farklı iki materyalin molekülleri arasındaki fiziksel kuvvetler (Van der Waals, kimyasal bağlar) anlamına gelmektedir. Ancak moleküler adezyon tek başına bağımsız olarak yapıştırma mekanizmasından çok mekanik ve mikro mekanik tutuculuğu arttırmaya ve mikro sızıntıyı azaltmaya yönelik bir yol olarak düşünölmelidir. Farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen zayıf bir bağlantı türüdür (64,68,69).

2.6.2.3. Kimyasal Bağlanma

Farklı yapıdaki atomların yüzeyleri arasındaki bağlanmadır. İyonik, kovalent, metalik bağlar gibi primer kimyasal bağların etkisi ile oluşur (64,70).

2.6.3. Adeziv Sistemlerin Gelişimi

Dentine bağlanma, dentin yüzeyinde oluşturulan demineralizasyon alanlarına ve bu alanlara infiltre olan rezin uzantılarının kalitesine bağlıdır. Kompozit rezinlerin diş sert dokularına bağlantılarını arttırmak amacı ile diş yüzeyini pürüzlendirmek için çeşitli asit uygulama yöntemleri ve bu yöntemlere göre de çeşitli adeziv sistemler geliştirilmiştir (71,72,73).

1- I. Nesil Adeziv Sistemler

Bu sistemler N-phenylglycine glycidyl methacrylate polyurethane (NPG-GMA) ve siyanoakrilat içerirler. Hidroksilapatit kristallerine iyonik, kollajene ise kovalent bağlarla tutunurlar. Hidrofobik olduklarından bağlanma özellikleri düşüktür Bu sistemlerde smear tabakası göz ardı edilmiştir. NPG-GMA içerikli bağlayıcı ajana bir örnek olarak 1965 yılında kullanıma sunulan ‘S.S. White's Cervident’ verilebilir (74,75,76).

2- II Nesil Adeziv Sistemler

Bu sisteme sahip ürünlerin bir çoğu 1970'lerin sonları ve 1980'lerin başlarında kullanıma sunulmuştur. Hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile fosfat grupları arasında oluşan iyonik etkileşimle bağlanırlar. Genellikle birinci nesil sistemlerden daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Üç tip ikinci nesil ürün vardır:

1) % 25'lik sitrik asit ile dentin tübüllerini asitleyen ve ardından etilmetakrilat ile dentin tübüllerine mikromekanik bağlanmayı sağlayan sistem.

2) Fosfat ester dentin bonding sistemler: Polimerize olabilen fosfat grupları ilaveli Bis-GMA rezinleri kullanılmıştır. Bağlayıcı ajan molekülünün fosfat grubu dışın Ca^{++} iyonları ile bağlanırken, molekülün metakrilat sonu da kompozit rezin ile bağlanmaktadır.

3) Polyurethane dentin bonding sistemler: Dentindeki karboksil, amino ve hidroksil grupları ile bağlanabilen polyurethane polimerin isocyanate gruplarını içermektedir. Ağız ortamında hidrolize olmaları ve dentin sement marjinlerinde mikrosızıntıyı önleyememeleri başarısızlıklarındaki diğer faktörlerdendir (70, 77,78).

3. III Nesil Adeziv Sistemler

Smear tabakasını değiştirebilen yada kaldıran sistemlerdir. Kimyası ikinci nesilden çok farklıdır. Asit, primer ve adezivden oluşan çok basamaklı uygulamalar içermektedir. Adeziv sistemin uygulanmasından önce dentine asitleme işlemi uygulanır. Kullanılan asitler smear tabakasını ya modifiye eder yada tamamen kaldırır. Daha sonra hidrofilik primer ve bonding sistem uygulanır. Primeri META (methacryloxyethoxycarbonyl) phthalic anhydride) ve BPDM (biphenyl dimethacrylate) içeren hidrofilik rezin monomer içerir. Primer uygulamasından sonra %6 PENTA, (Dipentaerythitol pentaacrylate) %30 HEMA (hidroksietil metakrilat) ve %64 etanol içeren doldurucusuz rezin adeziv uygulanır. 1980 sonrası üretilmiştir. Scotchbond 2, Gluma, Tenure, Prisma Universal Bond 3 ve XR Bond gibi yapıştırıcılar smear tabakasını kaldırarak rezinin dentine penetrasyonunu sağlamaktadır. Üçüncü nesil adeziv sistem kullananlara Variolink II örnek verilebilir (64,65).

4- IV Nesil Adeziv Sistemler

Smear tabakası alüminyum oksalat ve N-fenil glisin içeren ajanlar tarafından kaldırılır. Total etch sistemi ile uygulanır. IV. nesil adeziv sistemleri öncekilerden ayıran en önemli özellik, dentine bağlanma dayanımlarının neredeyse mineye bağlanma dayanımları kadar güçlü olması ve nemli dentine güçlü bir şekilde bağlanabilmeleridir. Bir diğer özellik ise farklı materyallere bağlanabilmeleridir (mine, dentin, porselen, metal, amalgam). Adeziv sistemlerin kompozit rezini metale bağlayabildiği birçok araştırmacı tarafından gösterilmiştir. Bu rezin simanlara örnek ise Panavia F' dir (78,79,80,81).

5- V Nesil Adeziv Sistemler

V. nesil bonding sistemler esas olarak tek basamaklı veya tek şişe ürünler olmaları ile diğerlerinden ayırt edilir. Aslında bu ürünler iki basamakta uygulanır; diş dokusuna önce % 34– 37,5'lük fosforik asit, daha sonra dentin bonding ajan uygulanır. Aseton esaslı olduklarından nemden etkilenmezler. İçeriğinde Bis-GMA veya HEMA bulunur. Bu sistemin getirdiği yenilik, primer ve adeziv rezinin tek şişede birleştirilmiş olmasıdır. Asitleme ve primerleme işlemlerini aynı anda yapabilen self-etch adezivler de beşinci nesil içerisinde anılır. Rely X ARC, C&B SuperBond besinci nesil adeziv sistemleri kullanan rezin simanlara örnek verilebilir (67,80,70).

6- VI Nesil Adeziv Sistemler

Asit-etch, primer ve adeziv rezin monomerlerin tek aşamada uygulanabilme kolaylığını sağlayan bu sistemlerde tek bir solüsyon (all-in one) kullanılarak adezyonun sağlanması amaçlanmıştır. Bu sistemlerin esas özelliği tek bir solüsyon ile mine ve dentine etkin bağlanma sağlayabilmeleridir. Bu sistemler tek şişe sistemlerdir. Bu sistemlere örnek olarak ise Rely X Unicem örnek verilebilir (68,70,73).

7- VII Nesil Adeziv Sistemler

Asit-etch, dezenfeksiyon, dentin duyarlılığını azaltan ajan, primer, bonding tek bir şişede birleştirilmiştir (all-in one-step) (65,67,69).

2.7. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Primer içeriğine göre;

- a. Aseton içerikli olanlar
- b. Su içerikli olanlar

Total etching yöntemine göre;

I. İki bileşen içeren ajanlar; asitleme likidi ve primer&bonding ajanı içerirler.

II. Üç bileşen içeren ajanlar; asitleme likidi, primer ve bonding ajanı likidi içerirler.

Self etching primer yöntemine göre;

a. İki bileşenli ajanlar; asitleme&primer solüsyonu ve bonding ajanı içerirler.

b. Tek bileşenli ajanlar; asitleme&primer&bonding ajanını beraber içerirler (67,69,70,76).

2.8. Self- Etch Yöntemi

Self-etch adeziv sistemleri yıkama gerektirmeyen, yüzey hazırlanmasını ve priming işlemini eş zamanlı gerçekleştiren asidik monomerlerin kullanılmasıyla uygulanan bir metottur. Yapısında karboksilik veya fosforik asit esterleri olan HEMA monomeri bulunmaktadır. Su içeren bu adezivler, smear tabakasının üzerinden altındaki dentini demineralize edebilecek derecede asidiktirler. Ayrı bir asitleme&yıkama işlemine gerek duymazlar ve yapılan işlemin teknik hassasiyetini azaltırlar. Self-etch sistemlerin diğer bir avantajı da demineralizasyon derinliği ve rezin infiltrasyon derinliği arasında fark olmamasıdır. Güçlü self-etch adezivlerin pH değeri 1 veya daha düşüktür. Zayıf self-etch adezivlerin pH değeri yaklaşık olarak 2'dir ve dentini sadece 1µm derinliğinde demineralize ederler. Yine de hibridizasyonla mikromekanik bağlanma sağlamak için yeterli yüzey pürüzlülüğü sağlarlar. Zayıf self-etch adezivler aside dirençli olan prizmatik minede demineralizasyon sağlamak için

yetersizdirler. Zayıf self-etch adezivler kullanılırken mine kenarlarına bizotaj yapılması önerilir (64,66,67).

Adper SE Plus (3M ESPE, ABD), Adhese Syntac (Ivoclar Vivadent 351 ABD), Clearfil Protect Bond (Kuraray Dental, Japonya), Clearfil Liner Bond 2 V Kuraray Dental, Japonya), Clearfil SE (Kuraray Dental, Japonya), Probond (Caulk/Dentsply, ABD), A.R.T Bond (Coltene Whaledent, İsviçre) self-etch primerlere örnek olabilecek ürünlerdir. Clearfil SE Bond bir fosforik asit monomeri içerir (10-MDP) ve fosforik asit dağlama jelinden daha yüksek pH'a sahiptir. % 34-37' lik fosforik asidin pH' ı 0,5 oranında olmasına rağmen Clearfil SE Primeri 1.9-2.0 pH' a sahiptir. Self-etch primerleri daha basitleştirmek için, üreticiler tek basamaklı self-etch adezivleri sunmuşlardır. Bu, all-in-one adezivler 2- basamaklı self-etch primerlerden daha asidik ve daha hidrofilitirler. Basitleştirilmiş dentin adezivleri ıslak dentine bağlanmayı güçlendirmek için oldukça hidrofilik üretilmişlerdir. Yüksek konsantrasyonda hidrofilik ve/veya iyonik resin monomerlerin bu adezivlere ilave edilmesi resin dentin bağına su hareketini artırır. Su alımı, polimerin şişmesi ve plastikleşmesine neden olarak mekanik özelliklerini azaltır. Zamanla resin dentin bağında hidrolitik ve enzimatik yıkım gözlenir. Bazı son geliştirilen all-in-one adezivlerin pH değeri 2 veya daha yüksek olup smear tabakasını modifiye edebilir veya parsiyel olarak kaldırabilirler. Bu etki, resin uygulaması sırasında dışarı doğru sıvı çıkışını azaltabilir. Yine de, smear tabakası pöröz yapıdadır ve dentinal sıvının tamamen çıkışını engelleyemez (66,67,70,76,81).

2.9. Dentinin Yapısı

Dentin dokusu %69 polikristalin kalsiyum hidroksiapatit ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$), %18 protein ve %13 sudan oluşur. Organik madde Tip 1 kollajenden oluşmaktadır. Dentin odontoblast hücreleri tarafından yapılır. 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 oluşturur. Dentin mineden daha yumuşak ama kemik ve sementten daha serttir. Dentinin sertliği minenin 1/5' i kadardır (74,75,77).

Dentinin katı fazdan oluşan heterojen bir yapısı vardır ve bu katı faz tübüllerin etrafını sarar. Çok sayıda dentin tübülü pulpadan başlayarak dentinin

kalınlığı boyunca mine-dentin sınırına kadar uzanmaktadır. Bu dentin tübüleri, vital pulpa ile direkt bağlantı halinde olan odontoplastik uzantılar içermektedir. Mineden farklı olarak dentin, vital ve dinamik bir dokudur. Tübül çapları pulpa yüzeyinde 2.5 µm iken mine dentin sınırında 0.8 µm'dir. Aynı şekilde tübül sayısı pulpaya komşu bölgede 45-65.000/mm² iken mine dentin sınırında ise 15-20.000/mm² dir. Kanalcık çapı mine-dentin bileşiminde 0,5-0,9 µm'dir, pulpa yakınında çap artar ve 2-3 µm olur. Dentin tübüleri pulpal basınca bağlı olarak dışarı ya da içeri doğru hareketlilik gösteren dentin sıvısı ile doludur. Herhangi bir nedenle dentin dokusu açıldığında pulpal basınç nedeniyle kanallar içerisindeki sıvı genellikle dışarı doğru hareket ederek kavitenin nemlenmesine neden olur. Pulpal basınç 25-30 mm Hg veya 34-40 cm H₂O' dir. Hem tübül çaplarının artması, hem de dentinin nemliliğinin artması derin dentin dokusuna bağlanmayı zorlaştırır (65,74,75).

Kanal içindeki odontoplast aktivitesi sonucu kalınlaşan, daha yoğun mineral içeren ve kanallara dik alınan bir kesitte kanalı bir kılıf gibi saran dentin parçasına "intratübüler dentin" adı verilir. 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. İnatübüler dentinin organik matriksi glikozaminoglikanlardan ve nispeten serbest kollajen fibrillerden zengindir. Kemik sialoprotein ve osteonektin de intratübüler dentin içinde yer alır. İnatübüler dentin matriksi içinde gelişen hidroksiapatit kristalleri intertübüler dentin içinde oluşarlardan daha küçüktür. İnatübüler dentin kollajen olmayan doğasından dolayı çürük sürecinde daha hızlı demineralize olur ve bozular. Ancak intratübüler dentin, intertübüler dentinden daha fazla mineralize olmuştur, dolayısıyla daha serttir (65,69,73).

2.10. Dentinde Adezyon Mekanizması

Dentin dokusuna temel bağlanma mekanizması hibrit tabakasının oluşumuna dayanmaktadır. Hibrit tabaka diş sert dokularının (mine, dentin, sement) yüzey ve alt yüzeyinin demineralizasyonu sonrası monomerlerin

infiltrasyonu ve takiben polimerizasyonu sonucu oluşan yapıya verilen isimdir (74,75,80).

İlk olarak 1982 yılında Nakabayashi tarafından bağlanma mekanizması tanımlanmıştır. Bu tabaka demineralize dentin bileşikleri ile polimerize edilmiş rezinin moleküler düzeydeki karışımı şeklinde ifade edilmiştir. Restoratif materyallerin belirli sübstratlara bağlanması için yüzeyinin artık tabaka bırakılmaksızın temizlenmesi gerekmektedir. Artık olmadığı zaman sübstrat adezive istenilen kadar yaklaşmış olur; böylece istenilen Van der Waals kuvvetlerinin oluşması sağlanır. Adeziv, materyal üzerinde ne kadar çok yayılırsa ve yüzeyi ıslatırsa adezyon o derece başarılı olur. Değim açısı küçüldükçe başarılı bir adezyon sağlanmış olur (76).

Kullanılan adezivlerin kritik yüzey gerilim (KYG) değeri 20-30 dyne/cm arasında olmalıdır. Minenin KYG değeri 28 dynes/cm, dentinin ise 44.8 dynes/cm'dir (61).

İki aşamadan oluşan bağlanma işleminin birinci basamağında kalsiyum-fosfatın uzaklaştırılmasıyla mine ve dentinde mikroporozite oluşur. İkinci basamağında ise rezin oluşan mikroporoziteler arasına girerek polimerize olur ve buna hibridizasyon denir (75,76). Dentine asit uygulandıktan sonra smear tabakası uzaklaştırılır ve adeziv oluşan boşluklara girer ve böylelikle rezin taglar oluşur. Resin tag oluşumu adeziv-dentin arasındaki bağlantının % 30'unu oluşturmaktadır (64,68,77).

2.11. Post-Kor Restorasyonların Simantasyonu

Dental simanların kullanımı 20. yy'ın başlarında çinko oksit-fosforik asit, çinko oksit-ijenol ve silikat cam-fosforik asit simanlarla başlar. 1970'lerde yeni simanların geliştirilmesine kadar bu simanlar yaygın olarak kullanılmıştır (80,81).

Dental materyallerin neden olduğu histopatolojiler, bakterilerin dentin restorasyon ara yüzeyine penetre olmasına neden olan marjinal mikrosızıntı ve restorasyonların tutuculuğundaki zayıflık gibi olumsuzluklar; mine ve dentine daha fazla bağlanabilen ve iyi ıslatma özelliğine sahip yeni materyallerin üretilmesi ihtiyacını ortaya koymuştur. Post kor'ların simantasyonunda doğru

siman materyalini seçmek mikro sızıntıyı önlemek, retansiyonu ve stabiliteyi sağlamak için önemlidir.

Günümüzde simanlar 5 grupta toplanır:

1. Fosfat Bağlı Siman (Çinko Fosfat)
2. Fenol Bağlı Siman (Çinko Oksit Öjenol)
3. Polikarboksilat Bağlı Siman (Çinko Polikarboksilat ve Cam iyonomer)
4. Rezin Kompozitler
 - a) Dolduruculu, Kimyasal Polimerizasyonlu
 - b) Dolduruculu, Işık veya Hem Işık Hem de Kimyasal Polimerizasyonlu
 - c) Doldurucusuz
 - d) Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
- 5-Polimer Esaslı Simanlar (82,83,84,85,86).

2.12. Self Adeziv Simanlar

Kompozit rezin simanlar on yılı aşkın süredir simantasyon işleminde güvenle kullanılmaktadır. Ancak karmaşık klinik aşamaları, maniplasyonu ve post-operatif hassasiyet gibi dezavantajları vardır. Bu sebeplerden dolayı diş yüzeyinde hiçbir ön hazırlık gerektirmeyen böylelikle simantasyon işlemini basitleştiren self adeziv rezin bazlı simanlar son dönemlerde kullanılmaya başlanmıştır. Simantasyon diş ve post arasındaki tutuculuk, stres dağılımı ve sızıntının önlenmesinde en önemli faktördür (87,88).

Restoratif ve yapıştırma uygulamalarında kabul edilebilir başarı için, simanın ağız ortamında bozulmaya karşı yeterli dirence sahip olması gereklidir. Siman, mekanik kilitlenme ve adezyon yoluyla kabul edilen güçlü bağlantıyı sağlamalıdır. Restorasyon ile diş arasındaki streslere dirençli olmalı, yüksek gerilme, makaslama ve çekme dayanımı göstermelidir. Yeterli çalışma ve sertleşme zamanı başarılı bir simantasyon için şarttır. Tüm siman materyalleri biyolojik olarak kabul edilebilir özellikte olmalıdır. Self adeziv siman doğada temel olan inorganik doldurucularla (ağırlıkça %72) ve diş yapısındaki hidroksilapatitle reaksiyona giren multifonksiyonel fosforik asit metakrilattan oluşan organik bir yapıya sahiptir. Hazırlık reaksiyonunda açığa çıkan suyun, simanın nötralizasyonunda önemli bir rol oynadığı pH değerinin 1'den 6' ya yükseltilmesini sağladığı düşünülür. Simanın hazırlanmasının temelinde fotoaktivasyon veya redox

sisteminin başlattığı serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu vardır (89,90,91,92,93).

Cam iyonomer simanlarla benzer bir adezyon mekanizmasına sahip olan bu sistem asidik ve hidrofilik monomerleri bir arada bulundurmaktadır. Böylelikle mine ve dentini eş zamanlı olarak demineralize edip monomer infiltrasyonunu gerçekleştirmektedir. Self adeziv simanlar ilk olarak 2002 yılında yeni bir grup olarak 3M Espe firması tarafından piyasaya sürülmüştür (89,90).

Self adeziv siman, tüm metal destekli seramik kronlar, veneerler, tam seramik kronlar, postlar ve indirekt kompozit restorasyonlarda simantasyon amacıyla kullanılabilir. Sadece 4-META (4- methacryloxyethyl trimellitate anhydride) ve MDP (Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat) içeren monomerlere sahip olan adeziv rezinlerin adeziv özelliği vardır. Adeziv simanın rezin matrisi özel tasarlanmış multifonksiyonel fosforik asitten modifiye edilmiş metakrilat monomerlerinden oluşur. Bu monomerler polimerizasyon sırasında çapraz bağlı bir siman matrisi oluşturur. Bu simana yüksek mekanik ve boyutsal stabilite özellikleri katar. Diğer yandan metakrilat monomerlerinin fosforik asit grupları diş yüzeyi ile etkileşir ve self-adezyonu kolaylaştırır. Adeziv rezinin kendine özgü ağ yapısındaki güçlü kohezyon kuvvetleri, restore edilmiş diş üzerinde daha iyi bir stres dağılımına izin verir (88,90,94).

Uygulanacak bölgede herhangi bir yüzey işlemine gerek yoktur. Genellikle bu materyaller pahalıdır, simantasyon artıklarının temizlenmesi zordur ve uzun raf ömrüne sahip değildir (92,93).

2.13. Post Sistemlerinde Retansiyonu Artırmak İçin Yapılan Yüzey İşlemleri

Son yıllarda yaygın olarak kullanılmakta olan fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin post sistemlerinin retansiyonu pek çok araştırma ile incelenmiştir. Fiber post sistemlerinin simantasyonu rezin simanlarla yapılmaktadır. Simante edilen postların retansiyon kaybının nedenleri tespit edilerek, post ile rezin simanın adezyonunu arttırmaya yönelik çözümler araştırılmıştır. Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin postlara çeşitli yüzey uygulamaları yapmak, post-rezin adezyonunu arttırmaya yönelik bir işlemdir.

Postlara uygulanan yüzey işlemleri;

1. Mekanik bağlantı oluşturan işlemler
2. Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler
3. Hem mekanik hem kimyasal bağlantı oluşturan işlemler olmak üzere

üç grup altında değerlendirilmektedir (95,96,97,98,99,100,101).

2.13.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler

2.13.1.1 Kumlama İle Pürüzlendirme

Dental restorasyonların yüzeylerini temizlemek, yüzey alanını arttırmak ve mikroretantif alanlar sağlamak için kumlama sıklıkla kullanılır. Böylece kumlanmış yüzeyin ıslanabilirliği artar. Kumlama dikkatli bir şekilde yapılmalıdır, çünkü uygulama sırasında meydana gelebilecek materyal kaybı restorasyonun klinik olarak uyumunu bozabilir (102,103,104,105).

1. Alüminyum Oksit Partikülleri İle Kumlama

1940'lı yıllarda geliştirilen bu yöntem restorasyonları alüminyum oksit partikülleri ile kumlama esasına dayanmaktadır. Yüzeyde plastik deformasyon yaratarak ve pürüzlülüğü artırarak yüzey alanının artmasına neden olur. Yüzey enerjisi ve ıslanabilirlik de artmış olur. Bu işlem için 50 µm veya 100 µm'lik alüminyum oksit partikülleri içeren kumlar kullanılmaktadır. Kumlama işlemi ile materyallerin bağlanma kapasitelerini arttırmak amacıyla daha pürüzlü yüzeyler elde edilmektedir. Sıklıkla seramik ve kompozit tamir işlemlerinde, indirek kompozit bağlantısında, metal seramik restorasyonlarda metal yüzeyinde veya tribokimyasal silika kaplanması işleminin bir parçası olarak kullanılmaktadır. Güncel estetik post sistemlerinin rezin simanlarla bağlanma dayanıklılığını arttırmak amacıyla da alüminyum oksit partikülleri post yüzeylerine uygulanmaktadır. Fiber post sistemlerinin pürüzsüz yüzeylere sahip olması rezin simanlarla bağlanma dayanıklılığını olumsuz etkilemekte, alüminyum oksit uygulamasının post yüzeylerinde pürüzlü alan oluşturarak mekanik retansiyon sağladığı bildirilmektedir (105,106,107,108).

2. Sentetik Elmas Partikülleri İle Kumlama

Sentetik elmas partikülleri ile kumlama işlemi, restorasyon yüzeylerinde pürüzlülüğü artırarak yüzey alanının ve yüzey enerjisinin artmasına neden olmaktadır. Sentetik elmas partikülleri ile kumlama işlemi, 50 µm'lik Al₂O₃ partikülleri ile

kumlama işlemine göre daha yüksek yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanıklılığı değerleri vermiştir (99,102,103,106).

2.13.1.2. Frezle Pürüzlendirme

Restorasyon yüzeylerinde retantif alanlar oluşturmak için elmas frezler, karbon separeler ve taş mœletler kullanılmaktadır. Post yüzeylerinde frezle pürüzlendirme işleminin, yüzey alanını arttırarak post ile rezin bağlantısını arttırdığı ileri sürülmektedir (99,107,108).

2.13.1.3. Asit İle Pürüzlendirme

Asit ile pürüzlendirme işleminde diş ve restorasyonlar kısmen çözümler ve rezinin penetre olabileceği mikro pürüzlü bir yapı elde edilir. Bu sistemlerin tek seansta uygulanabilmesi en büyük avantajıdır. Ayrıca karmaşık laboratuvar işlemleri gerektirmez ve hata durumunda restorasyonun tekrar asitlenebilmesine olanak verir (99,109,110).

1. Hidroflorik Asit

Hidroflorik (HF) asit silika bazlı porselene uygulandığında, porselenin cam fazını ortamdaki uzaklaştırma özelliğine sahiptir. Böylece ortaya çıkan pürüzlü yüzey mekanik tutuculuğa katkıda bulunur. %2.5-10'lik konsantrasyonları ile 1 dk' dan 3 dk' a kadar değişen uygulama süreleri vardır. Post yüzeylerine asit uygulandığında pürüzlü bir yüzey oluşturarak mikro mekanik bağlantıyı arttırır. HF asit cam fiber postların yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilidir ancak silika içeriğine sahip olmayan alüminyum ve zirkonyum kaideli seramikler gibi yüksek dirençli seramikler ve kuartz veya karbon fiber postlar üzerinde yüzey pürüzlülüğü oluşturmak için etkili bir yöntem değildir (111,112,114,115,116).

Fiber postlar üzerinde hidroflorik asit uygulamasının etkisi konusunda çalışmaların sonuçları birbiriyle çelişmektedir. Hidroflorik asit uygulamasının cam fiber postların yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olduğu, karbon ve kuartz fiber post ile rezin siman bağlanma dayanıklılığında hidroflorik asitin etkisiz olduğunu bildiren çalışmalar vardır (117). Ayrıca kuartz fiber post yüzeylerine hidroflorik asit uygulanmasıyla klinik olarak kabul edilebilir post rezin bağlanma dayanıklılığı elde edildiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (118).

2. Fosforik asit

% 36-40 oranındaki fosforik asitten, porselen ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için yararlanılmaktadır. Hidroflorik asite göre daha az güçlü

bir asittir. Bazı araştırmacılar fosforik asidi porselen yüzeyini asitlemek için değil de, porselenin temizlenmesi için önermiştir (99,117).

3.Asidüle fosfat florür

Porselen yüzeyinin güvenli ve etkili şekilde asitlenmesinde %1.23 oranındaki asidüle fosfat florür kullanılır. Porselen yüzeyinde düzgün, homojen bir alan yaratır (99,119,120).

2.13.1.4. Endüstriyel Çözücülerle Pürüzlendirme

Fiber post yüzeylerini pürüzlendirmek amacıyla kloroform, hidrojen peroksit, sodyum etoksit ve potasyumpermanganat'ın çeşitli konsantrasyonları uygulanmaktadır. Bu tip endüstriyel çözücüler fiberlerin rezin matrisini etkilemektedir. Böylelikle fiber post yüzeylerinde mikro pürüzlü alan oluşmakta ve rezinlerle bağlanma dayanıklılığı artmaktadır (121,122,123). Vano ve arkadaşları, cam fiber post yüzeylerine % 10 ve % 24 konsantrasyonlarında hidrojen peroksit uygulamasının, fiber post ile rezinin bağlanma dayanıklılığında anlamlı etkisi olduğunu bildirmiştir. Hidrojen peroksit, substrat oksidasyonu mekanizmasıyla epoksi rezin bağlantısını kırmakta ve rezin matrisini kısmi olarak çözmektedir (124).

Kloroform solüsyonu akrilik reçine kaide materyalinin kimyasal özellikleri ve yüzey morfolojisini değiştirerek akrilik reçine kaide materyallerinin tamir dayanıklılığını arttırmaktadır. Kloroform solüsyonu fiber post ile rezin siman bağlantısını arttırmak amacıyla, fiber post yüzeylerine de uygulanmaktadır. Uygulama süresine bağlı olarak farklı sonuçlar verdiği bildirilmektedir. Sodyum etoksit ve potasyum permanganat uygulaması ile kuartz fiber post ile rezin bağlanma dayanıklılığında yüksek değerler elde edildiği tespit edilmiştir. Ancak bu solüsyonlar, fiber post yüzeylerinde koroziv bir etki oluşturmaları ve hidrojen peroksit ve kloroform uygulamalarına kıyasla uzun zaman almaları nedeniyle fazla tercih edilmemektedir (124,125).

2.13.1.5. Lazer ile Pürüzlendirme

Son yıllarda sert doku lazerleri kullanılarak mine ve dentin yüzeyinde yapılan pürüzlendirme işlemlerinin, çeşitli asitlerle yapılan pürüzlendirme işlemlerine alternatif olabileceğini savunan çalışmalar vardır. Lazer enerjisi kullanılarak yapılan pürüzlendirilme yöntemi oldukça yenidir. Lazerle

pürüzlendirmede; mikro-patlamalar ve buharlaşma oluşturularak yüzeyden partiküller uzaklaştırılır (99,101).

2.13.1.6. Plazma Spreyi Yöntemi ile Pürüzlendirme

İyon, elektron, atom ve nötral parçacıklar ihtiva eden, kısmen iyonize edilmiş gaz olan plazma spreyi yöntemi ile de yüksek bağlantı değerleri elde edilebilmektedir. Gazın istenilen şekilde iyonize olabilmesi için vakum koşullarında hazırlanması gerekmektedir. Yüksek frekanslı bir jeneratör ile gaz iyonize edilerek plazmaya çevirme esasına dayanmaktadır (99).

2.13.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan İşlemler

Silan Uygulaması

Silan bağlayıcı ajanların genel kimyasal formülleri; $X - (CH_2)_3Si - (OR)_3$ şeklindedir. Silan bağlayıcı ajanlar silisyum (Si) atomları içeren organik yapılardır ve bifonksiyoneldirler. Organik fonksiyonel kısmı organik matriksle reaksiyona girerken, alkali grupları inorganik maddelerle reaksiyona girer. İlk kez Bowen tarafından Bis-GMA esaslı rezinler içerisine dolgu maddesi olarak katılmıştır (111). Daha sonra seramiğin yüzeyindeki oksit tabakası ile reaksiyona girdiği tespit edilmiştir. Boyutlarına, işlev ve içeriklerine göre primer veya bağlayıcı ajan adı alırlar. Bağlayıcı ajan olarak organik ve inorganik maddeler arasında kullanılırlar. Hidrofilik ve asidik özelliklere sahiptirler. Ortamdaki nem ile aktive olurlar, su ile silanın alkol grupları reaksiyona girer. Silanın organik metakrilat grupları ise adeziv rezinin metakrilat grupları ile kopolimerize olup kimyasal bağ oluştururlar. Silanlar, kompozit veya fiberle güçlendirilmiş rezinlerin matriksinde bulunan cam doldurucu partiküllerini veya cam fiberleri kaplamak için kullanılır (113,114).

Dış hekimliğinde kullanılan silan bağlayıcı ajanlar genelde monofonksiyonel y-metakril oksipropil trimetoksisilandır. Bu kimyasal ve fiziksel birleştirici özelliği nedeniyle metal kompozit, kompozit-kompozit ve seramik-kompozit arası bağlantıyı arttırmak için kullanılmaktadır. Kompozit reçine ile seramik bağlantısını % 25 oranında arttırdığı bildirilmiştir. Ancak silika ile kaplama yöntemiyle beraber kullanılması önerilmektedir. Silan bağlayıcı ajanlar, porselenin ve fiber postların ıslanabilirliğini geliştirerek düşük viskozitedeki kompozit rezinlerin akışkanlıklarını da arttırlar (114,115,117,122).

Kompozit rezinlerde matriks ile doldurucular arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma ara faz-ajan ile sağlanır. Bu ara faz

organik silisyum bileşiği olan uzun moleküllü silanlardan oluşur. Kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlayıcı ajanlarla önceden kaplanmıştır. Silan bağlayıcı ajanlar, molekül zincirlerinin her iki ucunda farklı fonksiyonel gruplara sahiptir. Bu uzun moleküllü silanlar bir uçtan polimer matrikse bağlanırken, diğer uçtan da doldurucuya (silika) bağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar zayıf yapıya sahip olan matriksten, nispeten daha güçlü yapıya sahip olan dolduruculara streslerin iletimini sağlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (110,114,122).

2.13.3. Hem Mekanik Hem de Kimyasal Bağlantı için Uygulanan İşlemler

Bu yöntemde yüzeye silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit tanecikleri içeren kum uygulanır. Çarpma hızıyla silika yüzeye gömülür. Silika ile modifiye olan yüzeyler silan bağlayıcı ajan ile kimyasal bağlantı kuracak hale gelirler. Silika ile kaplama yöntemlerinin hem laboratuvar hem de klinik kullanıma uygun şekilleri mevcuttur (99,121,118).

1. CoJet Sistemi

CoJet sistemi ağız içi uygulamalar için Rocatec sisteminin modifiye edilmesiyle 1989'dan bu yana kullanılan bir tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup, kaplayıcı-aşındırıcı bir kum ve silan ajanından oluşur. Silika ile modifiye edilmiş 30 µm alüminyum oksit kum partikülleri 90° açıyla, 2.5 bar basınçla, 10 mm mesafeden 15 saniye boyunca püskürtüldüğünde, yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanır. Böylelikle hem yüzey alanı arttığı için mikro-mekanik tutuculuk elde edilmekte hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanmaktadır. Silika kaplı alüminyum oksit partikülleri yüzeye yüksek enerjiyle ulaşır, yüksek ısı aşındırıcı partiküllerin etkilerinin 15 µm derinliğe ulaşmasını sağlamaktadır. Bu sayede yüzeyde mikro-mekanik ve kimyasal adezyonu sağlayacak bir tabaka oluşmaktadır (105,107,108,120).

2. Rocatec Sistemi

Rocatec laboratuvarında kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Bu sistemde iki aşamalı kum uygulaması yapılır. Önce Rocatec-Pre adı verilen 110 µm kum ile 2.5 bar basınç altında restorasyon temizlenir. Uygulama 1 cm mesafeden 5 saniye süreyle yapılmaktadır. Sonrasında ise Rocatec-Plus adı

verilen 110 µm silisyum oksit kumu 2.5 bar basınç altında püskürtülerek, yüzeye silika partikülleri gömülür. Silika ile kaplanan yüzeyin enerjisi artar. Silika kaplanan restorasyon yüzeyi silan ajanı aracılığıyla rezin siman ile bağlantı kurar. Bu bağlantı iki şekilde oluşmaktadır. Birincisi seramiğin inorganik fazı ile rezinin organik fazı arasındaki kimyasal kovalent bağ ile gerçekleşmektedir. İkincisi ise, silanların seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini, yüzey alanını ve andırkatlarını artırması ile birlikte mekanik tutuculuğun artırılması yoluyla oluşmaktadır. Rocatec sistemi kırılmış porselen restorasyonlarının tamir edilmesinde, metal restorasyonların rezin ile bağlantısının sağlanmasında kullanılmaktadır. Estetik fiber postların ve zirkonyum seramik postların rezin simanlarla bağlantısını arttırmak amacıyla da kullanılmaktadır (108,109,126,112).

Rocatec uygulamasında Rocatec-Plus kumu ile fiber post yüzeyine silika partikülleri gömülmekte ve fiber postun yüzey enerjisi artmaktadır. Uygulanan silan bağlayıcı ajan ile, fiber post yüzeyindeki silika tabakası silan ajan ile kimyasal bağ oluşturmaktadır. Silan bağlayıcı ajan aynı zamanda rezin siman ile bağlantı oluşturarak fiber post ile rezin simanın bağlantısını arttırmaktadır (99,105,126).

2.13.4. Kombine uygulamalar:

Yüzey işlemlerini tek tek kullanmak yerine, birkaçını birlikte kullanmanın post yüzeyine kompozit rezinin bağlanmasında daha etkili olacağını bildiren çalışmalar vardır. Silan&hidroflorik asit kombinasyonunu, kumlama&frezleme &hidroflorik asit kombinasyonlarını, kumlama&hidroflorik asit&silan kombinasyonlarını beraber inceleyen çalışmalar bulunmaktadır (99,124,125).

2.14. LAZERİN TANIMI

İngilizce ‘light amplification by stimulated emission of radiation’ tanımlamasının baş harflerinin bir araya getirilmesi ile oluşturulan LASER terimi, dilimize LAZER olarak giren bir kısaltmadır. Radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi anlamına gelmektedir (126). Lazer ışığı, aktive olmuş elementlerin, moleküllerin ve çeşitli kristallerin etkileşimi ile yüksek yoğunlukta, paralel hareket eden, aynı dalga boyundaki elektromanyetik radyasyondan oluşan ışıktır (127). Işık, elektromanyetik enerjinin bir çeşidi olup sabit bir hızla dalgalar halinde gezer. Radyant enerjinin en temel birimi fotondur veya ışık partikülüdür. Foton dalgasında iki temel özellik belirlenebilir (129).

Birincisi ‘amplitude’ dalga osolasyonunun (ölçüm) pikte bulunan tepe noktası ve taban noktası arasında kalan toplam yüksekliktir. Bu da dalgadaki toplam enerjinin ölçümüdür. Birimi milijoule’dir (129).

Dalğanın ikinci özelliği ise dalga boyudur. Karşılıklı gelen iki nokta arasındaki uzaklık olarak tanımlanabilmektedir. Dalga boyu birimi mikron veya nanometredir. Dalğanın dalga boyuna ait bir özelliği ise frekanstır. Saniyedeki dalga osolasyonunun sayısıdır. Frekans ile dalga boyu ters orantılıdır (130).

2.14.1. LAZER IŞINLARININ TEMEL ÖZELLİKLERİ

Lazer teknolojisinde, atomların enerji absorbe etmeleri sonucu daha yüksek enerji düzeyine çıkma özelliğinden yararlanılmaktadır. Lazer, yönlendirilmiştir, sürekli veya atımlı şekilde kesikli olarak enerjisini açığa çıkarır (131,132).

Lazer ışığı normal ışıktan farklı fiziksel özelliklere sahiptir:

❖ Salınan ışık ‘monokromatik’dir. Sadece tek renk ve dalga boyuna sahiptir. Işının dalga boyu elektron daha alt seviyedeki yörüngeye geçerken açığa çıkan enerji miktarı tarafından belirlenir.

❖ Salınan ışık dalgası organize biçimde hareket etmektedir. Yani ışık ‘koherans’ dir. Bunun anlamı, tüm fotonların aynı fazda bulunmasıdır. Koheranslığı sağlayan iki tip ışın vardır:

1-Boyuna giden ışınlar (longitudinal)

2-Enine giden ışınlar (transvers)

❖ Lazer ışığı ‘doğrusal’dır. Işının hüzmesi konsantre ve güçlüdür. Lazer ışını tamamen düzdür ve ışınları birbirine paraleldir. Doğal ışın her yöne lazer ışını ise sadece bir yöne yayılır.

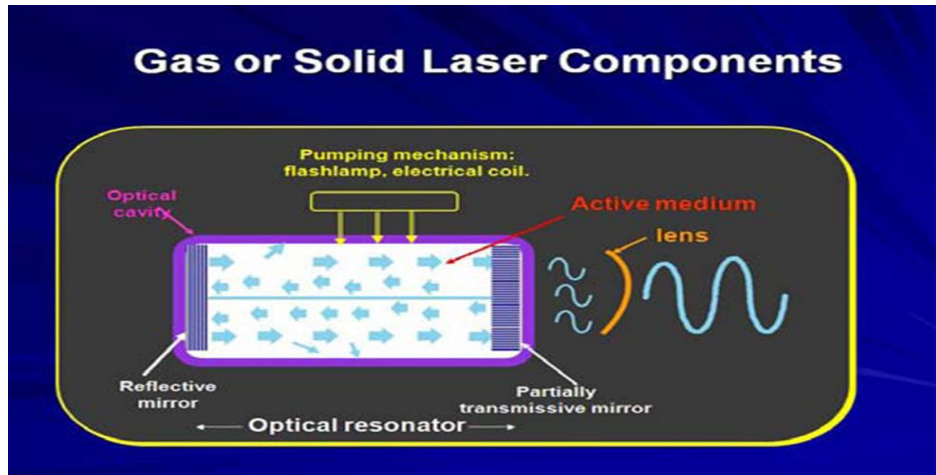
❖ Lazer ışını parlaktır. Bu özellik ışık kaynaklarından dolayı oluşur. Parlaklığın artması paralellik ve ayarlamalarla ortaya çıkar. Yüksek parlaklık lazerin küçük noktalara odaklanmasından kaynaklanır (133,134,135,136,137).

Lazer ışığının darlığı, yani etrafa gelişi güzel dağılmaması ciddi seviyede enerjinin çok ufak noktalara odaklanmasına imkan tanımaktadır. Öte yandan bir lamba, ışığını çeşitli doğrultularda yayar, ışık dağınık ve zayıftır. Bu üç özelliğin meydana gelmesi için, ‘stimüle edilmiş salınım’ gerçekleşmelidir. Normal ışıpta atomlar elektronlarını gelişi güzel salarken stimüle edilmiş salınımda foton

salınımı organize eder. Salınım bir kez başladığında hareketlenen elektronlar kendileri gibi uyarılmış elektronlarla karşılaşır ve onların da foton oluşturmaya neden olabilirler (138,139,140,141).

Lazer cihazının üç temel bileşeni vardır:

- Aktif lazer ortamı (katı, sıvı, gaz formu)
- Optik rezonatör (aktif ortamın koherent olmayan fotonlarına yeniden yön veren ve çok parlak, doğrusal, tek renkli ve koherent ışık oluşturan kısımdır. Genellikle bir tanesi ışığı hem yansıtan hem de geçiren iki içbükey aynadan oluşur).
- Aktif lazer ortamının atomlarını uyararak başlangıç enerjisi kaynağı (141,142).



Resim 1: Lazerin Mekanik Bileşenleri

Cihazın merkezinde optik bir boşluk bulunur. Bu boşluğun çekirdeğine aktif ortam ismi verilir ve bu ortam kimyasal elementler, moleküller veya bileşiklerden meydana gelir. Lazer genellikle ismini bu maddelerden alır. Bu maddeler gaz, kristal veya katı halde yarı iletken maddelerdir. Çekirdeğin hemen etrafında onu çevreleyen ve aktif ortama enerji pompalayan bir flaş lambası, elektrik devresi bulunur. Optik boşluğun her iki tarafında birbirlerine paralel yerleştirilmiş iki ayna bulunur. Çekirdekte yarı iletken varsa, ayna yerine iki cilalı yüzey kullanılır. Bu aynalar gelişmekte olan ışının güçlenmesine ve paralel halde yansımaya yardım eder. Bir soğutma sistemi, odaklama lensleri ve diğer kontrol üniteleri mekanik birleşenleri tamamlar (143,144).

2.14.2. Dokuların Optik Özellikleri

Dalga boyu 300-1100 nm arasında bulunan yumuşak dokuda yansımaya özelliği absorpsiyondan 10 kez daha fazladır ve bu ileri doğru bir yansımadır. Lazer ile koagülasyon yapılırken dokunun optik özelliklerinde şiddetli değişiklikler olur ve yansımaya katsayısı artar. Bu dokunun renginin açılmasıyla gözlenebilir. 300 dereceden fazla sıcaklıkta ise karbonizasyon meydana gelir ve bu dokunun siyahlaşması ile gözlenir. Bu durumda absorpsiyon katsayısı artmıştır ve pratik olarak daha derin dokulara ışık penetre olamaz. Yumuşak dokuda en çok Nd:YAG ve CO₂ lazerler tercih edilmektedir. Sert dokularda lazer ışınının yansımaya özelliği ön plandadır. Duruma göre yansımaya özelliği absorpsiyon özelliğinden 10-100 kez daha fazladır. Yumuşak dokuya kıyasla sert dokuda absorpsiyon çok küçüktür (145,146).

2.14.3. Lazerin Biyolojik Dokuda Etki Mekanizması

Lazer ışığının herhangi bir termal etkisi olmadan absorpsiyonu ile molekül ve atomların fiziksel ve kimyasal özelliklerini değiştirmesine fotokimyasal etki denir. Lazer ışığının termik etkisi denilince dokuda koagülasyon ve buharlaşma meydana geldiği anlaşılır. Oluşan ısının derecesi ve uygulama süresine göre değişik termik etkiler oluşur. Lazer homojen olan dokuya uygulanırsa, gücü azalarak alt tabakalara ulaşır ve kısmen yansıtılarak rezorbe edilir (147,148,149).

Isının 300 dereceden fazla olduğu durumlarda doku buharlaşır ve buharlaşan kısmın altında 150 dereceden fazla ısı içeren bir bölge karbonize olur. Bundan sonraki tabakada doku koagüle olur. Daha alt tabakada ise doku sıcaklığının daha az artması nedeniyle geri dönüşümü olan hafif değişiklik meydana gelir (150,151,152).

ISI	DOKU DEĞİŞİKLİĞİ
	37 ⁰ C
60 ⁰ C	Proteinler denatüre
80 ⁰ C	Kollejen denatüre, membran defektleri
100 ⁰ C	Kuruma
150 ⁰ C	Karbonizasyon
300 ⁰ C	Buharlaşma, gaz oluşumu

1: Isıya Doku Reaksiyonu

Tablo Bağlı

Lazer ışınının komşu dokulara hiçbir zarar vermeden hedef dokunun büyük kısmını absorbe ederek aniden ve patlama şeklinde buharlaşmasına fotoablasyon denir. Dişin sert dokularından parçacıklar halinde madde kaldırılarak kavite açma bu etki ile gerçekleştirilir. Absorbsiyonun şiddeti dokunun cinsine ve lazer dalga boyuna bağlıdır. Dokunun derin kısmında ısı enerjisi azalır. Bu durumda dokudaki termik zararlar çok az olup aşağı yukarı lazer ışınının penetrasyon derinliği kadar olur (155).

Fotoablasyonun oluşması için:

- Kısa lazer pulsasyonları
- Işının doku içerisine çok az bir derinlikte girmesi gerekir.

Lazerin dokulardaki etkisini belirleyen faktörler:

1. Lazerin dalga boyu,
2. Dokunun absorbsiyon karakteri,
3. Kullanılan güç miktarı,
4. Işının odaklandığı alandaki keskinliği,
5. Lazer ucunun objeye olan uzaklığı (156,157).

2.14.4. Lazerlerin Sınıflaması

Lazerler iki gruba ayrılır:

- a. Soft (Atermik) Lazerler
- b. Hard (Termik) Lazerler

1993 yılında Önal'ın yaptığı bir sınıflamaya göre ise;

Kaynağındaki aktif maddelere göre:

- a. Katı maddeler içeren lazerler
- b. Gaz içeren lazerler
- c. Uyarılmış asal gaz halojeniteleri içeren lazerler
- d. Boya tanecikleri içeren lazerle
- e. Yarı iletken çubuklar içeren lazerler

Lazer ışını hareketlerine göre:

- a. Devamlı ışın verenler
- b. Nabızsal ışın verenler
- c. Dalgalı akım olarak ışın verenler

Lazer dalga boylarına göre:

- a. Ultraviyole
- b. Enfraruj
- c. Görünen

Kullanım alanına göre:

- a. Tip1- Argon lazer (yumuşak doku lazeri)
- b. Tip2- Nd:YAG, CO2, Diod lazerler (yumuşak doku lazeri)
- c. Tip3- Er:YAG lazer (sert doku lazeri)
- d. Tip4- Er,Cr: YSGG (Sert doku/ Yumuşak doku lazeri)
(132,155,158).

2.14.5. Lazer Enerjisini Oluşturulması

Lazer aktif maddesi lazer enerjisinin kaynağıdır ve içindeki lazer aktif maddesine göre ismini belirler (CO₂, Nd:YAG, Er:YAG). Lazer ortamı olarak bilinen katı, sıvı veya gazla dolu bir odacığın, dışsal bir etken ile simülasyonu meydana geldiğinde lazer ışını oluşmaktadır. Bundan köken alan spontan foton salınımı, lazer odacığının aynalarla kaplı iki ucu arasında yansıyıp ortamı terk eder. Bu hareketli fotonlar, lazer ortamı içindeki diğer atomların uyarılmasına (eksitasyon) yol açar. Işık, parsiyel geçirgen olan aynadan dışarı çıkana kadar bu olaylar zinciri devam eder ve konsantre bir ışık demeti oluşur. Lazerler, enerji yüklenmiş atomların foton salınımını kontrol eden cihazlardır. Bir lazer cihazında, atomları uyarılmış safhaya getirmek için ışının oluşturulacağı ‘aktif lazer ortamı’ enerji aracılığıyla pompalanmaktadır. Bu enerji, kuvvetli bir flaş ışığı veya elektriksel boşaltım şeklinde olup bu yolla çok sayıda yüksek enerjili elektron oluşturulur. Uyarılmış elektron kazandığı enerjiyi foton şeklinde salmak için daha kararlı bir yörüngeye iner. Salınan ışık partikülü, salınma anında elektronun sahip olduğu enerjiye göre belli bir dalga boyu ve bu dalga boyunu temsil eden bir renge sahip olur. Elektronları eşdeğer seviyedeki iki benzer atomun saldıği fotonun rengi ve dalga boyu da aynı olacaktır (127,128,159).

Kullanılan bazı birimler:

Watt: (W) Üretilen enerjinin gücünü belirler, birimi j/sn

Joule: Enerji birimidir.

Hertz (Hz): Frekans ölçüsüdür. Her saniye için oluşan devir miktarını gösterir.

PPs: Lazer cihazının saniyedeki atım sayısını belirtmek için kullanılır.

(136,159,160).

2.14.6. Erbiyum Lazerler

Termik lazerler olarak bilinirler. Erbiyum lazerlerde enerji, su ve hidroksiapatit tarafından iyi bir şekilde absorbe edildiğinden mine, sement ve kemiğin lazerle uzaklaştırılması sırasında termal zarar meydana gelmez. Er:YAG lazer kullanırken dokunun içerdiği su miktarına ve doku yoğunluğuna dikkat edilerek kullanılması gerekmektedir. Örneğin minenin dansitesi yüksek ve su içeriği azdır bu yüzden minede çalışırken enerji miktarının fazla olması gerekir (156,161,162,163).

Mine	4- 8 W
Dentin	2-5 W
Çürük	1-3 W
Kemik	1,5-3 W
Yumuşak doku	1-3 W

Tablo 2: Erbiyum Lazerlerinin Tavsiye Edilen Güç Ayarları

Erbiyum lazerler ikiye ayrılır:

- a. Er:YAG lazerler
- b. Er,Cr:YSGG lazerler (156).

2.14.6.1. ER:YAG LAZERLER

Er:YAG lazerleri 1975 yılında Zhariksu icat etmiştir. Hibst ve arkadaşları 1988 yılında ilk kez dişin sert dokularında bu lazeri kullanmışlardır. Paghdwala 1989 yılında mine ve dentinin aşındırılmasında kullanmıştır (142). 2940 nm dalga boyundaki lazer sistemi ilk olarak 1992 yılında Kavo tarafından piyasaya sürülmüştür. Ancak FDA (Food and Drug Administration), Er:YAG lazerleri için bu işlemleri 1997 yılında onaylamıştır. Diş hekimliğinde, serbest çalışan darbeli Er:YAG lazerleri, kavite preperasyonu ve yumuşak doku tedavisinde kullanılmaktadır (154,164,165).

Er:YAG lazerleri, Erbiyum (Er 3+) iyonları ile katkılandırılmış, YAG ana kristalinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda, erbiyum iyonları, 2940 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirmektedir. Ortalama 20-30 Watt gücündeki lazerler popülerdir ama diş ürünlerinde 5-10 Watt olan ürünler daha çok kullanılmaktadır. Erbiyum lazerlerin suda absorpsiyonunun tüm lazerlerden fazla olduğu ve bunun yanında kollajen ve hidroksiapatit için yüksek bir afiniteye sahip oldukları bilinmektedir. Hidroksiapatit yapıya bağlı bulunan su,

lazer enerjisini kolayca absorbe etmektedir. Vaporize olan su, hacimsel bir genişleme göstererek çevredeki materyalin ‘patlayarak’ uzaklaşmasına neden olmaktadır. Çürük dentinin su içeriğindeki artış sayesinde bu lazerlerin çürük dokuyu daha kolay uzaklaştırdığı da bildirilmiştir. Er:YAG lazerin su tarafından yüksek miktarda soğurulması, ışımaya esnasında çevre dokulardaki termal etkilerinin azalmasına neden olmaktadır. Sert doku işlemlerinde bir miktar ısı oluşumu kaçınılmazdır. Ancak, bu tür dokularda az miktarda su içerdiğinden sorun olmamaktadır (147,148,149).

Suda fazla absorbe olma özelliğinden dolayı doku dejenerasyonu ve ısı artışı minimaldir. Hem yumuşak dokuda hem sert dokuda minimal termal hasar ile kullanılabilen bir lazer çeşididir (166).

Er:YAG lazerlerin düşük enerjili uygulamaları, asit uygulamaları ile elde edilen bulgularla karşılaştırılmıştır. Lazerle oluşan yüzey morfolojisinin asitten farklı olduğu bildirilmiştir. Yapılan çalışmalar farklı adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının asit uygulanmış olgularla karşılaştırılabileceğini vurgulasa da sonuçlar çelişkilidir. Er:YAG lazer uygulanmış dentin üzerine çalışma yapan bir çok araştırmacı dentin kanallarının açıldığını ancak düzensiz yüzeylerin oluştuğunu ve smear tabakasının tamamen ortadan kalktığını bildirmişlerdir (157,167,168).

2.14.7. ER:YAG Lazerlerin Ablasyon Mekanizması

Günümüzde ablasyon mekanizmasının nasıl oluştuğu ve nasıl geliştiği halen anlaşılamamıştır. İlk yapılan çalışmalar dişin sert dokularının dehidratasyonuna odaklanmıştır. Su absorpsiyonunu konu alan çalışmalar ise suyun yalnızca yarısının diffüz olabildiğini ve diffüzyon hızının saatlerden günlere uzayabilecek kadar yavaş olduğunu göstermektedir. Termal analizler ise diffüz olabilecek suyun ortamdan uzaklaştırılmadan önce hedef dokunun en az 200-300 dereceye kadar ısıtılması gerektiğini göstermektedir. Dişin sert dokularına daha sıkı bağlı olan suyun ayrıştırılması için ise 800 dereceye kadar ulaşan ısı gerekmektedir. Bundan dolayı dehidratasyon lazer ablasyonu sonucu meydana gelmez (169,170,171,172).

Bütün erbiyum lazerlerin ortak bir özelliği dişin sert dokularına temas ettiğinde ‘pat’ sesi çıkartmalarıdır. Bu pat sesi aslında lazer enerjisinin

patlayarak dağıldığında ortaya çıkarttığı çok hızlı bir şok dalgasıdır. Bu pat sesi 'foto-akustik etki' olarak adlandırılmaktadır. Bu ses dalgasının tonu ve rezonansı dişteki çürük varlığına göre değişmektedir. Bu foto-akustik etki kısa pulsatif sürenin ve yüksek enerji yoğunluğunun karakteristik bir özelliğidir (173,174,175,176).

2.14.8. Kök Kanallarında ER:YAG Lazerin Fotoakustik Etkisi

PİPS (Photon İnduced Photoacoustic Streaming)

Endodontik tedavi yapılırken kullanılan aletlere bağlı olarak kanal duvarlarında organik ve mineralden meydana gelen bir tabaka oluşur. Buna smear tabakası denir. Bu tabaka dentin tübüllerini tıkayarak adezyonu olumsuz yönde etkiler. Bakteri geçişi için bir bariyer olduğunu bildiren araştırmacılar da vardır (135,175,177). Kök kanal sisteminin temizlenmesinde, dezenfeksiyonunda ve şekillendirilmesinde devrim niteliği taşıyan yeni bir sistem geliştirilmiştir. Enrico ve ark. beraber geliştirdikleri bu sisteme Photon Induced Photoacoustic Streaming (PIPS) adını vermişlerdir (178,179). Pips fiber uçtan oluşan koni şeklindeki bir el aletine bağlıdır. Farklı boylarda ve çaplarda çeşitleri vardır. Kanalın içerisinde kullanılan fiberin çapı 200-400 mikron arasında değişmektedir. Lazer ışınının apikalden koronale devamlı uygulanması optimal teknik olarak kabul edilir. Geleneksel yöntemlerle kök kanalı genişletildikten sonra optik fiber kullanılarak lazer ışını kök kanalına iletilir. Pips 2940 dalga boyundaki lazerlerde sub-ablatif güç seviyesinde kullanılmaktadır (20 mJ, 15 Hz). Sadece 0.3 W ortalama güç ile; 400 W bir tepe güce sahip su molekülleri kanal içerisinde güçlü bir akış oluşumuna yol açarak "şok " oluşturur. Böylece kısa darbelerle ve düşük enerjiyle termal etkiler azaltılmış olur. Fiber uç Sodyum hipoklorit (NAOCL), etilendiamin tetraasetikasit (EDTA) gibi çeşitli irrigasyon ajanlarıyla beraber kullanılır (144,146,164,165,180).

Fiber uçlar dentin üzerinde fotomekanik ve fotoablasyon oluşturarak kısa darbelerle yüksek güç oluşturup smear tabakasını uzaklaştırmakta ve dentin tübüllerini açmaktadırlar. Pipslerin Er:YAG lazerler ile kullanımı uygundur. Çünkü bu lazerlerin su tarafından emilme oranı yüksektir. Pips uç sayesinde

termal etki minimize ve şok dalgaları ise maksimize edilir. Sub-ablatif güç seviyesi demineralizasyon riskini ortadan kaldırır (163,179,181).

Fiber Tip R14C	Max değer	Çap	Uzunluk
300/14	Güç \leq 1W, Enerji \leq 40 mj	0.3 mm	14 mm
400/14	Güç \leq 1W, Enerji \leq 40 mj	0.4 mm	14 mm
300/14	Güç \leq 1W, Enerji \leq 60 mj	0.3 mm	14 mm
300/20	Güç \leq 1W, Enerji \leq 20 mj	0.3 mm	20 mm

Tablo 3: " Fiber Pips Uç Çeşitleri

Pips kullanımının avantajları:

- Pips ile yapılan kanal tedavisinde konvansiyonel yöntemle göre daha etkili kanal temizliği ve dezenfeksiyonu yapılır. Enfeksiyon riski minimuma indirgenir.
- Pips kullanırken kanalları fazla genişletip diş dokusunu zayıflatmaya gerek yoktur. (ISO#20 numaralı kanal eğesi).
- Kökün kronal 1/3'ünde kullanıldığı için kullanımı kolaydır. Eğri kanallarda kırılma riski minimumdur ve kimyasal ajanların taşma riski azdır.
- Zamandan tasarruf edilir.
- Dentin tübüllerini tamamen açar (165,178,179,182,183).

Takeda FH ve ark. yaptığı bir çalışmada; Er:YAG lazer uygulanan kök kanallarında dentinal tübüllerin açıldığını ve smear tabakasının ortadan kalktığını bildirmişlerdir (169,184,185).

2.15. Kök Dentinine Bağlanma Direnci Değerlendirme Yöntemleri

Adeziv materyaller restoratif ve protetik diş hekimliğinde kompozit, metal ve seramiklerin mine ve dentin yüzeyine adezyonunu sağlamak için sıklıkla kullanılmaktadır. Klinik başarının değerlendirilmesi, yeni materyallerin geliştirilmesi, uygulama hatalarının belirlenebilmesi için bağlanma kuvveti testleri kullanılmaktadır. Klinik çalışmalar bir materyalin etkinliğinin değerlendirilmesinde en güvenilir yöntemdir; ancak uzun zaman alır ve standardizasyon sağlamak güçtür. Bağlanma kuvvetinin ölçümü, mikro sızıntı ve marjinal açıklık tespiti gibi in-vitro testler adeziv materyallerin erken dönemde hızlı bir şekilde değerlendirilmesini sağlayan etkin deney yöntemleridir. Bağlanma kuvveti, birbirine bağlanmış iki yapının bağlanma yüzeyi veya buna yakın bir bölgeden ayrılabilmesi için birim alan başına gerekli olan maksimum kuvveti ifade eder. Bağlanma dayanıklılığının ölçülebilmesi için bağlanma yüzey alanının önceden bilinmesi gereklidir. Basınç değeri materyale etki eden kuvvet bileşkesinin bağlanma yüzey alanı değerine bölünmesi ile hesaplanır. Kök dentinine bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için; çeşitli test yöntemleri geliştirilmiştir (185,189,190,191).

Bunlar;

1. Geleneksel çekme-germe (Tensile) testi
2. Mikro gerilim testi (Micro Tensile)
3. Pull-out veya Diametral çekme testi
4. Push-out (İtme) testi
5. Mikro Tensile testi
6. Makaslama (Shear) testi
7. Mikro Makaslama testi

Germe testi uygulamasında örnek boyutlarının büyük olması test sonuçlarında değişkenliğe sebep olabilmektedir. Mikro germe testi ile bu sorun çözülmeye başlanmıştır. Mikro-germe test yönteminde küçük boyutlu örneklerin

kullanılması, bağlanma ara yüzeyi boyunca eşit stres dağılımına ve kök kanalının iç tarafı gibi çok küçük alanların bağlanma dayanıklılığının ve kök kanalının üç farklı seviyesinde adezyondaki bölgesel farklılıkların ölçülmesine de izin vermektedir. Bununla birlikte postların mikro-germe test için örnek hazırlığı aşamasında büyük oranda başarısızlık gerçekleşmektedir. Mikro-germe test ile prematür başarısızlık oluşumu ve sonuçların değişkenliği post ile rezin retansiyonunu değerlendirmede push-out testinin kullanımını gündeme getirmiştir (188,189,191).

2.15.1. Push-out Testi

Push-out testi diş hekimliğinde ilk kez 1970 yılında tanımlanmıştır. Kök kanal dentinine bağlantıyı değerlendirmek için kullanımı ise 1996 yılında bildirilmiştir. Klinik durumu simüle etmede başarılı bir yöntemdir. Geleneksel makaslama testi (shear test) ile kıyaslandığında daha iyi yorumlar sunmaktadır. Çünkü itme bağlanma dayanıklılığı testinde kırılma dentin-bonding arayüzüne paralel olmaktadır (189).

Test yaparken, kalın kök kesitleri kullanıldığı zaman, adeziv ara yüzde eşit olmayan yüksek stresler gelişebileceği bildirilmiştir. Bu nedenle itme bağlanma dayanıklılığı testinde kullanılan örneklerin 1-2 mm kalınlığında olacak şekilde ince kesitleri alınarak test uygulanmaya başlanmıştır. ‘Mikropush-out test’ veya ‘ince kesitli push-out test’ olarak adlandırılmıştır. Postlar kök kanallarına simante edildikten sonra kökler yatay olarak ince kesitlere ayrılırlar. Dijital cihaz ile kesitlerin kalınlıkları ölçülür. Test sırasında uygulanan kuvvetin yönü apikalden kronale olacak şekildedir. Bağlantı başarısızlığı gerçekleştiği andaki kuvvet Newton (N) cinsinden tespit edilir. Bu değer yüzey alanına bölünerek, MPa cinsinden hesaplanır (189).

Deney öncesinde örneklerin saklandığı koşullar bağlanma testi sonuçlarını etkileyebilmektedir. Uluslar Arası Standartlar Örgütü’nün (ISO) bağlanma testleriyle ilgili kurallarına göre; deney için kullanılacak dişler çekildikten sonra 1-6 ay içinde kullanılmalıdır. Dişler deney zamanına kadar buzdolabında +4°C’deki distile suda veya % 0,5’lik kloramin bakteriyostatik solüsyonunda bekletilmelidir. ISO standartlarına göre deney için kullanılacak örneklerin saklanma koşulları için üç yöntem seçilebilir. Bunlar kısa dönem, uzun dönem ve termal siklus yöntemidir (187).

Kısa dönem için örnekler 37°C'deki suda 24 saat bekletilir. Uzun dönem için örnekler 37°C'deki suda 6 ay bekletilir. Termal siklus yönteminde ise örneklere 5°C ile 55°C arasındaki suda 500 siklus uygulanır (186).

2.16. Tarama Elektron Mikroskobu İncelenmesi (SEM)

SEM'de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü karanlık alınır. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (169,190).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş snow postların (Cam Fiber Post) simante edilmesinde post boşluklarının, Er:YAG lazerle pürüzlendirilmesinin bağlanma dayanımı üzerine etkisi değerlendirildi. Çalışmada kullanılan materyaller ve cihazlar aşağıda anlatılmaktadır.

Materyal	Ürün	Üretici Firma
Cam Post	Snow post	Carbotech, Ganges, Frances
Silisik asit ile modifiye 30 µm' luk alumina parçacıkları	Cojet Kumu	3M ESPE, Seefeld, Germany
50 µm boyutlarında Al ₂ O ₃ Parçacıkları	Korox	Bego, Germany
Asit	HF Asit	Dicle Üniv. Kimya Böl. Diyarbakır
Adeziv	Clearfil SE Bond	Kuraray Medical , Okayama, Japan
Self Adeziv Siman	Clearfil SA Cment	Kuraray Medical, Okayama, Japan

Silan	Clearfil Primer	Kuraray Medical, Okayama, Japan
Silikon Ölçü Maddesi	Zhermack Zetaplus	Zhermack, İtaly
Akrilik	Vertex Orthoplast	VertexDental,Netherlands

Tablo 4 : Çalışmada kullanılan materyaller

Cihaz	Üretici Firma
Lazer Cihazı	Fotona Lazer AT Fidelis Plus III, Slovenia
R14C Fiber Uç	Pips Fotona 300/14 no: 85332 Arizono/USA
Endomotor	Endomate TC2, Japan
Led Işık Cihazı	L.E. Demetron I/Kerr Corporation, Orange, CA, USA
Üniversal Test Cihazı	Lloyd LR 50K, Lloyd Instruments PIC., England
Tarayıcı Elektron Mikroskop (SEM)	Jeol JSM 6335-F, Jeol Ltd. ,USA
Kesme Cihazı	Minitom, Struers, Copenhagen, Denmark
Kesme Bıçağı	No: 11- 4254MC, 15LC Diamond, Buehler, USA

Elmas Rond Frez C1S	Horico, Berlin, Germany
0.3-0.4 mm Elmas Separe	Zum Separieren, Germany

Tablo5 : Çalışmada kullanılan cihazlar

Snow Post

Snow post silikon liflerle güçlendirilmiş ilk beyaz ve radyopak kompozit posttur. Beyaz ve radyopak olan postların yapısında metal yoktur. Asit ve alkenlere karşı direnci yüksektir. Yüksek elastik modülü (45 Gpa) ve çekme dayanımı vardır. Korozyona karşı direnci yüksektir, bonding için cilalanmış olan ürünler cam fiberle güçlendirilmiştir. Silindiro-konik tarzda olan post, apikal kon uzunluğuna göre dört farklı çapta bulunmaktadır (1.0, 1.2, 1.4, 1.6 mm).



Resim 2: Snow post

Cojet Kumu

Silika (%5) ile kaplanmış 30 µm boyutunda alüminyum oksit (%95) kum partikülleri içermektedir. Bu çalışmada cojet kumu snow postun yüzeyini pürüzlendirmek için kullanıldı.



Resim 3: Cojet kumu

Korox

% 99,6 oranında 50 µm Al₂O₃ kumu içermektedir. Bu çalışmada Al₂O₃ kumu snow post yüzeyini pürüzlendirmek için kullanıldı.



Resim 4: Korox

Hidroflorik asit

Hidroflorik asit (HF) hidrojen florür bileşiğinin sudaki çözeltisidir. Susuz hidrojen florür, akışkan ve renksiz bir sıvıdır. % 4 konsantrasyonundadır. Bu çalışmada HF asit snow postun yüzeyini pürüzlendirmek için kullanıldı.



Resim 5: HF asit

Clearfil SE Bond

MDP, HEMA, hidrofilik dimetakrilat, N-dietanolp-toluidin, dl-kamforokinon, su içermektedir. Bu çalışmada Clearfil SE Bond, simantasyondan önce kök ucundan simanın dışarı çıkışını engellemek için apeks bölgesine uygulandı.



Resim 6: Clearfil SE Bond

Clearfil SA Cement

Pasta A; Bis-GMA, TEGDMA, MDP, kamforokinon, benzoil peroksit ve silanlanmış baryum cam doldurucu,

Pasta B; Bis-GMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, silanlanmış baryum cam doldurucu, yüzeyi işlenmiş sodyum florür içermektedir.

Dual-cure (ışıkla ve/veya kendi kendine) polimerize olan, self adeziv bir rezin simandır. Bu çalışmada Clearfil SA Cement simanı, post sisteminin simantasyonunda kullanıldı.



Resim 7: Clearfil SA Cement

Clearfil Ceramic Primer

Clearfil seramik primer, seramikler, hibrid seramikler veya kompozit rezin yapılar için geliştirilmiş adeziv yüzey sunan bir silan bağlama ajanıdır.

Temel bileşenleri: 3-Metakriloksipropil-trimetoksi silan, MDP ve Etanol'dur. Bu çalışmada Clearfil Ceramic primer, snow post yüzeylerine uygulandı.



Resim 8: Clearfil Ceramic Primer

Lazer Cihazı

50/60 Hz frekansında, 230 VAC-2 KVA güç gereksinimine sahip olan cihaz, geniş pulse aralıkları ile Er:YAG lazer ve Nd:YAG lazer olmak üzere çift dalga boyuna sahiptir. Geleneksel yöntemlerden daha hızlı, derin ve etkili kanal dezenfeksiyonu, verimli yumuşak doku kesimi ve ablyasyonu yapabilmektedir. Çevre dokularda ısınmaya sebep olmadan mine ve dentinde sert doku ablyasyonu sağlamaktadır. Diş eti tedavilerinde, pürüzlendirme işlemlerinde, diş beyazlatmada, oral hastalıklarda kullanılmaktadır.

LAZER TİP	Nd:YAG	Er:YAG
Dalga Boyu	1064 nm	2940 nm
Max.AtımEnerjisi	10 j	1.5 j
Darbe Aralığı	VSP(100us), SP(180us), LP(320us)Estetik modu (15&25 ms)	SSP(50us), VSP(100 us), SP (300 us) LP (600 us), VLP (1000 us)

Max.Frekans	100 Hz	50 Hz
Max. Güç	15 W	20 W
Işın Oluşum	Optik fiber 200 um, 300 um ve 945 um	7-miror articulated arm

Tablo 6: Lazer Cihazının Özellikleri



Resim 9: Lazer Cihazı

R14C Fiber Uç

Silindirik-konik ve fleksible bir uçtur. Çapı 0.3 mm, uzunluğu ise 14 mm'dir. Kullanılabilir maksimum güç 1W'tır. Bu çalışmada fiber uç, kök kanal sisteminin pürüzlendirilmesinde kullanıldı.



Resim 10: R14C Fiber Uç

Endomotor (Endomate TC2 komple set 120V-230V)

Şarz edilebilir özellikte olan bu cihaz, minyatür başlığı sayesinde ulaşımı en zor alanlara bile ulaşımı sağlamaktadır. Boyun kısmının ince olması yüksek görünürlük sağlar. Tüm Ni-Ti egelerle uyumludur. 16:1 hız düşürücü anguldurva ile 140-550 devir aralığında istenen hızda çalışabilme imkanı sağlamaktadır.

Ni-Ti egeler:

S₁: (Lila) Kanalın kronal üçlüsünü prepare etmek için kullanılır.

S₂: (Beyaz) Orta üçlüyü prepare etmek için kullanılır.

F₁: (Sarı) Apikal bölgeyi hazırlamak için kullanılır.

F₂: (Kırmızı) Apikal bölgeyi hazırlamak için kullanılır.



Resim 11: Endomotor

Kesme Cihazı

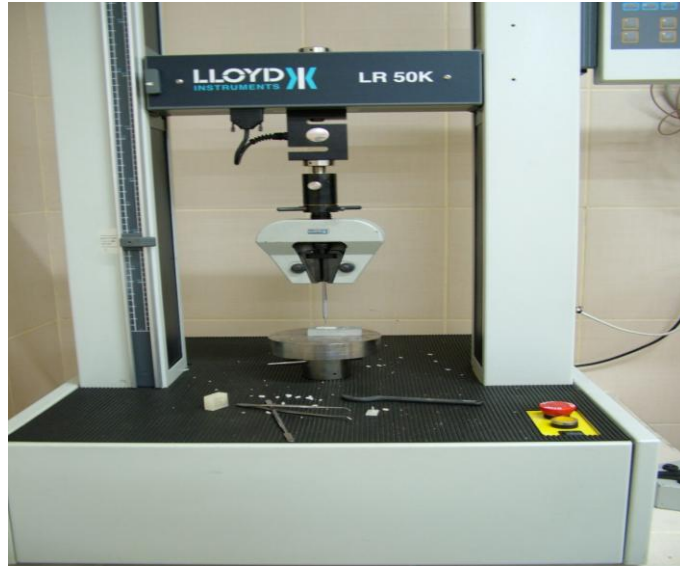
Push-out testini uygulamak için, içinde kök bulunan akrilik kalıplar, düşük devirde dönen (250-300 rpm) su soğutmalı kesme cihazında elmas separe kullanılarak (no.11-4254MC) kökün kronal kısmından itibaren kök uzun eksenine dik yönde 6 adet, 1 mm kalınlıkta dilim elde edilecek şekilde kesildi.



Resim 12: Kesme Cihazı

Üniversal Test Cihazı (LLOYD LR 50K)

Kurulumu ve kullanımı kolay olan bu cihaz; son derece hassas yük ölçümü yapmaktadır ve hızlı veri toplama özelliğine sahiptir. 600'e yakın test sonucunu kaydeder. Çözünürlüğü <math><0.05</math> mikrondur. Çok dilli ekran seçeneğine sahiptir. Kesme cihazında kesit alınan örnekler hızı 0.5 mm/dak olan üniversal test cihazı ile push-out testi uygulanmaktadır.



Resim 13: Üniversal Test Cihazı

Çalışmada periodontal nedenlerle çekilmiş, boyut olarak birbirine benzeyen, çürüksüz, çatlak ve kırık olmayan 90 adet insan üst santral dişi kullanıldı. Kök

kanalında kalsifikasyon izlenmeyen dişler çalışmaya dahil edildi. Dişlerin kök yüzeyleri üzerinde bulunan diş taşları ve artıklar ultrasonik scaler yardımıyla uzaklaştırıldı ve dişler deney çalışmaları başlayıncaya kadar distile suda bekletildi.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Kök kanal uzunluklarını standart hale getirmek için dişlerin kronları, kök boyutları 14 mm olacak şekilde su soğutması altında elmas separe (Zum Separieren, Germany) kullanılarak dişin uzun aksına dik olacak şekilde kesildi. Preparasyon işlemine başlamadan önce bütün dişlerin apikal forameni, kullanılacak sıvıların kök ucundan dışarı akmaması ve dolayısıyla debrisin kök ucundan çıkışının önlenmesi amacıyla silikon (Zhermack, Italy) ile kaplandı. Endodontik giriş kaviteleri rond frezle (Horico, Berlin, Germany) hazırlandı. Hazırlanan dişlerin kök kanal preparasyonu çalışma boyu apikal foramenden 0,5 mm kısa olacak şekilde endomotor (Endo Mate TC2, NSK, Japan) döner alet ve Ni-Ti eğelerle (S1-S2-F1-F2,F3; ProTaper Üniversal, Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) crown-down tekniğiyle yapıldı. Her ege değişiminde serum fizyolojik çekilmiş bir enjektör ile kök kanalı yıkandı. Daha sonra kanal % 0.5' lik NaOCl ile 1 dakika boyunca temizlenip, distile su ile yıkandı.

Adeziv rezin simanların post materyaline bağlanması değerlendirileceği için genişletilen kök kanalları herhangi bir kanal dolgu materyali ile doldurulmadı.

Kanal genişletme işlemi yapılan kanallar, dişlerin apikalinde yaklaşık olarak 4 mm bırakılacak şekilde, post sisteminin kendi frezi (Snow fiber post drill, size 1.0) kullanılarak uzaklaştırıldı ve 10 mm' lik post boşluğu hazırlandı.

Hazırlanan kök kanalları her bir deney grubunda 10 adet diş olacak şekilde 9 gruba ayrıldı.

	Post Yüzeyi	Kök Yüzeyi
1.grup	-----	Lazer
2.Grup	Cojet uygulaması	Lazer
3.Grup	Cojet uygulaması	-----
4.grup	Silan uygulaması	Lazer
5.Grup	Silan uygulaması	-----

6.Grup	Asit uygulaması	Lazer
7.Grup	Asit uygulaması	-----
6.Grup	Al ₂ O ₃ uygulaması	Lazer
9.Grup	Al ₂ O ₃ uygulaması	-----

Tablo 7: Çalışmada hazırlanan gruplar



Resim 14: Dişlerin Boyutlarının Ölçülmesi



Resim 15: Kök Boyutlarının Ölçülmesi



Resim 16: Endomotorile kanaltedavisi

Grup 1: Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde, kök kanallarına 300 μm kalınlığında fleksible fiber uç kullanılarak Er:YAG (Fotona Lazer AT Fidelis Plus

III, Slovenia) lazer uygulandı. Üretici firma talimatlarına göre 2.940 µm dalga boyunda çalışan cihazda, kök kanal yüzeyinde 15Hz/40 mj enerji değeri kullanıldı. Lazerin çıkış gücü 0.6W olarak belirlendi. Fiber uç kökün kronal 1/3 bölgesinde ve yüzeye paralel olarak yerleştirildi. Bir enjektör yardımıyla % 0.5' lik NaOCl kanala konuldu. Fiber uç (R13 kök kanal irrigasyonu için özel uç) temassız bir şekilde su spreysiz 2-3 s boyunca kök yüzeyine uygulandı ve 1 dakika beklendi. Sonrasında NaOCl uygulanmadan, fiber uç su spreyi altında 30 s boyunca kök yüzeyine uygulandı. Paper pointle kanal kurutuldu. Cam fiber post (Snowpost, Carbotech, Ganges, Frances) yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.



Resim 17: Er:YAG lazer uygulanması



Resim 18: NaOCL uygulanması

Grup 2: Fiber postlara yüzey işlemi uygulamadan önce postlar %95'lik etanolde 20 s bekletildi, su ile yıkandı ve kurutuldu. Sonrasında snow post yüzeyine Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi protez kliniğinde 30 µm çapındaki silika ile kaplı olan Al₂O₃ partikülleri (CoJet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) 2.8 bar basınçla 20 saniye süreyle uygulandı. Bu uygulama esnasında ağız içi kumlama cihazı ile postlar arasındaki mesafenin 2-10 mm arasında olmasına dikkat edildi. Snow postlar silika ile kaplı olan Al₂O₃ partikülleri ile kaplandıktan sonra, sisteme ait olan silan, fırça yardımıyla (ESPE Sil, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) post yüzeylerine uygulandı ve kuruması için 5 dakika süreyle beklendi. Kök yüzeylerine lazer uygulanmadı.



Resim 19: Cojet Uygulanması

Grup 3: Kök kanallarına grup 1’de uygulandığı gibi lazer uygulandı. Snow postların yüzeyine ise; grup 2’ de olduğu gibi cojet uygulandı.

Grup 4: Kök kanallarına grup 1’de uygulandığı gibi lazer uygulandı. Snow post yüzeyine Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Medical, Okayama,Japan) uygulandı ve 5 dakika beklendi.



Resim 20: Silan uygulanması

Grup 5: Kök kanallarına lazer uygulanmadı. Snow post yüzeylerine ise grup 4’te olduğu gibi Clearfil Ceramic Primer silan uygulandı.

Grup 6: Snow post yüzeylerine 60 s boyunca fırça yardımıyla HF uygulandı; sonrasında nötralize etmek için distile su ile yıkandı ve kurutuldu. HF ile asit-etching işlemini takiben cam post yüzeylerine Clearfil Ceramic Primer silan uygulandı ve kuruması için 5 dakika beklendi. Kök kanallarına grup 1’ de olduğu gibi lazer uygulandı.



Resim 21: HF asit uygulanması

Grup 7: Grup 6’da olduğu gibi post yüzeylerine HF asit uygulandı. Kök kanallarına ise lazer uygulanmadı.

Grup 8: Kök kanallarına grup 1’de uygulandığı gibi lazer uygulandı. Post yüzeyleri ise; Gaziantep Ata diş laboratuvarında, 3 bar basınçta 10 mm uzaklıktan 15 sn süre boyunca korox 50 (Bego, Germany) ile kumlandı. Hava spreyi ile temizlendikten sonra yüzeylere Clearfil Ceramic Primer silan ajan uygulandı.



Resim 22: Al₂O₃ ile kumlama

Grup 9: Post yüzeyleri grup 4'de olduğu gibi korox 50 ile kumlandı, kök kanallarına lazer uygulanmadı.

Kök yüzeylerine lazer uygulandıktan sonra kök ucuna yerleştirilen silikon (Zhermack, Italy) çıkartıldı ve simantasyon işlemine geçildi. Postların adeziv resin simanlarla simantasyonu esnasında simanın kök kanalı ucundan taşmasını önlemek için, köklerin apikal uçları bir bond (Clearfil SE Bond Primer, Kuraray, America) materyali ile kapatıldı.

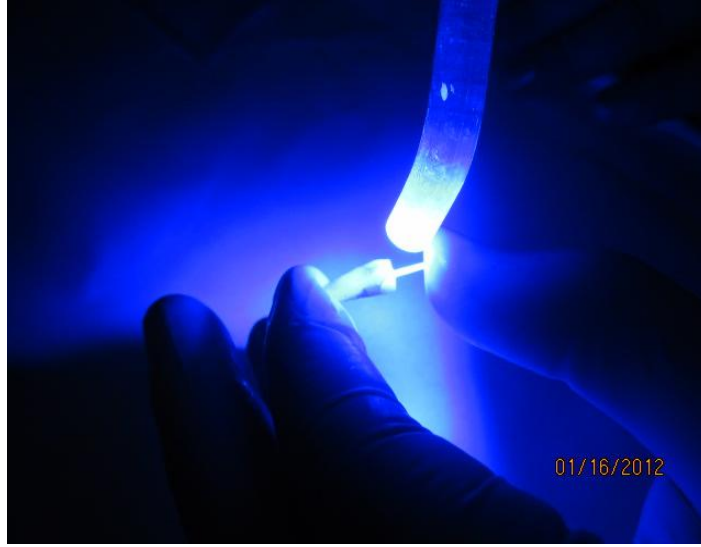


Resim 23: Kök ucuna bond uygulanması

Yüzey işlemleri tamamlanan postların gruplarına bakılmaksızın, Clearfil SA (Kuraray Medikal, Tokyo, Japan) siman özel endodontik uç yardımıyla post boşluklarına uygulandı. Yüzey işlemi uygulanmış ve uygulanmamış postlar, hafif parmak basıncı ile bir miktar kalibre edilerek dikkatli bir şekilde post boşluğuna yerleştirildi. Böylece fazla simanın dışarı taşması sağlanmış oldu. Bu şekilde parmak basıncı uygulanırken LED (L.E. Demetron I/Kerr Corporation, Orange, CA, USA) ışın cihazı ile 40 sn boyunca rezin simanın polimerizasyonu sağlandı. Tüm örnekler distile su içerisinde 37 °C' de 24 saat bekletildi.



Resim 24: Postlara siman uygulanması



Resim 25: Postların polimerizasyonu

3.2. Push-Out Bağlanma Dayanımı Deneyi

Hazırlanan grupların her birinden 8 adet diş push-out bağlanma dayanımı testi için kullanıldı. Her gruptan 2 adet diş push-out dayanımı testi uygulanmadan SEM görüntüsü için ayrıldı. Dişler metakrilat rezin kalıplar içerisine gömüldü. Resin kalıplara gömme işlemi şu şekilde yapıldı: 15x15x25 mm ebatlarında tekli hard frez kutularından bir tanesinin üst kısmının silikon ile dublikatı yapıldı. Hard frez kutusunun alt kısmına ise örneğimiz yerleştirip sabitlendi. Hard frez kutusunun alt kısmına vazelin uygulandı ve daha sonra şeffaf akriliklere (Vertex Orthoplast, Netherlands) gömüldü (Resim 27,28,29 ve Şekil 2).

Akrilik bloklardan distile su soğutması altında yavaş dönen kesme makinesi (Minitom, Struers, Copenhagen, Denmark) kullanılarak her diştan 6 kesit alındı ve push out testi uygulaması için her grupta 48 kesit elde edilmiş oldu (Resim 29). Her kesitin kalınlığı yaklaşık 1 mm'dir. İlk iki kesit post boşluğunun koronalinden, takip eden 2 kesit orta ve son iki kesit apikal bölgeden alındı (Şekil 1). Push-out testi uygulanırken kök dilimlerini desteklemesi için otopolimerizan akril materyalinden hazırlanan, ortasında 2.5 mm çapında boşluk bulunan bir kalıp kullanıldı. Hazırlanan örneklere universal test cihazında (Lloyd LR 50K, Lloyd Instruments PIC,England) apikalden koronale doğru 0,5 mm/dk hız ile push-out deneyi uygulandı (Resim 30).

Maksimum kopma değeri Newton (N) olarak belirlendi ve bu değer postun bağlanma yzeyinin alanına bvlunerek Megapaskala çevrildi ve kaydedildi.



Resim 26: Akrilik kalıp elde etmek için hazırlanan dzenek



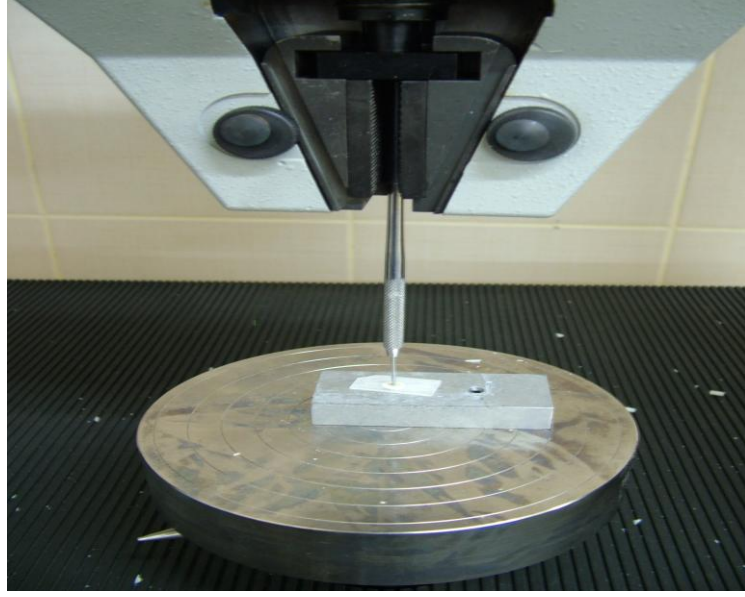
Resim 27: Akrilik kalıba alınmış rnekler 1



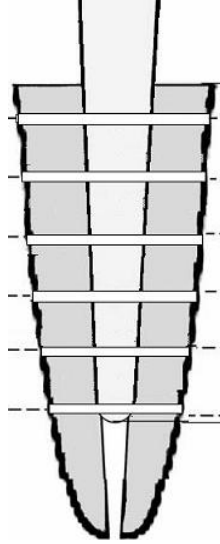
Resim 28 Akrilik kalıba alınmış örnekler 2



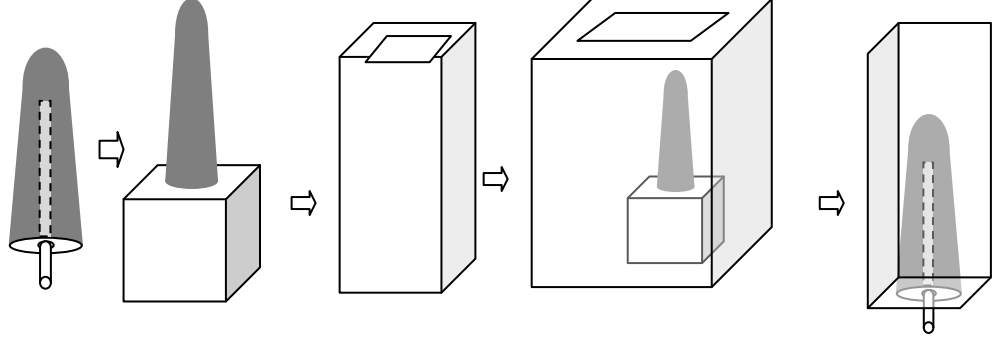
Resim 29: Push-out testi için alınan kesitler



Resim 30: Push-out testinin uygulanması



Şekil 1: Dişlerden alınan kesitlerin şematik görünümü



Şekil 2: Örneklerin akriliğe gömülmesinin şematik görüntü

3.3. İstatiksel Analiz

Lazer uygulanan kök kanalına farklı yüzey işlemleri uygulanan snow postların yapıştırıldıktan sonra ki push-out testi sonuçlarının ortalamalarına ait farklılıkların gruplar arasında karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanılmıştır. Ayrıca push-out değerlerinin grup içinde karşılaştırılmasında Friedman çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır.

Bu çalışmada tanımlayıcı istatistikler ve analizler SPSS 15.0 Windows bilgisayar paket programı kullanılarak yapılmıştır ve $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

3.4. Elektron Tarama Mikroskobu (SEM)

Hazırlanan grupların her birinden push-out testine tabi tutulmayan iki adet diş 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

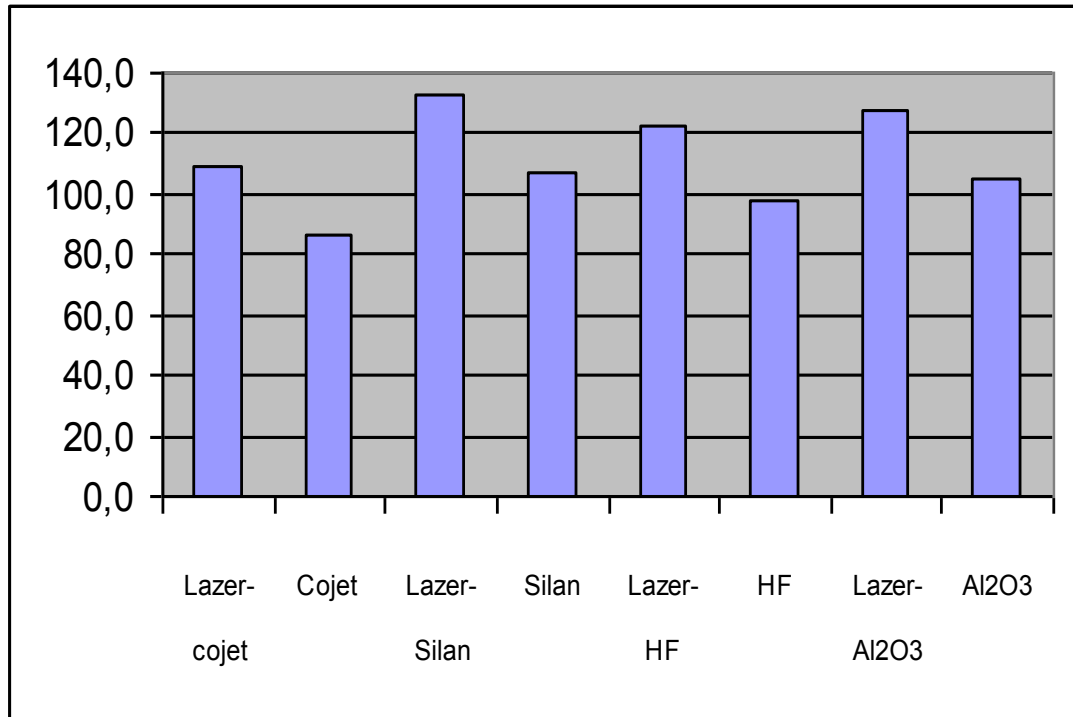
takılan elmas separe yardımıyla çentikler açıldı. Bu çentiklere yerleştirilen spatüle hafif kuvvet uygulandı ve kökler kırılarak ikiye ayrıldı. Kırık yüzeylerin tesviye ve polisaj işlemleri, 240, 400, 800 ve 1200 zımpara kâğıtlarıyla su altında zımparalama ve parlatma cihazı ile yapıldı. Tesviye ve polisajları yapılmış kırık yüzeylere 60 saniye HCl asit uygulandı ve 5 dk akan su altında yıkandı. Daha sonra %1' lik NaOCl ile 10 dk uygulandı ve 5 dk akan su altında yıkandı. İncelenecek test örnekleri bir gece kuru havada bırakıldıktan sonra vakum altında 100 Å kalınlığında altın kaplanarak Fırat Üniversitesi Elektron Mikroskop Laboratuvarında (FÜEM Lab) incelendi.

4. BULGULAR

Lazer uygulanan kök kanalına, farklı yüzey işlemleri uygulanan snow postların yapıştırılarak push-out testi uygulandığı çalışmamızda; hazırlanan grupların ortalama push-out bağlanma değerleri Tablo 8'de görülmektedir (Grafik 1).

	Ortalama değer (Mean)	Std. Deviation	Std. Error Mean
Kontrol grubu	113,000	3,98372	2,39801
Lazer/Cojet	109,9000	2,42143	2,39801
Cojet	86,2000	4,63177	2,46937
Lazer/Silan	133,3333	8,51136	4,91404
Silan	107,7333	1,90351	1,09899
Lazer/HF	122,3667	12,36136	7,13684
HF	98,2667	4,27707	2,40937
Lazer/Al ₂ O ₃	128,3333	9,90269	5,71732
Al ₂ O ₃	105,0000	8,02247	4,63177

Tablo 8: Ortalama push-out bağlanma dayanımı değerleri



Grafik 1: Ortalama push-out bağlanma değerleri

Test Statistics				
	Cojet-Lazer/Cojet	Silan-Lazer/Silan	HF-Lazer/HF	Al ₂ O ₃ -Lazer/Al ₂ O ₃
Z	2,028 ^a	2,014 ^a	2,366 ^a	2,366 ^a
p	,043	,010	,018	,018
a. Pozitif sıralama değeri				
b. Negatif sıralama değeri				

Tablo 9: Sadece yüzey işlemi uygulanmış gruplar ile lazer-yüzey işlemi uygulanmış grupların Wilcoxon Testi ile değerlendirilmesi

Tablo 8’de cojet uygulanmış grupların ortalama retansiyon değerleri 86.2000 N, cojet ve lazer uygulanmış grupların ortalama retansiyon değerleri 109,9000 N

olarak bulunmuştur. Tablo 9’da görüldüğü gibi bu iki grup (Cojet-Lazer/Cojet) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

Tablo 8’de silan uygulanmış grupların ortalama retansiyon değerleri 107.7333 N, silan ve lazer uygulanmış grupların ortalama retansiyon değerleri 133,3333 N olarak bulunmuştur. Tablo 9’da görüldüğü gibi bu iki grup (Silan-Lazer/Silan) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$).

Tablo 8’de HF uygulanmış grupların ortalama retansiyon değerleri 98.2667 N, HF ve lazer uygulanmış grupların ortalama retansiyon değerleri 122.3667 N olarak bulunmuştur. Tablo 9’da görüldüğü gibi bu iki grup (HF-Lazer/HF) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

Tablo 8’de Al_2O_3 uygulanmış grupların ortalama retansiyon değerleri 105,0000 N, Al_2O_3 ve lazer uygulanmış grupların ortalama retansiyon değerleri 128,3333 N olarak bulunmuştur. Tablo 9’da görüldüğü gibi bu iki grup (Al_2O_3 -Lazer/ Al_2O_3) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Sadece yüzey işlemi uygulanmış grupların bağlanma dayanımı sırası Tablo 8’e göre silan> Al_2O_3 >HF>cojet şeklindedir. Hem lazer hem de yüzey işlemi uygulanmış grupların bağlanma dayanımı sırası da lazer/silan>lazer/ Al_2O_3 >lazer/HF>lazer/cojet şeklindedir.

Test Statistics				
	Cojet-Lazer/ kontrol grubu	Silan-Lazer/ kontrol grubu	HF-Lazer/ kontrol grubu	Al_2O_3 -Lazer/ kontrol grubu
Z	2,366 ^b	2,690 ^b	2,366 ^b	2,366 ^b
p	,180	,190	,180	,180
a. Pozitif sıralama değeri.				
b. Negatif sıralama değeri				

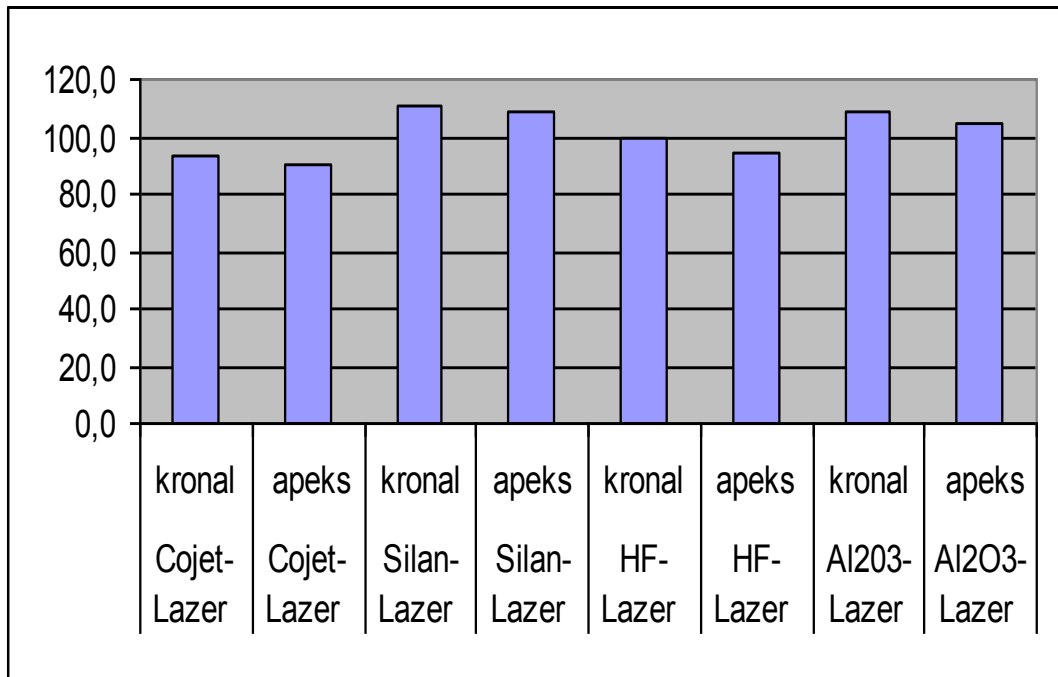
Tablo 10: Lazer ile lazer-yüzey işlemi uygulanmış grupların Wilcoxon Testi ile değerlendirilmesi

Tablo 10’da görüldüğü gibi kontrol grubu ile lazer-yüzey işlemi uygulanmış gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Test Statistics				
	Cojet-Lazer kronal/ Cojet-Lazer apeks	Silan-Lazer kronal/ Silan-Lazer-apeks	HF-Lazer kronal/ HF-Lazer apeks	Al ₂ O ₃ -Lazer kronal/ Al ₂ O ₃ -Lazer apeks
df	2	2	2	2
p	,001	,001	,001	,001

Tablo 11: Kronal ve apeks bölgesinden alınan kesitlerin Freidman Testi ile değerlendirilmesi

Tablo 11’de görüldüğü gibi kronal ve apeks bölgeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0.05$).

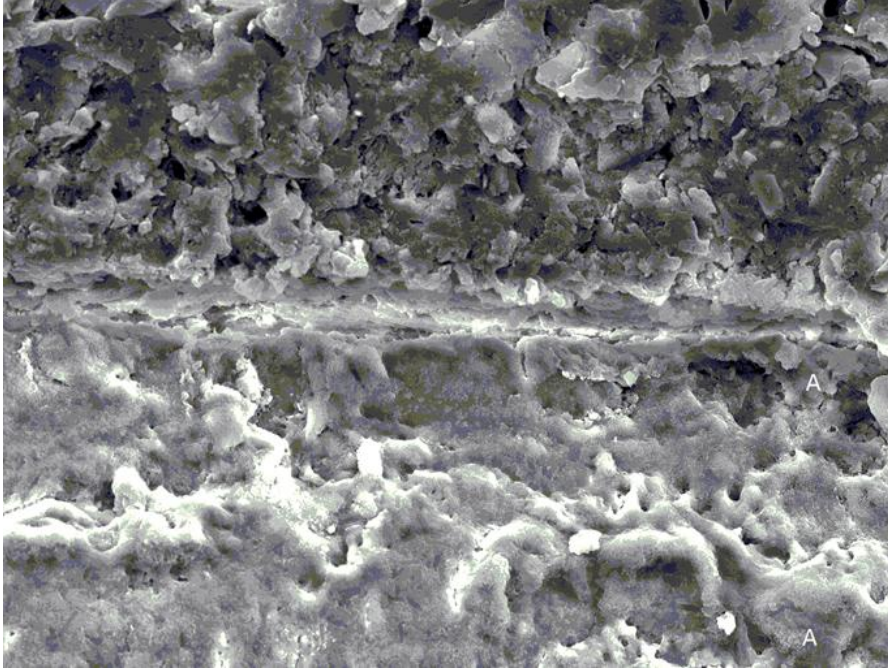


Grafik 2: Kronal ve apeks bölgelerinden alınan kesitlerin push out test değerleri

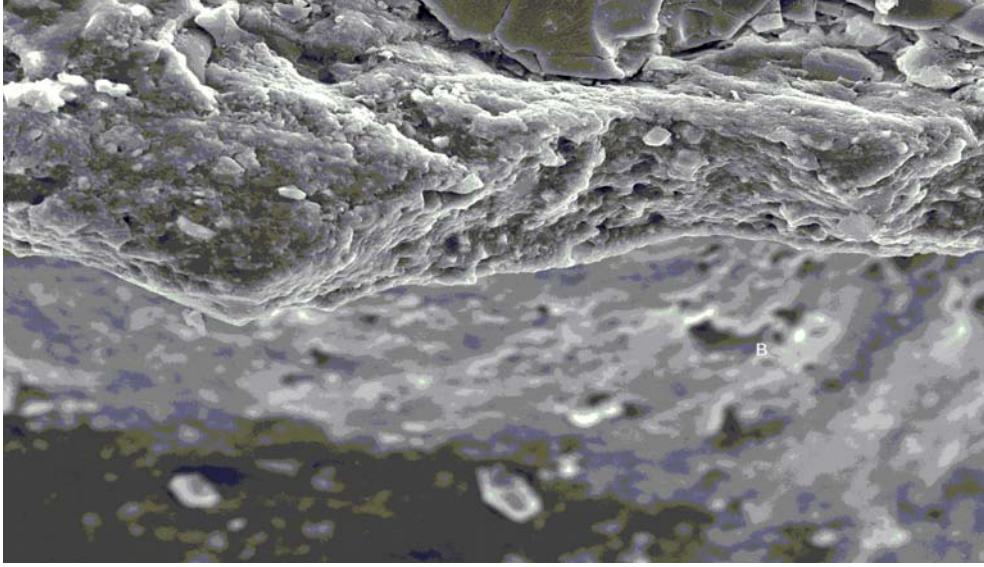
Cojet-Lazer, Silan-Lazer, HF-Lazer, Al₂O₃-Lazer gruplarının kronal ve apeks bölgelerinden alınan kesitlerin push-out testi sonucunda, 4 grupta kronal

bölgenin değerlerinin apeks bölgesine göre yüksek olduğu bulunmuştur (Grafik 2).

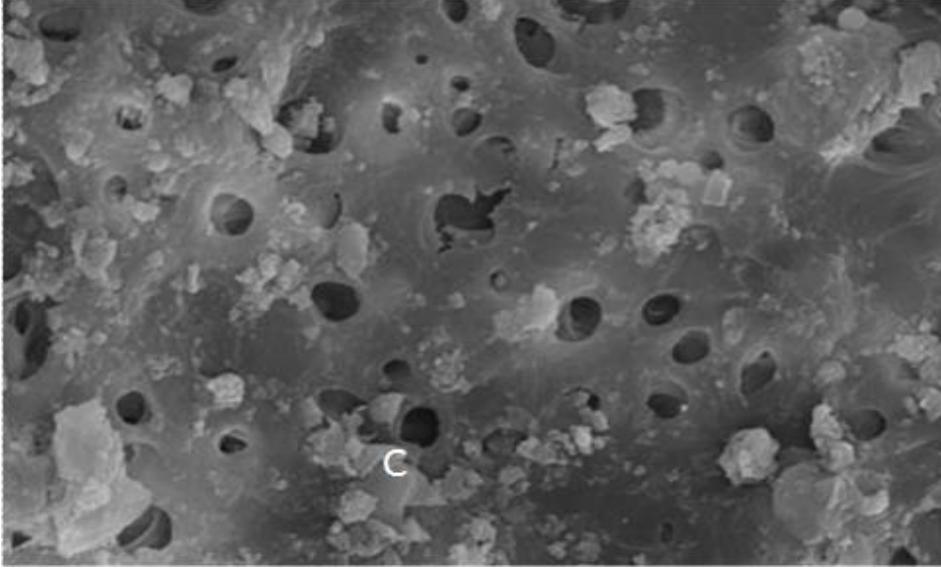
4.1.SEM Bulgularının Değerlendirilmesi



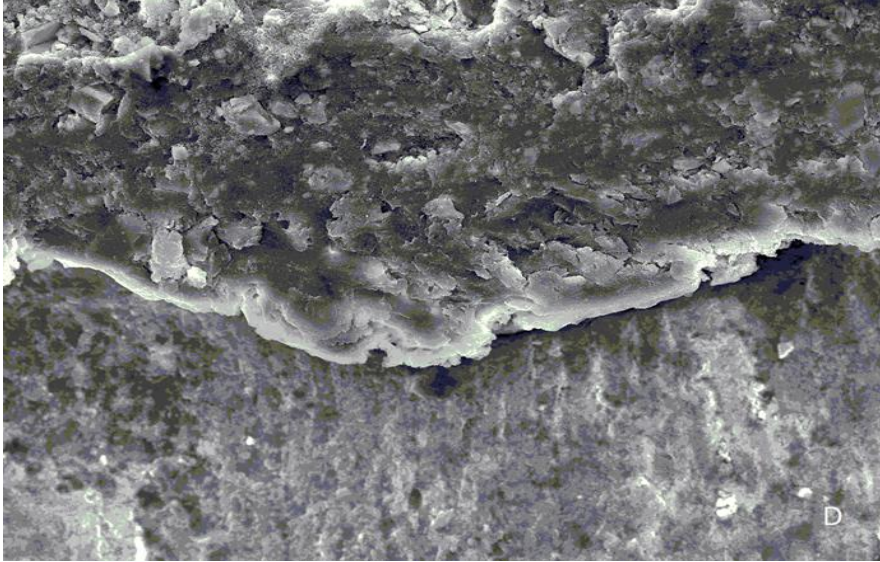
Şekil 3: 5 dakika boyunca mikro fırça yardımıyla HF uygulanan post dentin yüzeyinin SEM görüntüsü



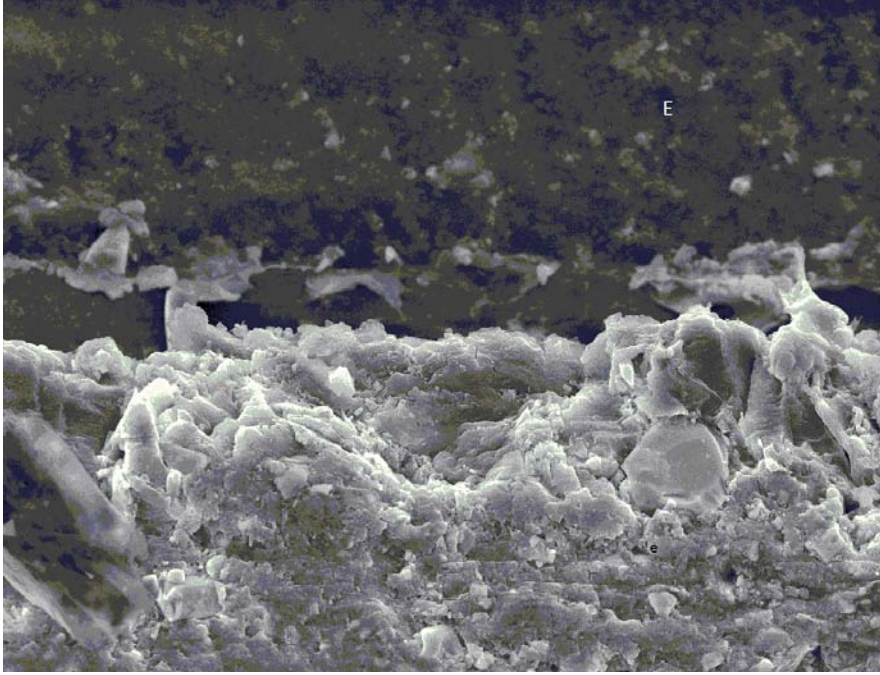
Şekil 4: 20 saniye boyunca 30 µm çapındaki silika ile kaplı olan Al₂O₃ partikülleri (CoJet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) uygulanan post dentin yüzeyinin SEM görüntüsü



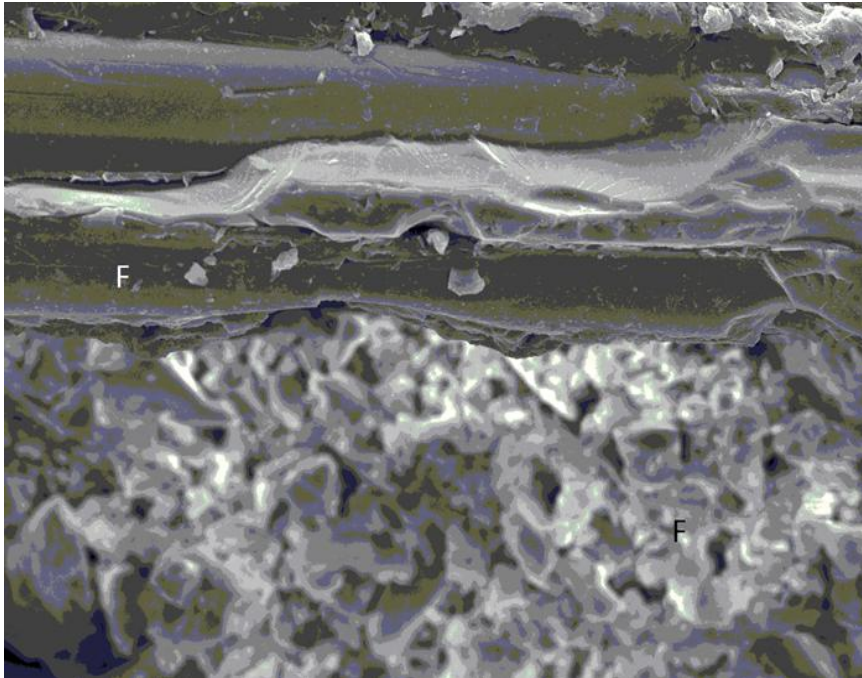
Şekil 5: Er:YAG lazer uygulanan kök dentin yüzeyinin SEM görüntüsü



Şekil 6: 5 dakika silan bağlayıcı ajan uygulanan cam post yüzeyinin SEM görüntüsü



Şekil 7: 15 saniye boyunca 50 µm luk Al₂O₃ partikülleri uygulanan post dentin yüzeyinin SEM ile görüntüsü



Şekil 8: Diş yüzeyine lazer uygulaması, post yüzeyinde herhangi bir işlem yapılmadan alınan Sem görüntüsü

SEM değerlendirmelerinde uygulanan yüzey işlemlerinin fiber postun yüzey morfolojisini çeşitli derecelerde etkilediği görülmektedir. Cam fiber post yüzeylerinde HF asidin cam fiber postların epoksi rezin matrisinin sadece yüzeyel tabakasını etkilediği gözlendi. Uygulanan HF asidin düzgün cam fiber liflerii ortaya çıkardığı gözlendi. Cojet uygulanan örnekte post yüzeyinde minimal pürüzlü yüzeyler oluştuğu gözlendi. Kumlama işlemi sonucunda epoksi rezinin kaldırılması ile yüzeyde açığa çıkan fiber lifleri görülmektedir. Kök kanalı içinde cam fiber post yüzeylerinde homojet bir rezin tabaka gözlendi. Silan uygulanmış örnekte post yüzeyinde silanın belirgin bir değişiklik yapmadığı gözlendi. Cam fiber post yüzeylerine uygulanan Al₂O₃ kumu ile kumlama işleminin fiber post yüzeyinde belirgin değişiklik oluşturduğu görülmektedir. Lazer uygulanmış örneklerde; tübül ağızlarının açıldığı gözlenmektedir. Smear tabakasının tamamen veya kısmen uzaklaştığı ve dentin tübül ağızlarını maskeleyen kollojen liflerin açığa çıktığı görülmektedir. Bazı bölgelerde erime karbonizasyonun mevcut olduğu görülmektedir. Erimiş sahadaki dentin tübüllerinin füzyon sonucunda tıkandığı görülmektedir. Hidroksiapatit matrisin ve kollojen liflerin bozulmadığı görülmektedir.

TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Endodontik tedavi görmüş, aşırı madde kaybına uğramış dişlerin tekrar çiğneme fonksiyonuna katılması, kök kanalı içine yerleştirilen ve yapılacak restorasyonun retansiyonuna yardımcı postlar ile mümkün olmaktadır.

Hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla beraber kullanılan metal ve döküm postlar yerini estetik fiber postlara bırakmıştır. Prefabrik olarak üretilen farklı tiplerde fiber post sistemleri (polietilen fiber postlar, zirkon içeren postlar, cam fiber postlar ve kuartz fiber postlar) mevcuttur. Diğer postlar ile kıyaslandığında cam fiber post farklı bir yere sahiptir. Çünkü rezin siman ve kompozit kor ile kimyasal bir bağlantı oluşturmaktadır. Bu özelliğinden dolayı daha konservatif bir kanal preparasyonu yapılmasını sağlamaktadır (191,192,193). Naumann ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada, cam fiber postun kor yapıyla kimyasal bir bağlantı oluşturarak retansiyonu önemli derecede artırdığı bildirilmiştir (37).

Post deneylerinde üst çene tek köklü kesici dişlerin seçilme sebebi; üst çene kesici dişlerde meziodistal 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 sağlamasıdır. Bizde çalışmamızda bu sebeplerden dolayı üst çene santral kesici dişleri kullandık.

Adeziv rezin simanlar diş ile restorasyon arasında güçlü bir bağlantı oluşturarak yapılan restorasyonun ömrünü uzatmaktadır. Güçlü ve kalıcı rezin bağlantısı, fiber post ile diş arasında yüksek retansiyon sağlamak ve mikrosızıntıyı önlemektedir. Özellikle post ile post boşluğu arasında iyi bir uyum ve uniform siman kalınlığına izin verecek bir aralık olması gerekmektedir. Çünkü yetersiz veya düzensiz post boşluğu hem postun yerleştirilmesi sırasında fazla miktarda basınç oluşmasına, hem de bazı bölgelerde siman miktarına bağlı olarak siman direncinde azalmalara neden olmaktadır (80,92). Çalışmamızda kullanılan prefabrik postların kendi frezlerinin kullanılması ile uniform post boşluğu oluşturulması sağlanmıştır. Simanın kanal içirisine lentülo yardımı ile veya post üzerine sürülerek gönderilebildiği bildirilmiştir (80). Altun'un yaptığı bir araştırmada lentülo ile doldurulan kanallarda, uzun aks boyunca hava boşluğunun gözlenmediği bildirilmiştir. Bunun yanı sıra simanın sond ile kök kanalına uygulandığı yöntemde hem post yüzeyinde hem de kök yüzeyinde hava boşluğu bulunduğunu bildirmiştir (130). Çalışmamızda self adeziv simanın özel endodontik ucuyla siman kanala gönderilmiştir ve klinik ortamı taklit etmesi için 1 dakika süre ile post parmak basıncı altında tutulmuştur (60,66,79).

Ilie ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, geleneksel adeziv simanların mikromekanik özelliklerinin self adezivlere göre daha yüksek olduğu; ancak bu farkın çok az olduğu bildirilmiştir (90). Geleneksel adeziv simanların tutuculuğunun self adezivlerden yüksek olması dentinin asitlenememesine bağlanabilir. Kök kanalları pürüzlendirildiği zaman self adeziv simanların geleneksel adezivlere göre daha iyi ya da aynı retansiyon değerlerini göstermesinin nedeni pürüzlendirmeye rezin simanın mekanik özelliklerinin iyileştirilmesidir. Radovic ve ark. asitleme, kendinden asitli primerler ve kendinden adezivli sistemler ile fiber postların retansiyonlarını incelediğinde aralarında önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir (105). Ancak pratik uygulamalarda kendinden adezivli simanlar önemli oranda zaman tasarrufu

sağlamaktadır. Bizde çalışmamızda buna dayanarak kendinden adezivli bir siman olan Clearfil SA simanı kullandık.

Çalışmamızın amacı yüzey işlemlerinin rezin simanın bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini değerlendirmek olduğu için daha önce yapılan çalışmalara benzer olarak kök kanalları herhangi bir kanal dolgu maddesi ile doldurulmamıştır (10,48). Kök kanal preparasyonları standart genişlikte hazırlandıktan sonra yüzey işlemi uygulanan postlar lazer uygulanan ve uygulanmayan kök kanallarına simante edilmiştir.

Apikal bölgeler, adeziv restoratif sistemlerin fotoaktivasyonu için erişilmesi zor bölgelerdir. Bu amaçla şeffaf ya da açık renkte postlar ışık transferini sağlayarak kanal içerisinde yeterli rezin polimerizasyonuna izin verebilirler. Kalkan ve ark. opak, translusent ve tek yönlü cam fiberler ile yaptıkları çalışmada push-out bağlanma dayanıklılığının opak fiberler ile tek yönlü cam fiberlerde benzer, translusent cam fiberlerde ise en düşük değerlerde olduğunu bildirmişlerdir (74). Bu bilgiler doğrultusunda biz de çalışmamızda bir cam post çeşidi olan snow post sistemini kullanmayı tercih ettik.

Bir çok in vitro çalışmada post-siman-kök arasındaki bağlantı dayanımını etkileyen faktörlerin arasında; postun uzunluğu, dizaynı, çapı, kök kanal dentininin hidrasyonu, post ve kök dentinine uygulanan yüzey işlemleri, kullanılan yapıştırıcı ajan ve dentin tübüllerinin oryantasyonu olduğu bildirilmiştir (10,21,56,60,119).

Rezin simanın fiber post ile sıkı bir bağlantı oluşturabilmesi, mikromekanik bir yüzey kilitlemesine ve postun aktivasyonu ile kimyasal bağlantı oluşturmasına bağlıdır. Son on yıl içinde fiber post ile kompozit materyal arasındaki bağlanmayı artırmak için post yüzeyine yüzey işlemi uygulaması sıkça kullanılan bir yöntem olmuştur. Post yüzeyinde pürüzlü alanlar oluşturup yüzeyi artırarak veya postun kimyasal yapısı değiştirilerek yüksek yüzey ıslanabilirliği elde etmek hedeflenmiştir. Bu bağlantı için post yüzeyine mekanik, kimyasal ve mekanik-kimyasal yöntemler yapılmaktadır (91,96,101,194). Çalışmamızda bu yöntemlerden Al_2O_3 ile kuşlama, asit uygulaması, silan uygulaması ve tribokimyasal silika kaplama (Cojet) yöntemleri uygulanmıştır.

Vano ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, fiber post (kuartz ve karbon) yüzeylerine uygulanan farklı gren boyutlarındaki Al_2O_3 ile kumlama, silikat kaplama (CoJet ve Rocatec Sistem) ve frezle oluk hazırlama gibi mekanik yüzey işlemlerinin, silan bağlayıcı ajan, potasyum permanganat, sodyum etoksit, %10'luk veya %24'lik H_2O_2 ve %9,6'lık HF asitle pürüzlendirme gibi kimyasal ajanlarla yüzey işlemlerinin veya bu uygulamaların kombinasyonlarının adeziv rezinlerin tutuculuğu üzerine etkileri değerlendirilmiştir. Fiber postlarda yüzey hazırlığı olarak Al_2O_3 ile kumlama, silikat kaplama, frezle oluk hazırlama, potasyum permanganat, H_2O_2 ve sodyum etoksit uygulamalarının etkin olduğu belirtilirken, %9,6'lık HF asitle pürüzlendirme ve silan bağlayıcı ajan uygulama işlemlerinin adeziv rezinlerin fiber postlara bağlanma dayanıklılığı üzerine etkili olmadığı bildirilmiştir (126).

Pritviraj ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada, post yüzeyine uygulanan aşındırıcı partiküllerin çalışmada kullanılan bütün post (carbon post, cam post, metal post) sistemlerinin bağlanma dayanıklılığında artmaya neden olduğunu bildirmişlerdir (99). Saores ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, $50 \mu m$ Al_2O_3 kumlama uygulanan cam fiber postların mekanik özelliklerini etkilemediğini; fakat post yüzeyinde istenmeyen değişikliklere neden olduğunu, bununda bağlantı dayanımını azalttığını bildirmişlerdir (108). Sahafi ve ark.'nın yaptığı çalışmada, Al_2O_3 tanecikleri ile kumlamanın ve Cojet sisteminin adeziv rezinler ve postlar arasında bağlanma dayanıklılığını artırmak için etkili bir yöntem olduğu bildirilmiştir (113).

Son yıllarda yapılan çalışmalar, kumlama işlemlerinin fiber post yüzeylerinde herhangi bir olumsuz etki oluşturmadığı ve fiber postların yüzeylerinde güvenle kullanılabileceğini göstermiştir. Konuyla ilgili daha önce yapılan çalışmalar değerlendirilerek çalışmamızda Al_2O_3 ile kumlama işlemi, standart olarak 3 atm basınçta, 10 mm mesafeden 15 sn boyunca uygulanmıştır (124,125,195).

Post yüzeyine silan uygulamanın retansiyona katkısıyla ilgili çok sayıda çalışma vardır. Silan uygulamanın cam fiber post üzerindeki etkisi kanıtlanırsa bile klinik uygulamalarda farklılıklar olabilmektedir. Goracci, silanlanmış cam fiber postun bağlanma dayanımını artırdığını bildirmiştir (110,115). Perdigao ve

ark., fiber post yüzeylerine silan uygulamanın post-siman retansiyonuna etkisinin olmadığını bildirmişlerdir (116). Sahinkesen ve ark. da fiber post yüzeyine silan uygulamış, farklı simanlarla yapıştırmış ve sonuçta silan uygulamanın bağlanma dayanımına etkisinin olmadığını bildirmişlerdir (111,196).

Fiber liflerinin, gömüldüğü rezin matrisle bağlantısını arttırmak için silan bağlayıcı ajan kullanılmaktadır. Dolayısıyla prefabrike cam ve kuartz fiber post yüzeyleri silan bağlayıcı ajan ile kaplıdır. Silan bağlayıcı ajanın post yüzeyine ilave olarak sürülmesinin kor yapı olarak kullanılan kompozit rezinin bağlanma dayanıklılığını arttırdığını iddia eden çalışmaların aksine yapılan bir in vitro çalışmada silan bağlayıcı ajanın çok tabakalı olarak uygulanması ile serbest metakrilat gruplarının sayısının azalmasının, silan bağlayıcının etkisini azaltabileceği ve böylece silan bağlayıcı içinde koheziv başarısızlıklar oluşabileceği belirtilmiştir (26,113,124). Farklı yüzey işlemleri post yüzeyi ile kompozit siman arasındaki bağlanma dayanımını artırmaktadır. Amaral ve ark. yaptıkları çalışmada, silan bağlayıcı ajanın cam fiber yüzeyinde değişiklikler oluşturarak bağlanma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir (104). Yenisey ve ark. ise; silan bağlayıcı ajanın ve HF asidin bağlanma dayanımını arttırmadığını bildirmişlerdir (121). Yapılan son çalışmalarda yüzey işlemlerinden sonra silan uygulaması yapılan gruplarla, tek başına silan uygulaması yapılan gruplara göre daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri elde edilmiştir. Yüzey işlemlerinden sonra epoksi rezin tabakası kaldırılarak silanizasyon işlemi için daha geniş yüzey alanı elde edilmiş olur (54,57). Üretici firma snow postun silanlı olduğunu ve ek bir yüzey işlemine gerek kalmadığını söylemişlerdir. Ancak Kimyai ve ark. yaptığı bir çalışmada, silanlı postların yüzeyine bir kat daha silan uygulanmasının bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir (98). Bizim çalışmamızda da silan bağlayıcı ajan 5 dakika boyunca post yüzeylerine uygulanmış olup en iyi bağlantı dayanımı bu grupta elde edilmiştir.

Monticelli ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, post yüzeyinin asitlenmesinin reaksiyona giren yüzeyin artmasını sağladığı bildirilmiştir (118). Kompozit rezin ve seramikler arasındaki bağlantı mekanizması ile ilgili olarak, HF asit ile asitleme ve silan bağlayıcı ajan uygulaması kompozit rezinin cam seramik materyaline mekanik bağlanma dayanıklılığını arttırabilmektedir. HF asitle

pürüzlendirme, cam matriksi kısmi olarak uzaklaştırır ve mekanik olarak tutucu alanlar oluşturur. HF asit güncel olarak cam fiber postları pürüzlendirmek için önerilmiştir (125). Naves ve ark çalışmalarında, post yüzeyine %4 hidrojen florür (HF), %37 fosforik asit (H_3PO_4) ve %10 hidrojen peroksit (H_2O_2) uygulamışlar ve en yüksek bağlanma dayanımının HF asit uygulanan grupta olduğunu bildirmişlerdir (65). Çalışmamızda %9'luk HF asit kullanılmış olup cojet uygulamasından daha yüksek bağlantı değeri elde edilmiştir.

Sahafi ve ark, çeşitli yüzey işlemleri uygulanmış prefabrike postlara (titanyum alaşımı, para post ve zirkonyum) rezin simanların bağlanma dayanıklılığını diametral çekme testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, 50 μm 'lik Al_2O_3 ile kumlama, %9.6'lık HF asit ile pürüzlendirme, silan bağlayıcı ajan uygulaması, 30 μm SiO_2 (cojet sistemi) ile kumlama ve bu işlemlerin kombinasyonlarının, rezin simanların titanyum alaşım ve zirkonyum prefabrike postlara bağlanma dayanıklılığı üzerine etki ederken para post yüzeyi üzerine herhangi bir etki oluşturmadığını belirtmişlerdir. Tek başına 50 μm 'lik Al_2O_3 ile kumlama işlemi ve Cojet uygulaması arasında da anlamlı fark bulunmamıştır (102). Ancak bizim çalışmamızda Al_2O_3 ile kumlama işlemi ve Cojet uygulaması arasında anlamlı bir fark bulunmuş olup Al_2O_3 ile kumlama işleminin Cojet uygulamasına göre daha yüksek değere sahip olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızdan farklı olmasını kullanılan cam post çeşidine bağlamaktayız.

Çalışmamızda farklı yüzey işlemleri uygulanmış cam fiber postlar kıyaslandığında bağlanma dayanımı sırası, silan> Al_2O_3 >HF>cojet şeklindedir. Bu sonuca bakılarak bağlantı dayanımı için snow post yüzeylerine silan uygulanması önerilebilmektedir.

Son yıllarda adeziv rezin simanların bağlanmalarını sağlayacak uygun dentin yüzeyleri oluşturmak için lazer uygulaması alternatif bir metot olarak kullanılmaktadır. Lazer uygulamalarının, diş dokusunda pürüzlü yüzeyler oluşturduğu ve pürüzlü yapının adeziv restorasyonların bağlantısını artırabileceği belirtilmiştir (178). Kök kanal tedavisinin başarısı, kanal sisteminin şekillendirilmesi, dezenfeksiyonu, irrigasyonu ve sızdırmazlığı gibi bir takım faktörlere bağlıdır. Bu amaçla çok değişik aletler ve yöntemler kullanılmıştır. Yapılan çalışmalar, günümüzde kullanılan kök kanalı temizleme yöntemlerinin

yüzeyde smear tabakası oluşturduğunu bildirmiştir. Ancak son yıllardaki çalışmalar lazer uygulanmış dentin dokusunda demineralize olmadan mikroskobik yüzeylerin oluştuğu ve smear tabakası oluşmadan dentin tübüllerinin açıldığını bildirmiştir (184). Ayrıca lazerlerin, geleneksel yüksek ve düşük devirli motorların yerini alması, ağrı yaratmaması, titreşimi engellemesi, çoğu olguda lokal anestezi gerektirmeden preparasyon yapılabilmesi ve kavite preperasyonu sırasında dezenfeksiyon sağlaması kullanım alanlarını artırmaktadır (161,177). Çalışmamızda bu sebeplerden dolayı kök kanal dentininde uygun bağlantı yüzeyleri oluşturmak için lazer sistemini kullandık.

Nd:YAG ve diode laserlerin kök kanallarında kullanıldıklarında kanallarda bulunan bakterileri termal enerji oluşturarak yok ettikleri bilinmektedir. Bu termal enerji, sert dokuları buharlaştırmaya, karbonizasyon görülmesine, çevre dokularda çatlak ve fissür oluşmasına ve pulpa dokusunda ısı artışına neden olmaktadır. Bunun yanı sıra smear tabakasının kaldırılmasında etkili değildirler. Er:YAG lazerin ise; mine, dentin, sement ve kemik üzerinde güvenli kullanımı olduğu, smear tabakasını etkili bir şekilde ortadan kaldırdığı ve su soğutması altında termal zararları minimize ettiği bildirilmiştir. Ayrıca kronal bölgede kullanılan fiber (pips) uçlar sayesinde apekte perforasyon riskinin de minimize edildiği bildirilmiştir (179,175,181).

Erbiyum grubu lazerlerin ortak özelliği, su, hidroksiapatit ve kollajen tarafından iyi absorbe olmalarıdır. Erbiyum grubu lazerlerin su molekülleri tarafından emilebilirliği CO₂ lazerden 10 kez, Nd:YAG lazerden 20000 kez daha fazladır. Su merkezli mikropatlamalarla dokularda daha etkili olan ablatif lazerlerin sert dokularda kesme etkinliği, termal buharlaşma yoluyla etkili olan lazerlerden daha fazladır (167,174).

Khabbaz ve ark. yaptığı bir çalışmada, Er:YAG lazer uygulanan kök kanal örneklerinin büyük kısmında dentin yüzeylerinde çatlaklara rastladıklarını ve oluşan çatlakların dentin yapısının bütünlüğünü bozması nedeniyle endodontik tedavinin başarısında olumsuz bir etki yaratabileceğini vurgulamışlardır (197). Öte yandan Wigdor ve ark. uygun lazer parametreleriyle birlikte yeterli su spreyi kullanımının bu problemleri çözebileceğini rapor etmişlerdir (146). Paghdwala ve ark. Er:YAG lazer uygulamasının organik

matriksi uzaklaştırdığını, dentinde erime meydana getirerek dentin tübüllerini tıkadığını bildirmişlerdir. Bu sebeple sıvı permeabilitesinde azalma, kontamine kök kanallarında sterilizasyon ve kök rezorpsiyonuna dirençte artış görüldüğünü belirtmişlerdir. Ca, P ve Mg değerlerindeki artışın, dentindeki çözünme direncine olumlu etkisi olabileceğini bildirmişlerdir. Nitekim lazer uygulanan dişlerde çürük direncinin arttığı da bilinmektedir (143). Oliveira ve ark. da Er:YAG ve diod lazerin permeabiliteyi arttırdığını, Nd:YAG lazerin ise azalttığını bildirmişlerdir (184). Çalışmamız da, bu sebeplerden dolayı erbiyum grubu lazerlerden olan Er:YAG lazer kullanılmıştır.

Son zamanlarda Er:YAG lazer yeni dizayn edilmiş 400/12 µm çapında pips uç kullanılarak %5.25'lik sodyum hipoklorit ile 15Hz/20 mj enerji parametresinde kök kanal tedavisinde kullanılmaktadır. Çalışmamızda pips uç üretici firmanın talimatları doğrultusunda 15Hz/40 mj ve 0.6W parametrelerinde kullanılmıştır.

Endodontide lazer kullanımında, literatürde tartışma konusu olan önemli bir sorun lazerin in vivo kullanımında pulpa ve periodontal dokular üzerindeki olası termal etkileridir. Kılınç ve ark. Er:YAG lazerin konvansiyonel yöntemlere göre anlamlı derecede düşük ısı oluşturduğunu bildirmişlerdir (182). George ve ark. yaptığı bir çalışmada, pips uçların su irrigasyonu ile beraber kullanımının sıcaklığı minimize ettiğini ve sadece 2.5 derece arttırdığını bildirmişlerdir (183,198).

Ibarguren ve ark. ile Zadeh ve ark.'nın yaptıkları çalışmalarda, Er:YAG lazerin dokular üzerindeki termal etkisinin anlamlı olmadığını bildirilmiştir (181,199,200). Kimura ve ark. kök kanallarına su spreyi altında 1 dakika süre ile lazer uygulanan örneklerde, kök yüzeyinde 3-6 derece kadar ısı artışı olduğunu bildirmişlerdir (201). Yapılan çalışmalarda pips ucunun 20 sn uygulanmasıyla sıcaklığın 1.2 derece arttığı, 40 sn uygulamayla 1.5 derece arttığı bildirilmiştir (178,179). Kimura ve ark. yaptığı çalışmada kök kanallarına Er:YAG lazer uygulamasının (230 mj, 2Hz, bir dakika, su spreyli) periodontal dokulardaki ısıyı 6 dereceden daha az yükselttiğini bildirmişlerdir. Yine ratlarda yaptıkları bir

çalışmada (34 mj, 2 Hz, 30 sn su spreysiz) uygulanan lazerin periodontal dokularda meydana getirdiği ısının anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Kök kanal hazırlığı sırasında 230 mj enerjiden daha az enerji periodontal dokuların sağlığı için önerilmiştir (201). Yapılan çalışmalarda düşük enerji değerleri kullanılarak lazerin termal zararlarının elimine edilebileceği bildirilmiştir (179,202). Divito ve ark. yaptığı bir çalışmada, 15Hz/1.1W parametrelerinde ve 300 mikron pips uç kullanarak kök yüzeylerine lazer uygulamış; sonuç olarak ciddi termal hasarlar ve yanıklar olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada termal yan etkilerin minimal olması için düşük atım süresi uygulanması gerektiği bildirilmiştir (178).

Çalışmamızda kullandığımız özel pips uç sayesinde kök kanallarını fazlaca genişletip diş dokusunu zayıflatmaya gerek yoktur. Pips ucun bu özelliği sayesinde araştırmacıların istediği diş sert dokularının mümkün olduğunca korunmaya çalışılması yani minimal invaziv yaklaşım gerçekleşmiş olmaktadır. Günümüzde kullanılan fiber uçlar lazer ışınını uç kısımdan yaymaktadır. Bu uç kısımdan yayılan enerji dikey doğrultuda iletilerek bazı bölgelerde enerji yoğunlaşmasına ve o sahalarda termal hasarlara neden olmaktadır (178). Çalışmamızda kullandığımız pips uç lateral yönde lazer enerjisi salınımına izin vermektedir. Lazer enerjisinin lateral yönde iletimini sağlayan esnek uçların kullanıma girmesi ile dentinde daha homojen ve kontrol edilebilir etkiler meydana gelmektedir. Kullandığımız pips ucun bu özelliği sayesinde lazer uygulamasıyla daha zararsız başarılı bağlantının olacağını düşünmekteyiz.

Post ve kök kanal dentini arasındaki bağlanma dayanımının ölçülmesinde pull-out, push-out ve mikrotensile testleri kullanılmaktadır. Mikrotensile testinde bir diştten birden fazla ölçüm yapılmaktadır. Ancak örneklerin hazırlanması sırasında çok sayıda prematür hasar ve uniform olmayan arayüz stresleri oluşmaktadır. (189,193,194). Push-out testinde uygulanan kuvvet, dentin tübüllerine dik olacak şekilde yani klinik olarak kök kanalı içerisinde meydana gelen kuvvetlere benzer uygulandığından geleneksel shear testine göre daha güvenilir sonuçlar vermektedir. Push-out testi kök kanal duvarlarına fiber postların bağlanma dayanımını değerlendirmek için daha geçerli bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Ayrıca bir örneğin farklı bölgelerinden istenildiği

kadar kesit alınabilmektedir. Mikrotensile bağlanma dayanımı testinin incelendiği bir çalışmada, mikrotensile testinin sadece adeziv ile rezin simanın bağlanmasını değerlendirdiği, post-siman-adeziv-dentin bağlantısını değerlendiremediği bildirilmiştir (193). Soares ve ark. postun bağlanma dayanımını mikrotensile ve push-out deneyleri ile karşılaştırdıkları çalışmalarında push-out deneyinin daha homojen stres dağılımı gösterdiğini bildirmişlerdir (194). Bütün bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda örneklerden 1 mm'lik kök kesitleri alarak push-out testini kullandık.

Kök kanal duvarlarındaki debris ve smear tabakasının varlığı bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilemektedir. Dönen ege sistemleri ile genişletilen kök kanallarında ultrasonik uçlarla solüsyonların kanal içinde aktive edilmesinin debris ve smear tabakasını uzaklaştırma yönünden yetersiz kaldığı bilinmektedir. Ultrasonik aktivasyon, özellikle eğimli ve düzensiz kök kanallarında smear ve artıkları uzaklaştırmada etkin değildir. Bu nedenle literatürde lazer uygulamasının smear tabakasını uzaklaştırma etkinlikleri araştırılmıştır.

Takeda ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada Er:YAG lazer uygulanmış örneklerde smear tabakasının hem orta hem de apikal üçlüden uzaklaşmış olduğu belirtilmiştir (170). Kıvanç ve ark. Er:YAG ve Nd:YAG lazerin uygulandığı kök kanal duvarlarındaki debris ve smear tabakası üzerindeki etkinliklerini değerlendirmişler ve lazer uygulanmış grup ile lazer uygulanmamış gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (195). Er:YAG lazerin kök kanal duvarlarındaki smear tabakasının uzaklaştırılmasındaki etkinliğinin değerlendirildiği çalışmada, Er:YAG lazerin uygulandığı örneklerin smear skorlarının kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük olduğu Takeda ve ark. tarafından bildirilmiştir (169). Inamoto ve ark. Er:YAG lazer ile 30 mJ enerji kullanarak prepare ettikleri kök kanallarında smear tabakasının görülmediğini ve kök kanal preparasyonu için etkili bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir (167). Tanboğa ve ark. da Er:YAG lazeri 10Hz/80mJ enerji değerlerinde 200 µm kalınlığında fleksible fiber uç kullanarak 15 sn süre boyunca kök kanallarına uygulamışlar ve lazer uygulanan örneklerin smear skorlarının kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca lazer ekipmanlarının uygun parametrelerde kullanılması ile sağlıklı periodontal

dokulara zarar gelmediği ve kök kanallarındaki ısı artışının 5 dereceden düşük olduğunu bildirmişlerdir (191). Üretici firma talimatlarına göre 15 sn uygulanan lazerin smear tabakasını uzaklaştırmada etkili olduğu önerilmiştir (196,198). Bu bilgiler ışığında bizim çalışmamızda da, örneklere 15 sn lazer uygulandı. Er:YAG lazeri kullanarak smear tabakasının olmadığını ve dentin tübüllerinin açıldığını SEM analizi ile bildiren çalışmalar doğrultusunda bizim çalışmamız sonucunda smear tabakasının etkin bir şekilde uzaklaştırıldığı ve dentinal tübüllerin açıldığı SEM analizi ile görülmüştür.

Alkurt ve ark. yaptığı çalışmada kontrol grubu dışında kanal dentin yüzeyi ve post yüzeyine değişik yüzey işlemleri (%35 H₃PO₄, 50 µm Al₂O₃, NAOCL, EDTA ve Nd:YAG laser) uygulamışlar ve en yüksek bağlanma değerinin kanal yüzeyine lazer uygulanan grupta bulunduğunu bildirmişlerdir (139). Nagase ve ark.'nın kök kanalı üzerine lazerin (Nd:YAG ve Er,Cr:YSGG) etkinliğinin incelendiği bir çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin postun retansiyonunu artırdığını ancak Nd:YAG lazerin retansiyonu azalttığını bildirmişlerdir. Lazer uygulamasının konvansiyonel endodontik tedaviye alternatif olabileceğini de bildirmişlerdir (143). Aoki ve ark. intertubuler dentinin peritubuler dentinden daha fazla su ve mineral ihtiva ettiğini ve bunun sonucunda peritubuler dentinde daha fazla madde kaybı oluşturduğunu belirtmişlerdir. Bu durumun bağlanma alanının artmasına neden olabileceği böylece dentinde Er:YAG lazer uygulanması sonucu adesiv rezinin mekanik retansiyonunun olabileceği ifade edilmiştir (158). Visuril ve ark. lazer uygulanmış dentin dokusunun resin ile bağlanmasının iyi olduğunu ve dentine Er:YAG lazer uygulamasının asit ile pürüzlendirmeye göre daha güçlü bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. SEM analizinde, dentin tübüllerinin lazer uygulamasından sonra açık olduğu görülmüştür. Asit uygulaması sonrası demineralizasyon olurken lazer ile irritasyona uğratılmış dentin yüzeyinde daha fazla oranda mineral olduğu belirlenmiştir. Bu durum, dentine primer adesiv ve kompozit bağlanımının daha fazla olacağını düşündürmüştür (202).

Klinik olarak başarılı bir restorasyon için resin dentin birleşim yüzeyinde tam bir uyum ve yüksek bağlanma dayanımına ihtiyaç vardır. Er:YAG lazerin kök kanal dentinine uygulanmasının bağlanma dayanımını arttırdığını ve gruplar

arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar oluşturduğunu çalışmamızda görmekteyiz ($p<0.05$). Lazer uygulanmış gruplar, lazer uygulanmamış gruplar ile kıyaslandığında lazer uygulanmış gruplar daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Lazer uygulanmış gruplar kendi arasında kıyaslandığında en yüksek bağlanma dayanımı sırası silan-lazer>Al₂O₃-lazer>HF-lazer>cojet-lazer şeklindedir. Kök yüzeyine lazer uygulandığında snow postun tutuculuğunda artış olduğu görülmüştür. Bu durum dentinal tübüllerin açılmasına ve dentin yüzeyinin daha fazla mineral ihtiva etmesine bağlanmaktadır. Bu sonuçlardan yola çıkarak kök yüzeyine lazer uygulamanın alternatif bir seçenek olarak kullanılabileceğini söyleyebiliriz. Ayrıca 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 sağlar.

Er:YAG lazerin tek başına kanal preparasyon etkinliğini değerlendiren Matsuoka ve ark. lazer uygulanan dentinin pürüzlü bir yüzey görünümüne sahip olduğunu bildirmişlerdir (203). Özkır ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, asitle pürüzlendirme ve lazerle pürüzlendirme arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (130). Yapılan çalışmalarda Er:YAG lazer uygulanan grupların bağlanma dayanımının azaldığı; ancak hem lazer hemde asit uygulanan grupların bağlanma dayanımında artış olduğu bildirilmiştir (204,205).

Carvalho ve ark. Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış dentinin bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, Er,Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerde bağlanma dayanımının azaldığı; ancak bond ve etching işleminin beraber yapıldığı örneklerde ise, bağlanma dayanımının arttığı bildirilmiştir (199). Yine Denis ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, kök kanallarına 6W/20Hz parametrelerinde Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış, fiber postun retansiyonunun artıp artmadığına bakılmış ve lazerin postun retansiyonunda etkili olmadığını bildirmişlerdir (134). Insua ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada Er:YAG lazerle prepare edilen diş yüzeylerinin düşük bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir (162). Armengol ve ark.'nın yaptıkları çalışmada

lazer uygulanmış ve uygulanmamış dentin yüzeylerinde istatistiksel olarak hiçbir fark olmadığını bildirilmiştir (166).

Kök kanalına Er:YAG lazerin pips uç ile uygulanması çok az çalışmada araştırılmıştır. Bu çalışmaların sonuçlarının farklı olması kullanılan farklı lazer çeşitlerine, pips uca ve uygulanan parametrik değerlerin değişkenliğine bağlanmaktadır

Çalışmamızda lazer uygulanan grup ile lazer-yüzey işlemi uygulanan gruplar kıyaslandığında istatistiksel bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). İki grup arasında fark olmamasının, Er:YAG lazerin özel pips ucunun dentin yüzeyinde yeterli değişiklik yapmasından ve diğer yüzey işlemlerine gerek kalmamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamız doğrultusunda yüzey işlemi yapmadan sadece kök yüzeyine lazer uygulayarak self adeziv bir simanla postun yapıştırılabileceğini söyleyebiliriz. Bu sonuçlardan yola çıkarak kök yüzeyine uygulanan yüzey işlemi aşamalarının azaldığını ve klinisyene zaman kazandırabileceğini de söyleyebiliriz.

Push-out bağlanma dayanımı testinde farklı bölgelerden istenildiği kadar kesit alınabilmektedir. Çalışmamızda her örnekten kronal ve apeks bölgelerinden olmak üzere 6 farklı kesit alınarak değerlendirme yapılmış ve kronal bölgeden alınan kesitlerin bağlanma dayanımının apeks bölgesinden alınan kesitlerin bağlanma dayanımından yüksek olduğu sonucunu varılmıştır. Calixto ve ark. çalışmalarında, 3 farklı siman ile simante ettikleri postların bağlanma dayanıklılığına bölgelere (apikal, kronal, orta) ayırarak bakmışlar ve çalışmamızla benzer sonucu bildirmişlerdir (168). Post yüzeylerine çeşitli yüzey işlemleri uygulamış ve bölgelere ayırarak postun bağlanma dayanıklılığına bakmış olan Tunçdemir ve ark. da kronal bölgeden alınan kesitin bağlanma dayanımının apeksten alınan kesitin bağlanma dayanımından yüksek olduğunu bildirmişlerdir (207).

Kanal tedavisi yapılan dişlerde Er:YAG lazer kullanılarak kanal dezenfeksiyonu, şekillendirilmesi ve temizlenmesinin yanında çalışmamızda görüldüğü üzere pürüzlendirme işlemi de yapılabilmektedir. Kök dentin yüzeylerinde Er:YAG lazer uygulamasını inceleyen çok fazla literatür

bulunmamaktadır. Bu konuyla ilgili daha fazla araştırmaların yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

- 1) Lazer uygulanmış gruplar ile lazer uygulanmamış gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu görülmüştür. Klinisyenlere cam postları yapıştırmadan önce kök kanalında Er:YAG lazer kullanılması tavsiye edilebilir.
- 2) Lazer uygulanmış grup ile hem lazer hem yüzey işlemleri uygulanmış gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Lazer uygulanması durumunda cam postların self adeziv bir simanla post yüzeyinde yüzey işlemine ihtiyaç duyulmadan yapıştırılabileceğini tavsiye edebiliriz.
- 3) Push-out testi uyguladığımız lazer uygulanmamış örneklerde silan bağlayıcı ajanın uygulandığı yüzey işleminin, retansiyon değerinin en yüksek (133.333) olduğu görülmüştür. Cam post yüzeylerinin self adeziv simanla yapıştırılmadan önce silan uygulanması tavsiye edilebilir.

- 4) Kullanılan özel fiber ucun lazer enerjisini direk bir bölgeye iletmeyip lateral duvarlara iletimi sayesinde pürüzlendirmenin oluştuğunu düşünmekteyiz. Bu özel pips ucun klinikte kullanılabileceğini tavsiye edebiliriz.

KAYNAKLAR

- 1- Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet. Dent. 1994;71:565-7.
- 2- Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? J Endod. 1992; 18:332-5.
- 3- Jacobi R, Shillingburg HT Jr. Pins, dowels, and other retentive devices in posterior teeth. Dent. Clin. North Am. 1993;37:367-90.
- 4- Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. J Am. Dent. Assoc 2005;136:611-9.
- 5- Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA Jr. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. Int Quintessence 1996;27(7):483-91
- 6- Weichman JA, Johnson FM. Laser use in endodontics. A preliminary investigation. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 1971;31(3):416-20.

- 7- Ishikawa I, Aoki A, Watanabe H. Erbium:YAG laser, promising procedure for caries treatment. *Dent. Japan* 1997;33:165-9.
- 8- Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004;30:289-301.
- 9- Strassler HE, Cloutier PC. A new fiber post for esthetic dentistry. *Compend Contin. Educ. Dent.* 2003;24(10):742-4.
- 10- Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent. Mater.* 2002;18(7):495-502.
- 11- Bateman G, Ricketts DNJ, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review of the literature. *J British Dent.* 2003;195:43-8.
- 12- Chan FW, Harcourt JK, Brockhurst PJ. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *J Australian Dent.* 1993;38:39-45.
- 13- Boschian PL, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post endodontic restorations with fiber posts: push out tests and SEM observations. *Dent. Mater.* 2002;18:596-602.
- 14- Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *J Int. Prosthet.* 2005;18:399-404.
- 15- Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil.* 2005;32(6):427-32.
- 16- Ottl P, Lauer HCH, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads, *J Oral Rehabil.* 2002;29:175-183.
- 17- Nicolas C. Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts. *Acta Biomat.* 2009;5:3224-30.
- 18- Cagidiaco MC, Garcia-Godoy F, Vichi A, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Placement of fiber prefabricated or custom made posts affects the 3-year survival of endodontically treated premolars. *J Am. Dent.* 2008;21(3):179-84.
- 19- Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of postcore reconstructed teeth: A review, *Int J Prosthet.* 2001;14:355-63.
- 20- Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003;6:556-62.

- 21- Çuhadaroğlu MI. Kron köprü protezi. Bölüm 16, 3. Baskı, İstanbul, Türkiye.
- 22- Yaman SD, Alaçam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications, *J Endod.* 1998;24:107-11.
- 23- Christensen GJ. Post and cores. *J Am. Assoc. Dent.* 1998;129:96-97.
- 24- Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Int. Quint.* 1999; 6:383-92
- 25- Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth, *J Prosthet. Dent.* 1994;6:565-7.
- 26- Trabert KC, Cooney JP. Endodontically treated tooth restorative concepts and techniques. *Dent Clin. North Am.* 1994;28:923-51.
- 27- Tait CME, Ricketts DNJ, Higgins AJ. Weakened anterior roots intraradicular rehabilitation. *J Br. Dent.* 2005;198:609-17.
- 28- Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual cure resin core material to glass and quartz fiber posts. *J Dent.* 2004;32:443-50.
- 29- Toksavul S, Tornan M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. *J Oral Rehabil.* 2005;32:433-40.
- 30- Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tayf F, Ferrari M. Immediate and 24 hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006;32:1174-7.
- 31- Sirimal S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post and core systems. *J Prosthet. Dent.* 1999;81:262-9.
- 32- Keyf F. Aşırı madde kaybına uğramış dişlerin protetik onarımı: Post-core sistemlerinin retantif özellikleri. *Gazi Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 1992;9:209-221.
- 33- Pest B, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with posts: Push-out test and SEM observations. *Dent. Mater.* 2002;18:596-602.
- 34- Gesi A, Magnolfi S, Goracci C, Ferrari M. Comparison of two techniques for removing fiber posts. *J Endod.* 2003;29:580-2.

- 35- Akan H, Kesim B. Üç farklı post-core sisteminin sıkışma kesme testlerine dayanımlarının in vitro olarak incelenmesi. Cumhuriyet Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2000;3:31-7.
- 36- Bateman G, Ricketts DNJ, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. Br Dent. J 2003;195:43-8.
- 37- Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years—an observational clinical study. J Dent. 2005;33:305-12.
- 38- Naumann M, Sterzenbac G, Alexandra F, Dietrich T. Randomized controlled clinical pilot trial of titanium vs. glass fiber prefabricated posts: preliminary results after up to 3 years. Int J Prosthodont 2007;24:967-77.
- 39- Kıvanç BH. Endodontik tedavili dişlerde post uygulamaları. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2006;2(4):18-23.
- 40- Giovana MG, Osnara MG, Alessandra R, Joao CG, Abraham LC. Regional bond strengths to root canal dentin of fiber posts luted with three cementation systems. J Braz Dent 2011;6:22
- 41- Çökük N. Endodontik tedavili dişlerde estetik post sistemleri. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2009;18;208-216.
- 42- Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. Biomaterials 2002;23:2667-82.
- 43- Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber-posts: push-out tests and SEM observations. Dent. Mater. 2002;18:596-602.
- 44- Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Clinical procedure for luting glass-fiber posts. J Adhes. Dent. 2001;3:353-359.
- 45- Schmage P, Pfeiffer P, Pinto E, Platzer U, Nergiz I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. Oper Dent. 2009;34:93-101.
- 46- Akman M, Akman S, Kalkan M. Endodontik postlarda yenilikler. Selçuk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2006;15:155-60.
- 47- Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. 2011;4:49-56.
- 48- Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C. Efficacy of a self-curing adhesive resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. Int J Prosthodont 2001;14: 543-549.

- 49- Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent. Rest.* 2008;87:1122-26.
- 50- Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Muench A. Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *J Prosthet Dent.* 2007;97:165-172.
- 51- Kececi AD, Ureyen Kaya B, Adanir N. Micro push-out bond strengths of four fiber-reinforced composite post systems and two luting materials. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol Endod.* 2008;105:121-128.
- 52- Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *J Australian Dent.* 2011;56:77-83
- 53- Helvacıoğlu B. Endodontik tedavili dişlerde post uygulamaları. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2006;12:18-23.
- 54- Spazzin AO, Moraes RR, Cecchin D, Farina AP, Carlini-Ju'nior B, Correr-Sobrinho L. Morphological analysis of glass, carbon and glass-carbon fiber posts and bonding to self or dual-cured resin luting agents. *J Appl Oral Sci.* 2009;17:476-480.
- 55- Dikbaş T, Dülger J. Endodontik tedavi görmüş dişlerin güncel post-core sistemleriyle restorasyonlarına genel bakış. *Akademik Dent.* 2003;5:1-9.
- 56- Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Medicina Oral Patologia* 2008;13:214-21.
- 57- Kalkan M, Üşümez A, Öztürk NA, Belli S, Eskitaşçıoğlu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent.* 2006;96:41-46.
- 58- Nagas I, Şüküroğlu E, Canay S. Does the surface treatment affect the bond strength of various fibre-post systems to resin-core materials? *J Dent.* 2011;39:171-9.
- 59- Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post surface conditioning improves interfacial adhesion in post-core restorations. *Dent. Mater.* 2006;22:602-9
- 60- Rocha Gomes Torres C. How much bond strength do we need? *J Contemp Dent. Pract.* 2011;12(4):i.
- 61- Kahnamouei MA, Mohammadi N, Navimipour EJ, Shakerifar M. Push-out bond strength of quartz fibre posts to root canal dentin using total-etch and self adhesive resin cements. *Med. Oral Patol Oral Cir. Bucal.* 2012;17:337-44.

- 62- Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prost. Dent.* 2006;95: 218-23.
- 63- Perdigao J. Dentin bonding, variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent. Mater.* 2010;26:24-37.
- 64- Wang JVJ, Chen YM, Kevin HK, Roger JS, Meng QF, Chen L. Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. *Dent. Mater.* 2008;24:372-7.
- 65- Naves LZ, Santana FR, Castro CG, Valdivia AD, Da Mota AS, Estrela C, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Surface treatment of glass fiber and carbon fiber posts: SEM characterization. *Microsc. Res. Tech.* 2011;74:1088-92.
- 66- Kiremitçi A, Altıncı P. Self-etch sistemlerde güncel gelişmeler: Bölüm 2 Klinik uygulamalarda başarı. *Hacettepe Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2008;32:49-64.
- 67- Şengün A, Yalçın M, Kocabaşoğlu A. Yedinci jenerasyon adeziv sistemlerinin dentine makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2009;3:156-160.
- 68- Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, Sano H, Van Meerbeek B. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2005;84(12):1160-4.
- 69- Ünlü N, Çetin AR, Cebe MA, Gönlüm Özgür. Güncel self etch ve total etch adezivlerin çürükten etkilenmiş dentine bağlanma dayanımları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2010;20:162-9.
- 70- Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997;25:355-72.
- 71- Saroglu Sönmez I, Akbay Oba A. Self-etch bir adezivin süt dişi dentinine makaslama bağlanma direncinin değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş hek Fak Derg.* 2008;32:49-54.
- 72- Eren D, Bektaş Ö. Dental adezivler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2006;9:63-7.
- 73- Jayasooriya PR, Pereira PN, Nikaido T, Tagami J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15:105-113.
- 74- Kalkan M, Üsümez A, Öztürk AN, Belli S, Eskitaşcioğlu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent.* 2006;96:41-6.

75- Hübbezoğlu İ, Hürmüzlü F, Bolayır G. Yeni nesil self etching adeziv sistemlerin rezin-dentin arayüzündeki mikrosızıntılarının karşılaştırılması. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg. 2006;9:26-31.

76- Schwartz RS, Summit JB, Robbins W. Fundamentals of operative dentistry. Quint. Publish Co. 1996;141-86.

77- Giannini M, Carvalho RM, Martins LRM, Dias CTS, Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. J Adhes Dent. 2001;3:315-24.

78- Oliveria SA, Pugach MK, Hilton FJ, Watanabe LG. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. Dent Mater. 2003;19:758-67.

79- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118-32.

80- Burke FJT, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. Am J Dent. 1995; 8: 88-92.

81- Burrow MF, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, Hosoda H. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. J Dent Res. 1994;73:522-528.

82- Ozturk AN, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. Cumhuriyet Üniv Diş hek Fak Derg. 2001;2:128-131.

83- Meerbeek BV, Perdiago J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent. 1998;26:1-20.

84- Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: A literature review. J Prosthet Dent. 1990;63:619-26.

85- Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. J Prosthet Dent. 1999; 81:597-609.

86- Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, DeutschAS. Retention of three endodontic posts cemented with five dental cements. J Prosthet Dent 1998;79:520-525.

87- Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. J Prosthet Dent. 1991;66:777-81.

88- Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. Dent Mater. 2003;19:199-205.

- 89- Korkmaz T, Nalbant D. Değişik simanlarla yapıştırılan hazır seramik postların tutuculuklarının değerlendirilmesi. *Gazi Üniv Diş hek Fak Derg.* 1999; 16:17-21.
- 90- Ilie N, Simon A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clin Oral Invest.* 2012;16:505-12.
- 91- Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent* 2006;8:327–35.
- 92- Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004;92:265–73.
- 93- Schmage P, Çakır F, Nergiz İ, Pfeiffer P. Effect of surface conditioning on the retentive bond strengths of fiber-reinforced composite posts. *J Prosthet Dent* 2009;102:368-77.
- 94- Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil.* 2010;38:295-314.
- 95- Belli R, Pelka M, Petschelt A, Lohbauer U. In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: a CLSM evaluation. *J Dent.* 2009;37:984–93.
- 96- Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont.* 2004;17:357–363.
- 97- Faria E Silva A, Pedrosa Filho C, Menezes M. Effect of relinig on fiber post retention to root canal. *J Appl Oral Sci.* 2009;17:600-4.
- 98- Kimyai S, Mohammadi N, Navimipour EJ, Rikhtegaran S. Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite. *Photomed Laser Surg.* 2010;2:S25-30.
- 99- Prithviraj DR, Soni R, Ramaswamy S, Shruthi DP. Evaluation of the effect of different surface treatments on the retention of posts: a laboratory study. *Indian J Dent Res.* 2010;21:201-6.
- 100- Tuncdemir AR, Yıldırım C, Güller F, Ozcan E, Usumez A. The effect of post surface treatments on the bond strength of fiber posts to root surfaces. *Laser Med Sci.* 2012;25

- 101- Uludamar A, Akalın B, Kulak Ozkan Y. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *J Cumhuriyet Dent.* 2011;14:140-153.
- 102- Sahafı A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface treated posts of titanium alloy, glass fiber and zirconia. *J Adhes Dent.* 2003;5:153-62.
- 103- Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement post interface. *Dent Mater.* 2012;28:287-97.
- 104- Amaral M, Rippe MP, Konzen M, Valandro LF. Adhesion between fiber post and root dentin: evaluation of post surface conditioning for bond strength improvement. *Minerva Stomatol.* 2011;60:279-87.
- 105- Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Cury AH, Coniglio I, Vulicevic ZR. The effect of sandblasting on adhesion of a dual cured resin composite to methacrylic fiber posts: microtensile bond strength and SEM evaluation. *J Dent.* 2007;35:496-502.
- 106- Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater.* 2010;26:17-23.
- 107- Kern M, Thompson VP. Effects of sandblasting and silica coating procedures on pure titanium. *J Dent.* 1994;22:300-6.
- 108- Soares CJ, Santana FR, Pereira JC, Araujo TS, Menezes MS. Influence of airborne particle abrasion on mechanical properties and bond strength of carbon/epoxy and glass/bis-GMA fiber reinforced resin posts. *J Prosthet Dent.* 2008;99:444-54.
- 109- Frankenberger R, Kramer N, Sindel J. Repair strength of etched vs silica coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent.* 2000;25:209-15.
- 110- Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent.* 1993;71:453-61.
- 111- Sahinkesen G, Erdemir U, Oktay E, Sancaklı H. The effect of post surface and luting agents on the push out bond strengths of adhesively inserted fiber reinforced posts. *Int J Adhes.* 2011;31:265-70.
- 112- Bitter K, Noetzel J, Neumann K, Kielbassa AM. Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. *Int Quintessence* 2007;38:121-8.
- 113- Sahafı A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Operative Dent.* 2004;1:60-8
- 114- Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19:725-31.

115- Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri P, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and composite resin cores: Microtensile bond strength with and without post silanization. *Dental Materials* 2005;21:437-44.

116- Perdigao J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dental Materials* 2006;22:752-8.

117- Park SJ, Jin JS. Effect of silane coupling agent on interphase and performance of glass fibers/unsaturated polyester composites. *J Colloid and Interface Science* 2001;242: 174-9.

118- Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *Journal of Endodontics*,2006;32:44-47.

119- Önal B. Restoratif Diş hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *Ege Üniv Diş hek Fak.* 2001;15:47-101.

120- Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post surface conditioning improves interfacial adhesion in post/ core restorations. *Dental Materials* 2006;22:602-609.

121- Yenisey M, Kulunk S. Effects of chemical surface treatments of quartz and glass fiber posts on the retention of a composite resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2008;99:38–45.

122- Purton DG, Chandler NP, Qualtrough AJ. Effect of thermocycling on the retention of glass fiber root canal posts. *Quintessence Int.* 2003;34:366-9.

123- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268-74.

124- Matinlinna JP, Lassila LVJ, Özcan M. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodontics* 2003;90:241-46.

125- Della Bona A, Van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *J Am Dent.* 1998;11:276-80.

126- Vano M, Goracci C, Monticelli F, Tognini Gabriele FM, Ferrari M. The adhesion between fibre posts and composite resin cores: the evaluation of microtensile bond strength following various surface chemical treatments to posts. *J Endod Int.* 2006;39:31-39.

127- Xible AA, Tavares RR, Araujo CRP. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strength of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006;91:356-62.

- 128- Nash R. Crown and veneer preparation using the Er,Cr:USGG waterlase hard and soft tissue laser. *Contemp Esthet. Restor. Pract.* 2002;1:80-6.
- 129- Bala O, Görgül G, Kıvanç BH, Maden M. Kök kanal tedavisinde Nd:YAG lazer kullanımının apikal sızıntı üzerine etkisi. *Gazi Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2002;19:19-22.
- 130- Altun S. Post simantasyonunda farklı üç sistemin karşılaştırılması. *Dicle Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 1991;5:108-11.
- 131- Sun G, Tunér J. Low-level laser therapy in dentistry. *American Academy of Cosmetic Dent.* 2004;48:1061-76.
- 132- Özkır SE, Bilici Ö. Post-core restorasyonları üzerine yapılan kompozit kronlarda iki farklı pürüzlendirme yönteminin mikrosızıntıya etkisi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2010;20:92-9.
- 133- Gupta S, Kumar S. Laser in dentistry- An overview. *Biomater Trends Artif Organs.* 2011;25:119-23.
- 134- Coluzzi DJ. Lasers and soft tissue curettage. *Compendium* 2002;23:1104-11.
- 135- Nair PN, Baltensperger MM, Luder HU, Eyrich GK. Pulpal response to Er:YAG laser drilling of dentine in healthy human third molars. *Lasers Surg Med.* 2003;32:203-9.
- 136- Denis Y, Freitas PM, Morimoto S, Oda M. Influence of laser irradiation on fiber post retention. *Laser Med. Sci.* 2011;26:377-80.
- 137- Stock K, Hibst R. Smart fiber tips for dental laser applications. *Laser Med Application* 2008;23:6-13.
- 138- Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Dent. Clin. North Am.* 2000;44:717-52.
- 139- Alkurt M, Yanıkoğlu N. Kanal dentini ve fiberle güçlendirilmiş kompozit post yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin post dentin bağlantısına etkisinin incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012;22:160-7.
- 140- Patel CKN, Mc Farlane RA, Faust WL. Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N₂-CO₂. *Physiol Rev.* 1964;13:617-9.
- 141- Önal B. Kanal tedavilerinde uygulanabilen üç farklı lazer sistemlerinin in vitro olarak karşılaştırmalı araştırılması. *İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1991;25:181-190.
- 142- Locke M. Clinical applications of dental laser. *Dent Gen.* 2009;57:47-59

- 143- Paghdiwala AF, Vaidyanathan TK, Paghdiwala MF. Evaluation of erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scanning Microsc.* 1993;7(3):989-97.
- 144- Nagase DY, de Freitas PM, Morimoto S, Oda M, Vieira GF. Influence of laser irradiation on fiber post retention. *Lasers Med Sci.* 2011;26(3):377-80.
- 145- Spencer P, Trylovich DJ, Cobb CM. Chemical characterization of lased root surfaces using Fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy. *J Periodontol* 1992;63:633-6.
- 146- Wigdor HA, Walsh JT Jr, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med.* 1995;16:103-33.
- 147- Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *J Int. Dent.* 1990;40:323-32.
- 148- Ishikawa I, Sasaki K, Aoki A, Watanabe H. Effects of Er:YAG laser on periodontal therapy. *J Int Acad Periodontol* 2003; 5: 23-8.
- 149- Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *J Dent. Mater.* 2001;17:340-6.
- 150- Minas NH, Meister J. In vitro investigation of intra-canal dentine-laser beam interaction aspects: I. Evaluation of ablation capability (ablation rate and efficiency). *Lasers Med. Sci.* 2010;25:835-40.
- 151- Turkmen C, Sazak H, Gunday M. Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials. *J Oral Rehabil.* 2006;33:64-9.
- 152- Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?. *J Am Dent Assoc.* 1993;124:57-61.
- 153- Coluzzi DJ. Fundamentals of dental laser science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004;4:751-70.
- 154- Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44:717-52.
- 155- Önal B. Diş sert dokularında lazer kullanımı. *Diş Hek K Derg.* 1993;2:61-64.
- 156- Zhakirov EV, Zhekov VI, Kulevski LA. Stimulated emission from Er³⁺ ions in yttrium aluminum garnet crystals at 2, 94 μ . *J Sov Quantum Electron.* 1975;4:039-40.
- 157- Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc.* 1997;128: 1080-7.

- 158- Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, et.al. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res* 1998; 77:1404-14.
- 159- Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *J Am Dent*. 2006;19:178-186.
- 160- Kıvanç BH, Karadağ S. Er:YAG lazer ve frez ile hazırlanan sınıf V restorasyonların mikrosızıntısının değerlendirilmesi. *Gazi Ünv Diş Hek Fak Derg*. 2006;23:165-8.
- 161- Soares SL, Santo EM, Junior BA, Martin AA. Effects of Er:YAG laser irradiation and manipulation treatments on dentin components, part 2: energy-dispersive x-ray fluorescence. *J Biomed Optics* 2009;14:1083-90.
- 162- Insua MA, Dominguez SL, Rivera GF, Urbano A, Penin S. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG laser treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*. 2000;84:280-8.
- 163- Kotlow L, Divito E, Olivi G. From everyday dentistry to advanced photoacoustic endodontic applications PIPS: ErYAG, Nd:YAG dual wavelength laser. *Laser Dentistry* 2011;3:13-7.
- 164- Shi L, Qinghua L, Qiming P, Mingguang L, Zhenlin Z, Xianzeng Z The ablation threshold of Er:YAG laser and Er,Cr:YSGG laser in dental dentin. *Scientific Research and Essays* 2010;16:2128-35.
- 165- Peters OA, Bardsley S, Fong J, Pandher G, Divito E. Disinfection of Root Canals with Photon-initiated Photoacoustic Streaming. *J Endod*. 2011;37(7):1008-12
- 166- 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(8):543-6.
- 167- Inamoto K, Horiba N, Senda S, Naitoh M, Arijji E, Senda A, Nakamura H. Possibility of root canal preparation by Er:YAG laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*.
- 168- Calixto LR, Bandéca MC, Clavijo V, Andrade MF, Vaz LG, Campos EA. Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. *Oper Dent*. 2012;37:80-6.
- 169- Takeda FH, Harashima T, Eto JN, Kimura Y, Matsumoto K. Effect of Er:YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. 1998;14(6):270-3.

170- Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Comparative study about the removal of smear layer by three types of laser devices. *J Clin Laser Med Surg.* 1998;16(2):117-22.

171- Margolis FS. The Erbium laser: The ‘Star Wars’ of dentistry. *Dent Private* 2009;99:14-22.

172- Hadley J. A laser-powered hydrokinetic system. *J ADA* 2000;131:777-85

173- De Mello ED, Pagnoncelli RM, Munin E, Filho MS, Mello GP, Arisawa EA, Oliveira MG. Comparative histological analysis of bone healing of standardized bone defects performed with the Er:YAG and steel burs. *Laser Med Sci* 2008;23:253-60.

174- RizoIU IM. Effects of an erbium, chromium:yttrium, scandium, gallium,garnet laser on mucocutaneous soft tissues. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 1996;82:386-95.

175- Öznurhan F, Ölmez A. Laser in pediatric dentistry. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Derg.* 2012;15:175-185.

176- Alkurt M, Yanıkoğlu N. Kanal dentini ve fiberle güçlendirilmiş kompozit post yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin post dentin bağlantısına etkisinin incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012;22:160-7.

177- Akisue E, Araki AT, Michelotto CLA, Gavini G, Netto CM. Effect of chemical and Er:YAG laser treatment on bond strength of root canal resin-based sealers. *Laser Med Sci* 2012.

178- DiVito E, Colonna M, Olivi G. The Photoacoustic Efficacy of an Er:YAG Laser with Radial and Stripped Tips on Root Canal Dentin Walls: An SEM Evaluation. *J Laser Dent* 2011;19(1):156–61.

179- Olivi G, Divito E. Photoacoustic Endodontics using PIPS™: experimental background and clinical protocol. *J Laser and and Healty Academy* 2012;1;22-5.

180- Neto RW, Pecora DJ, Palma GR. Thermal effects and morphological aspects of human dentin surface irradiated with different frequencies of Er:YAG laser. *Microscopy Research and Technique* 2012.

181- Cercadillo-Ibarguren I, España-Tost A, Arnabat-Domínguez J, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Histological evaluation of thermal damage produced on soft tissues by by CO2, Er,Cr:YSGG and diode lasers.. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15:912-8.

182- Kilinc E, Roshkind DM, Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC, Siegel SC, Thomas JW. Thermal safety of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers in hard tissue removal. *Photomed Laser Surg.* 2009;27(4):565-70.

183- George R, Walsh LJ. Thermal effects from modified endodontic laser tips used in the apical third of root canals with erbium-doped yttrium aluminium garnet and erbium, chromium-doped yttrium scandium gallium garnet lasers. *Photomed Laser Surg.* 2010;28:161-5.

184- Esteves-Oliveira M, de Guglielmi CA, Ramalho KM, Arana-Chavez VE, de Eduardo CP. Comparison of dentin root canal permeability and morphology after irradiation with Nd:YAG, Er:YAG, and diode lasers. *Lasers Med Sci.* 2010;25(5):755-60.

185- Gutknecht N, Franzen R, Meister J, Vanweersch L, Mir M. Temperature evolution on human teeth root surface after diode laser assisted endodontic treatment. *Lasers Med Sci.* 2005;20(2):99-103.

186- Mazzitelli C, Monticelli F. Evaluation of the push-out bond strength of self-adhesive resin cements to fiber posts. *Int Dentistry Sa.* 2011;11;54-60.

187- Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Mumcu E, Yildiz E, Uslan I. Push-out bond strengths of two fiber post types bonded with different dentin bonding agents. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010;93(2):359-66

188- Shenoy MA, Melo DJD. Evaluation of mechanical properties of unsaturated polyester-guar gum/hydroxypropyl guar gum composites. *Express Polymer Letters* 2007;11: 622–8

189- Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent.* 2007 ;35(11):827-35.

190- Garcia NR, Renzetti ZGA, Schaible BR, Frankenberger R, Lohbauer U. Bond strength of self-adhesive resin cements to deep dentin. *Out Dez RSBO.* 2011;4:431-8.

191- Wang L, Dalpino PHP, Lopes GL, Pereira CJ. Mechanical properties of dental restorative materials: Relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci* 2003;11:162-7.

192- Adanır N, Beli S. Evaluation of Different Post Lengths' Effect on Fracture Resistance of a Glass Fiber Post System. *J Eur Dent.* 2008;2:23–8.

193- 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. *J Eur Oral Sci.* 2004;112:353-61.

194- 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.

195- Kıvanç BH, Ulusoy ÖİA, Görgül G. Effects of Er:YAG laser and Nd:YAG laser treatment on the root canal dentin of human teeth.: a SEM study. *Laser Med Sci* 2008;23:247-52.

196- Tanboğa İ, Eren F, Altınok B, Peker S, Berker GY, Özyöneş G. Kök kanal tedavisinde Er:YAG lazerin smear tabakası üzerine etkisi: SEM çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2011;21:74-81.

197- Khabbaz G, Makropoulou I, Serafetinides A, Papadopoulos D, Papagiakoumou E. Q-switched versus free-running Er:YAG laser efficacy on the root canal walls of human teeth: a SEM study. *J Endod.* 2004;30:585-8.

198- Kokuzawa C, Ebihara A, Watanabe S, Anjo T, Bolortuya G, Saegusa H, Suda H. Shaping of the root canal using Er:YAG laser irradiation. *Photomed Laser Surg.* 2012;30(7):367-73.

199- Carvalho AO, Reis AF, Oliveira MT, de Freitas PC, Aranha AC, Eduardo Cde P, Giannini M. Bond strength of adhesive systems to Er,Cr:YSGG laser-irradiated dentin. *Photomed Laser Surg.* 2011;29(11):747-52.

200- Visuril SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. Shear Strength of Composite Bonded to Er:YAG Laser-prepared Dentin. *J Dent Res* 1996;75:599-605.

201- Lee S, Hsieh T, Lee L, Lan H, Hsu J, Wen H, Lin P. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod.* 2003;73(5):565-70.

202- Kimura Y, Yonaga K, Yokoyama K, Matsuoka E, Sakai K, Matsumoto K. Apical leakage of obturated canals prepared by Er:YAG laser. *J Endod.* 2001;27:567-70.

203- Matsuoka E, Yonaga K, Kinoshita J, Kimura Y, Matsumoto K. Morphological study on the capability of Er:YAG laser irradiation for root canal preparation. *J Clin Laser Med Surg.* 2000; 18: 215-9.

204- Lasmar MF, Reher VG, Lalloo R, Reher P. Enamel demineralization and bracket bond strength when etching with acid and /or Er:YAG laser. *J Aust Dent* 2012 ;57(2):190-5.

205- Zadeh SA, Harsono M, Belikov A, Shatilova KV, Skripnik A, Stark P. The influence of laser textured dentinal surface on bond strength. Dental Mater. 2011;27:1038-44.

206- Zhang S, Chen T, Ge LH. Scanning electron microscopy study of cavity preparation in deciduous teeth using the Er:YAG laser with different powers. Lasers Med Sci. 2012;27:141-4.

207- Tuncdemir AR, Yıldırım C, Güller F, Özcan E, Usumez A. The effect of post surface treatments on the bond strength of fiber posts to root surfaces. Laser Med. Sci 2012.

ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Siverek/Şanlıurfa'da doğdum. 2003 yılında Siverek Anadolu Lisesi'nden mezun olduktan sonra Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde yüksek öğrenime başladım ve 2008 yılında mezun oldum. Aynı yıl Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde doktora programına başladım.