



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**CO₂ ve Nd-YAG LAZER UYGULAMALARININ KÖK KANAL
DOLGU MADDELERİNİN DENTİN BAĞLANTISINA
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Esra DURAN

Samsun

Ekim-2014



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**CO₂ ve Nd-YAG LAZER UYGULAMALARININ KÖK KANAL
DOLGU MADDELERİNİN DENTİN BAĞLANTISINA
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Esra DURAN

Doç. Dr. Uğur İNAN

Samsun

Ekim-2014

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

..... tarafından Yrd. Doç. Dr. /Doç. Dr. /Prof. Dr.
..... Danışmanlığında hazırlanan
..... başlıklı bu çalışma
jürimiz tarafından /.... /..... tarihinde yapılan sınav ile Anabilim
Dalında YÜKSEK LİSANS / DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.... / /.....

(İmza Boşluğu, 2 satır)
Unvanı Adı SOYADI
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŐEKKÖR

Çalıőmanım planlanıp oluőturulmasında sabırla bana yol gōsteren ve hiç bir konuda desteğini esirgemeyen tez danıőmanım Sn. Doç. Dr. Uğur İNAN' a,

Endodonti ile tanıştığım günden itibaren bilgi ve birikimiyle bana rehber olan Sn. Prof Dr. Hikmet AYDEMİR' e,

Olumlu yönlendirmelerini ve katkılarını bizlere her koőulda sunan ve yardımını esirgemeyen Sn. Prof. Dr. Selim ARICI' ya,

Çalıőmalarım esnasında tüm samimiyetiyle vaktini ve emeğini harcıyıp bana yardımcı olan Sn. Doç. Dr. őafak KÖLÖNK' e,

Deneysel safhada elindeki imkan ve ekipmanı tereddütsüz paylaőan ve önemli katkılarda bulunan Sn. Dr. Dt. Veysel BALKAYA' ya,

Çalıőmalarım boyunca bana yardımcı olan baőta Sn. Dr. Dt. Gōzde YÖKSEL olmak üzere, Sn. Yrd. Doç. Dr. Elif KALYONCUOğLU' na,ve tüm bölüm arkadaşlarıma teőekkür ederim.

Maddi ve manevi desteğini her zaman yanımda hissettiğim İbrahim DURAN' a ve aileme sonsuz teőekkür ederim.

ÖZET

CO₂ ve Nd-YAG LAZER UYGULAMALARININ KÖK KANAL DOLGU MADDELERİNİN DENTİN BAĞLANTISINA ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı kök kanal duvarları üzerine uygulanan yüzey işlemlerinin farklı kök kanal dolgu materyallerinin bağlantı dayanımına etkisinin değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot: Bu amaçla, toplam 180 adet çürüksüz, yüzeyinde çatlak ve kırık olmayan çekilmiş insan alt premolar diş kökü kök kanal preperasyonundan sonra eşit sayıda ve rastgele 12 gruba ayrılmıştır; Grup 1(Kontrol): 3ml %5 NaOCl (n=30), Grup 2: 5ml %17 EDTA (n=30), Grup 3: Nd:YAG lazer (1W, 10Hz) (n=30), Grup 4 Nd:YAG lazer (1W, 15Hz) (n=30), Grup 5: CO₂ lazer (1W,50Hz) (n=30), Grup 6: CO₂ lazer (0.5W, 50Hz) (n=30). Daha sonra bütün gruplarda kök kanalları iki farklı kök kanal patı ile doldurulmuş (Güta Perka + AH plus (n=15), Resilon + Epiphany SE (n=15) ve her bir kök yüzeyinden, koronal, orta ve apikali içermek üzere düşük hızda su soğutmalı elmas testere kullanılarak üç adet kesit alınmıştır. Patların adezyon dayanımlarını değerlendirmek için köklerden elde edilen kesitler üzerinde push-out testi yapılmıştır. Sonuçlar Newton olarak kaydedilmiş ve mPA'a çevrilmiştir.

Bulgular: Elde edilen sonuçlara göre, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<,05). En yüksek ortalama değer Nd-YAG 15 Hz- gutta percha + AH plus koronal grubunda elde edilmiştir (4,96 mPa). Nd-YAG lazer grupları CO₂ lazer gruplarından, CO₂ lazer grupları da EDTA grubundan daha yüksek bağlantı değerleri göstermişlerdir. En düşük bağlantı değeri kontrol grubunda izlenmiştir. "Güta Perka + AH Plus" konvansiyonel dolgu sistemi, "Resilon + Epiphany SE" dolgu sistemi ile karşılaştırıldığında bütün yüzey işlemleri ve kesitlerde daha yüksek bağlantı değerleri göstermiştir (p=,00).

Sonuç: Kök kanal yüzey işlemlerinde lazer uygulamalarının konvansiyonel sistemlere alternatif olabileceği düşünülürken, rezin içerikli kanal dolgu patlarının güvenilirliği tartışmalıdır.

Anahtar Kelimeler: lazer; kök kanal dolgusu; yüzey işlemi; itme testi

Esra DURAN-Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, Eylül-2014

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF CO₂ and Nd-YAG LASER APPLICATIONS ON DENTINAL ADHESION OF THE ROOT CANAL SEALERS

Aim: The purpose of the present study is to evaluate the effect of different surface treatments on adhesion strength of different root sealer materials to root canal walls.

Material and Method: For this purpose, a total of 180 extracted human inferior premolar teeth roots without surface cracks and fractures were divided into 12 groups; Group 1(Control): 3ml %5 NaOCl (n=30), Group 2: 5ml %17 EDTA (n=30), Group 3: Nd:YAG laser (1W, 10Hz) (n=30), Group 4: Nd:YAG laser (1W, 15Hz) (n=30), Group 5: CO₂ laser (1W,50Hz) (n=30), Group 6: CO₂ laser (0.5W, 50Hz) (n=30). And then for all groups root canals were filled with two different sealers (gutta percha + AH plus (n=15), Resilon + Epiphany SE (n=15) and total of three sections were taken from one root surface including coronal, middle and apical by using a low-speed water-cooled diamond blade. After these procedures, push-out tests were performed on sections which were obtained from the roots to evaluate the adhesion strength of the sealers. Results recorded as Newton and converted to Mpa.

Results: According to the results, there were statistically significant difference among all groups ($p < 0,05$). The highest median value was observed in Nd-YAG 15 Hz- gutta percha + AH plus coronal group (4,96 mPa). Nd-YAG laser groups exhibited higher adhesion strength than CO₂ laser groups, CO₂ laser groups exhibited higher adhesion strength than EDTA groups. The lowest adhesion values were observed in control groups. "Gutta percha + AH plus" conventional sealer system was superior in all groups when compared to the resin based "Resilon + Epiphany SE" sealer system ($p = 0$)

Conclusion: Although laser applications is thought to be an alternative for root canal surface treatments, the reliability of the root canal sealers containing resin is controversial

Keywords: laser; root canal sealer; surface treatment; push-out test

Esra DURAN-Ph.D Thesis,

Ondokuz Mayıs University, Samsun, September-2014

SİMGELER VE KISALTMALAR

| | |
|---------------|---|
| μm | Mikrometre |
| nm | Nanometre |
| ms | Milisaniye |
| μs | Microsaniye |
| mPa | Megapaskal |
| N | Newton |
| kHz | Kilohertz |
| mJ | Milijoule |
| rpm | Revolutions Per Minute |
| W | Watt |
| J | Joule |
| NaOCl | Sodyum hipoklorit |
| HClO | hipokloroz asit |
| EDTA | Etilen Diamin Tetra Asetik Asit |
| MTAD | Mixture of tetracycline isomer, acid and detergent |
| YAG | Yitriyum alüminyum garnet |
| Nd | Neodymium |
| GaAlAs | Galyum Alüminyum Arsenit |
| Ho | Holmiyum |
| Er | Erbium |
| MASER | Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation |

| | |
|-----------------|---|
| LASER | Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation |
| CO ₂ | Karbondioksit |
| Er,Cr:YSGG | Erbiyum, Kromiyum:Yitriyum Skandiyum Galliyum Garnet |
| He-Ne | Helyum-Neon |
| F | Fahrenhayt |
| UDMA | Üretan dimetakrilat |
| PEGDMA | Polietilen glikol dimetakrilat |
| EBPADMA | etoksilat bisfenol A dimetakrilat |
| BisGMA | Bisphenol-A-glycidilmethacrylate |
| C faktör | Konfigürasyon faktörü |
| SEM | Scanning electron microscop |

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|------|
| ÖZET | iv |
| ABSTRACT | v |
| SİMGELER VE KISALTMALAR..... | vi |
| İÇİNDEKİLER | viii |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1. Smear Tabakası..... | 3 |
| 2.2. . Smear TabakasınıUzaklaştırılması | 5 |
| 2.3. Smear Tabakasının Uzaklaştırılmasında Uygulanan Yöntemler | 5 |
| 2.3.1. Kimyasal Yöntemler | 6 |
| 2.3.1.1. Sodyum Hipoklorit (NaOCl)..... | 6 |
| 2.3.1.2. Şelasyon Ajanları..... | 9 |
| 2.3.1.3. Asitler..... | 10 |
| 2.3.1.4. Tetrasiklinler..... | 10 |
| 2.3.1.5. Diğerleri..... | 11 |
| 2.3.2. Mekanik Yöntemler..... | 11 |
| 2.3.2.1. Sonik ve Ultrasonik Sistemler..... | 11 |
| 2.3.3. Lazer Uygulaması..... | 11 |
| 2.3.3.1. Lazer Fiziği..... | 12 |
| 2.3.3.2. Lazer parametreleri..... | 13 |
| 2.3.3.3. Lazer- doku etkileşimleri..... | 15 |
| 2.3.3.4. Lazerlerin Sınıflandırılması..... | 17 |
| 2.3.3.5. Dış Hekimliğinde Kullanılan Lazerler..... | 18 |
| 2.3.3.6. Lazerlerin endodontide kullanım alanları..... | 22 |
| 2.4. Kök Kanal Dolgu Materyalleri..... | 23 |
| 2.4.1. Ana Kor Materyalleri..... | 25 |
| 2.4.1.1. Güta-Perka..... | 25 |
| 2.4.1.2. Gümüş Konlar..... | 26 |
| 2.4.1.3. Resilon..... | 26 |
| 2.4.2. Kök Kanal Patları..... | 27 |
| 2.4.2.1. Cam İyonomer Esaslı Patlar..... | 29 |

| | |
|---|-----------|
| 2.4.2.2. Çinko Oksit Ojenol Esaslı Patlar..... | 29 |
| 2.4.2.3. Paraformaldehit Esaslı Patlar | 30 |
| 2.4.2.4. Kalsiyum Hidroksit Esaslı Patlar..... | 30 |
| 2.4.2.5. Polimer (Rezin) Esaslı Patlar..... | 31 |
| 2.5. Adezyon | 33 |
| 2.5.1. Kök kanal Dentinine Adezyonu Etkileyen Faktörler..... | 34 |
| 2.6. Kök Dentinine Bağlanma Direnci Değerlendirme Yöntemleri..... | 35 |
| 2.6.1. Tensile (Geleneksel Çekme) Testi..... | 35 |
| 2.6.2. Mikrotensile (Mikrogerilim) Testi..... | 36 |
| 2.6.3 Pull-out (Diametral Çekme) Testi..... | 36 |
| 2.6.4 Push-out (İtme) Testi..... | 36 |
| 3. MATERYAL VE METOT..... | 38 |
| 3.1 Test Örneklerinin Hazırlanması..... | 38 |
| 3.1.1. Çalışmada Kullanılan Diş Örneklerinin Hazırlanması..... | 38 |
| 3.1.2. Kök kanal Preparasyonu..... | 41 |
| 3.1.3 Kök Kanallarının Doldurulması..... | 44 |
| 3.2. İtme Testi İçin Örneklerin Hazırlanması..... | 47 |
| 3.3. Push- Out (İtme) Testi Uygulaması..... | 50 |
| 3.4. Stereomikroskop ile Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi..... | 52 |
| 3.6. Çalışmada Kullanılan Materyaller..... | 53 |
| 4. BULGULAR..... | 55 |
| 5. TARTISMA..... | 64 |
| 6. SONUÇ VE ÖNERİLER..... | 75 |
| 7.KAYNAKLAR..... | 76 |
| ÖZGEÇMİŞ..... | 90 |

1. GİRİŞ

Başarılı bir kök kanal tedavisi; kök kanal sistemi içindeki tüm debrisin temizlenmesine, patojenik mikroorganizmaların eliminasyonuna ve son olarak kanal boşluğunun ağız içindeki bakterilerin periapikal dokuya yayılmasını önleyebilecek sızdırmaz bir şekilde kapatılmasına bağlıdır (Sundqvist ve ark., 1998). Bunu sağlayabilmek için de dolgu materyali kök kanal duvarlarına tam bir adezyon ve adaptasyon sağlamalıdır; çünkü güta perka dentin yüzeyine direkt olarak bağlanmaz (Skinner ve Himel 1987).

Kök kanal tedavisinde göz önünde bulundurulması gereken önemli bir faktör de dentin yüzeyindeki smear tabakasıdır. Smear tabakası dentin parçalarından, vital ve dekompoze organik artıklardan, mikroorganizmalardan ve irrigasyon artıklarından oluşan karmaşık bir yapıdır (Brannstrom ve ark., 1974). Bu tabaka, kök kanal preparasyonundan sonra kaldırılmalıdır; çünkü smear tabakası kök kanalının dezenfeksiyonuna izin vermez, kanal duvarını örten bir tabaka oluşturur ve dentin duvarlarıyla dolgu patı arasındaki teması keser (White ve ark., 1987). Ayrıca smear tabakası kendi kendini kontamine edebilir ve dentin tübüllerinde bakteri varlığını koruyabilir (Torabinejad, 2002) Smear tabakası kanal duvarında 1-2 mikrometrelik yüzeyel zayıf bir bağlantı yapabileceği gibi 40 µmye kadar derinlikte dentin tübüllerinin içine yerleşebilir. (Smear tabakası, dolgu materyaliyle kök kanal duvarları arasındaki bağlantıyı azalttığından dolayı sızdırmaz bir kök kanal dolgusu için negatif bir faktör olarak kabul edilmektedir (White ve ark.,1984; Kennedy ve ark., 1986).

Smear tabakasının kaldırılmasının daha sızdırmaz kanal dolgusu sağlayacağı göz önünde bulundurulmalıdır (Behrend ve ark., 1996; Economides ve ark., 2004). En sık kullanılan kimyasal ajanlar kök kanal irrigasyon solüsyonları olan sodyum hipoklorit (NaOCl) ve etilen diamin tetra asetik asit (EDTA)'tir (Ingle ve Bakland, 2002). NaOCl'in organik dokuları, sabunlaşmış yağları ve nötralize toksik ürünleri çözdüğü ve antimikrobiyal etki sağladığı bildirilmiştir (Spano ve ark., 2002). Buna rağmen EDTA disodyum tuzu kalsiyum iyonu bağlama kapasitesine sahiptir ve dentin demineralizasyonu ve smear tabakasının kaldırılmasını sağlar (Hulsman ve ark., 2003). Rutinde kullanılan kimyasal ajanlara

ek olarak kök kanal tedavisinde lazer gibi diğer teknolojiler de araştırılmaktadır. Geniş alanda özellikleri olan yeni sistem lazerler (Neodymium Yitrium alüminyum garnet, Erbiyum:YAG, Karbondioksit, 810 nanometre diode) görülmektedir ve endodontideki uygulama potansiyelleri araştırılmaktadır. Çalışmalar, lazerlerin smear tabakasını kaldırmada, antibakteriyel etkinlikte ve kanal patının adezyonunda etkili olduğunu göstermiştir (Takeda ve ark. 1999, Berkiten ve ark. 2000, Gutknecht ve ark. 2004, Stabholz ve ark. 2004, Schoop ve ark. 2006).

İdeal bir kanal patı, kor materyali ve dentin duvarı arasında bağlantı sağlayabilmelidir (Jainaen ve ark. 2007) Günümüze kadar endodontide birçok farklı tip kanal patı üretilmiştir. Bunlar: çinkooksit ojenol esaslılar, epoksi-rezin esaslılar, cam iyonomer esaslılar ve kalsiyum hidroksit esaslı patlar olarak sınıflanabilir (Goldberg ve ark. 1995, Pommel ve ark. 2003) Epoksi rezin esaslı patlar uzun yıllardır kullanılmaktadır ve çinkooksit ojenol, cam iyonomer ve kalsiyum hidroksit esaslı patlardan daha yüksek bağlantı sağladıkları gösterilmiştir (Wennberg ve Orstavik 1990, Lee ve ark. 2002, Tagger ve ark. 2002). Başka bir metakrilat rezin esaslı pat ise Resilon sistemdir. Resilon sistem patın hem kor materyaline hem kanal duvarına bağlanabildiği monoblok formu oluşturduğu iddia edilir ve self-etching primer, pat ve polikaprolakton kor materyali içerir (Shipper ve ark. 2004)

Kök kanal patının adezyonu, kök kanal duvarlarına yapışma ve gutta perka konuları birbirine ve dentine birleştirme kapasitesi ile açıklanır (Sousa-Neto ve ark. 2005). Bu özellik tedavinin başarısını, kullanılan patın tipine bağlı olarak etkileyebilir.

Bu çalışmada da, farklı yüzey işlemlerinin (CO₂ , Nd-YAG, EDTA, NaOCl) farklı kök kanal dolgu sistemlerinin (Güta perka + AH Plus Resilon + Epiphany SE) bağlantı dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır ve patların adezyon dayanımlarını değerlendirmek için köklerden elde edilen kesitler üzerinde push-out (itme) testi yapılmıştır. Çalışmanın hipotezi, farklı kök yüzey işlemlerinin kök kanal dolgu patlarının dentin yüzeyine adezyonunu etkileyeceğidir.

2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisinin amacı, dişin dental arkta fonksiyon görebilmesi için periapikal doku iyileşmesine olanak verecek bir ortam hazırlamaktır. Endodontik tedavi ile hastalıklı pulpanın lezyonel tedavisinin yanı sıra periodonsiyumun koruyucu tedavisi gerçekleştirilmiş olur ve böylece diş dokusu doğal bir implant olarak fonksiyon görmeye devam eder (Hansen ve ark., 1990; Cohen ve Burns, 1987; Stock ve ark., 1997; Johnson 2002). Kök kanal tedavisinin başarısı ise, dikkatli kemomekanik temizleme ve şekillendirme sonrasında kök kanalı boyunca var olan bakteri, bakteri ürünleri ve doku sıvılarının hareketini engellemek amacıyla stabil ve toksik olmayan bir materyal ile kök kanal boşluğunun üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulmasına bağlıdır (Sundqvist ve ark., 1998; Depraet ve ark., 2005). Morse ve arkadaşlarının (1983) yaptığı bir araştırmada kök kanal tedavili dişlerin, başarı ve başarısızlık oranları değerlendirilmiş ve tedavi başarısızlıklarının %58'inin tam olmayan tıkamadan kaynaklandığı bildirilmiştir. Bu çalışmadan sonra kanal boşluğunun doldurulması için gerekli materyal ve tekniklerin geliştirilmesine ilgi artmıştır.

Kemomekanik işlemler sırasında dentin duvarları yüzeyinde smear tabakası oluştuğu (Ruddle, 2002), bu tabakanın varlığının da temizleme ve şekillendirme yapılan kök kanal sistemi ve dentin tübülleri içerisine medikasyon ajanlarının yayılmasını ve kanal yüzeylerine dolgu materyallerinin adaptasyonunu önlediği bildirilmiştir (Torabinejad ve ark., 2002).

2.1. Smear Tabakası

Endodontik tedavide smear tabakası ilk olarak McComb ve Smith (1975) tarafından tanımlanmıştır. Kanalların preparasyonu sonrasında smear tabakasının kanal duvarlarının yüzeyini örttüğü yıllardır bilinmektedir. Smear tabakanın oluşumu fizikokimyasal bir olaydır. Diş yapılarındaki kesim, eğeleme ve aşındırma işlemleri yüzeyde parçalanmış organik veya inorganik elemanların birleşiminden smear tabakası meydana gelmektedir (Ingle ve Bakland, 2002). Bu tabaka, kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi sırasında oluşan ve dentin talaşlarını

içeren inorganik yapılar, mikroorganizmalar, kan hücreleri, koagüle olmuş proteinler, canlı ve nekrotik pulpa dokusu artıkları, odontoblast hücrelerini içeren organik yapılardan oluşur (Jodaikin ve Austin, 1981; Mader ve ark., 1984).

Smear tabakası yüzeyel smear tabakası ve dentin kanalcıklarına giren derin smear tabakası olmak üzere iki bölümlüdür (Alaçam, 2000). Yüzeyel tabaka; 1-5µm kalınlıkta bir tabakadır, yüzeye güçsüzce bağlanır ve kolay uzaklaştırılır. Derin tabaka ise; 6-40µm derinliğinde dentin tübüllerinin içine girer ve dentine kuvvetli şekilde bağlanır (Mader ve ark., 1984).

Dentin kesildiğinde dentin duvarlarının yüzeyi üzerinde sıklıkla çamurumsu bir tabakanın oluştuğu tarama elektron mikroskobu (SEM) çalışmalarında tespit edilmiştir (Boyde ve Knight, 1970; Moodnik ve ark., 1976; Mader ve ark., 1984; Torabinejad ve ark., 2002). Smear tabakası SEM altında incelendiğinde amorf, irregüler ve granüler şekilde görülmektedir (Şen ve ark., 1995). Prati ve arkadaşları (1994) yaptıkları SEM çalışmasında granüler bir yapıda gördükleri smear tabakasının ağaç kabuğu görünümünde olduğunu bildirmişlerdir.

Smear tabakasının, tübüler birikimin, frezlerin ve endodontik enstrümanların hareketinden dolayı oluştuğu ileri sürülmektedir. Dolayısıyla smear tabakası, şekillendirilmemiş kanallarda görülmemektedir (Goldman ve ark., 1981; Mader ve ark., 1984). Kök kanallarında oluşan smear tabakasının kalınlığı ve içeriğinin; dentinin ıslak ya da kuru kesilmesine, kullanılan eğenin şekline, eğeleme tekniğine, yıkama solüsyonunun türüne ve uygulama şekline gibi birçok faktöre bağlı olduğu bildirilmiştir. (Gilboe ve ark., 1980). Tungsten karbid frez veya elmas frezler kullanılarak açılan kavitelere dentin artıklarından meydana gelen bir smear tabakası oluştuğu ve dentin geçirgenliğinin bu smear tabakası varlığında %35 oranında azaldığı gözlenmiştir. (Dippel ve ark., 1984). Pashley ve arkadaşları (1988) kesilen veya aşındırma yapılan dentin yüzeylerinde oluşan smear tabakasının doğal bir kavite taban maddesi gibi dentin tübüllerinde tıkama yaptığını ve bu durumun dentin geçirgenliğinde büyük oranda azalma meydana getirdiğini rapor etmişlerdir. Czonstkowsky ve arkadaşları (1990) tarafından yapılan bir çalışmada, motorlu aletlere takılarak kullanılan Gates-Glidden frezler veya post boşluğu hazırlanması sırasında kullanılan frezlerin oluşturduğu smear tabakasının

miktarının el ile yapılan temizleme ve şekillendirme sonucu oluşan smear tabakasına oranla daha fazla olduğu belirtilmiştir.

2.2. Smear Tabakasının Uzaklaştırılması

Smear tabakasının avantaj ve dezavantajlarının yanı sıra kök kanalından uzaklaştırılıp uzaklaştırılmaması üzerine de bir fikir birliği kurulamamıştır. Bazı araştırmacılar, smear tabakasının, bakteri metabolitlerine karşı bir engel görevi gördüğü ve dentin tübülleri içine bakteri invazyonunu önlediği için kaldırılmaması gerektiği görüşünü savunurlarken (Vojinovic ve ark., 1973; Michelich ve ark., 1980); bazı araştırmacılar ise bakterilerin üremesi için ortam oluşturması, dentin tübülleri bakterinin geçişine izin vermesi ve uygulanan irrigasyon solüsyonlarının etkinliğini azaltması nedeniyle kaldırılması gerektiğini savunmuşlardır (McComb ve Smith, 1975; Moodnik ve ark.,1976; Mader ve ark., 1984; Bystrom ve ark., 1985; Perez ve ark., 1993; Takeda ve ark., 1998a). Ayrıca kök kanal duvarındaki smear tabakası, patların adezyonu ve penetrasyonuna engel oluşturan bir fiziksel bariyer meydana getirmektedir (Walton ve Rivera, 2002). Smear tabakası varlığında dentin tübüllerinin girişinin tıklandığı, kök kanalına uygulanan irrigasyon ajanları ve dentin tübüllerinin içinde bulunan mikroorganizmalar arasındaki temasın önlendiği ve böylece irrigasyon ajanlarının etkinliğinin azaldığı rapor edilmiştir (Perez ve ark., 1993).

White ve arkadaşları (1984, 1987), smear tabakası varlığında kök kanal dolgu materyallerinin dentin tübülleri girişinin önlendiğini SEM cihazı kullanarak göstermişlerdir. Smear tabakasının kök kanal dolgu maddesi ile dentin duvarı arasında sızıntıya sebep olacağından mutlaka kaldırılması gerektiği bildirilmiştir (Kennedy ve ark., 1986) Smear tabakası uzaklaştırıldığında, kök kanal dolgu materyallerinin dentin tübülleri ve yan kanallar içine daha iyi penetre olacağı belirtilmiştir (Guitierrez ve ark., 1990; Lloyd ve ark., 1995).

2.3. Smear Tabakasının Uzaklaştırılmasında Uygulanan Yöntemler

Smear tabakası kimyasal, mekanik yöntemler veya lazer kullanılarak uzaklaştırılabilir (Torabinejad ve ark., 2002).

1. Kimyasal Yöntemler

Sodyum hipoklorit (NaOCl)

Şelasyon ajanları

-Sıvı şelatörler

-Visköz şelatörler

Asitler

Tetrasiklinler

Diğerleri (“Oksin türevleri”, “klorheksidin glukonat”, “Mixture of tetracycline isomer, acid and detergent (MTAD).”

2. Mekanik yöntemler

Sonik sistemler

Ultrasonik sistemler

3. Lazer uygulaması

2.3.1. Kimyasal Yöntemler

Kök kanallarından smear tabakasının uzaklaştırılması için yıkama solüsyonlarının kimyasal etkinliğinden yararlanır. Bu solüsyonların temel kullanım amacı kanal aletlerinin kesici etkinliğini artırmak ve debris uzaklaştırmaktır. Bunu gerçekleştirmek için ise günümüzde NaOCl, şelasyon ajanları, organik asitler veya bu materyallerin birlikte kullanımından yararlanılmaktadır (Ingle ve Bakland, 2002)

Kök kanal tedavisinde kullanılan bu irrigasyon solüsyonlarının organik ve inorganik dokulara kimyasal etkileri farklı olduğu gibi, kullanılan yıkama solüsyonunun miktarı, sıcaklığı, tipi, dentinle temas süresi, yüzey gerilimi ve tazeliğinin yanı sıra kullanılan irrigasyon iğnesinin penetrasyon miktarı, tip ve büyüklüğü smear tabakasının kaldırılmasında önemli etkiye sahiptir (Ingle ve Bakland, 2002; Cunningham ve Balekjian, 1980).

2.3.1.1. Sodyum Hipoklorit (NaOCl)

Organik artıklara karşı iyi çözücü etki göstermesi, antiseptik olması, düşük yüzey gerilimi ile dentin duvarlarına kolayca diffüze olabilmesi ve kolay bulunup

ucuz olması nedeniyle en çok tercih edilen irrigasyon solüsyonudur (Alaçam, 2000).

NaOCl, seyreltilmiş kostik sodanın sıvı veya gaz halinde bulunan klorinle reaksiyona girmesi sonucu oluşan yeşilimsi bir sıvıdır. %1'lik NaOCl'nin %1'lik sodyum bikarbonata seyreltilmesi ile elde edilen ve "Dakin solüsyonu" olarak adlandırılan ilk orijinal %5'lik NaOCl Birinci Dünya Savaşında yaraların dezenfeksiyonunda kullanılmıştır (Alaçam, 2000).

Alkali bir solüsyon olan NaOCl'in genellikle tedavi amacıyla kullanılan ticari formlarının pH'sı 10-12 civarındadır. Aynı zamanda bu pH değeri solüsyonun kimyasal olarak daha stabil olmasını sağlar (Sassone ve ark., 2003). Endodontide genel olarak % 0,5 ile % 5,25 arası değişen konsantrasyonları tercih edilmektedir. Bazı çalışmalarda %0,5 ile %5 arasında fark bulunmadığı söylenirken (Pashley ve ark., 1985; Byström ve Sundqvist, 1985), bazı çalışmalar ise NaOCl'in sulandırıldığında etkisinin belirgin olarak azaldığını belirtmektedir (Şen ve ark., 1999; Squeira ve ark., 2000). NaOCl'in konsantrasyonu ile toksisitesi doğru orantılıdır. Yarar-zarar oranının çok iyi değerlendirilmesi, maksimum antimikrobiyel etki minimum toksisite kombinasyonunun göz önünde bulundurulması önerilmektedir. Bu nedenle periapikal dokulara zarar vermeden antibakteriyel etkinliğin sürdüğü ve klinik kullanım için en emin konsantrasyonun % 5,25 olduğu bildirilmiştir (Gomes ve ark., 2001).

NaOCl'ye su ilave edildiğinde meydana gelen hipokloroz asit (HClO), aktif klor içeren güçlü bir okside edici ajandır. Ortaya çıkan aktif klor, bakteri hücreesindeki önemli enzimlerin sülfidril gruplarında geri dönüşümsüz oksidasyona neden olarak hücrenin metabolik fonksiyonlarını bozmaktadır (Gomes ve ark., 2001; Siqueira ve ark., 2000; Heling ve Chandler, 1998). Antibakteriyel etkinlik sağlayan aktif klor konsantrasyonu, zamana ve NaOCl'nin sulandırılmasına bağlı olarak azalmakta ve ısıtma sonucu materyalin yapısındaki suyun buharlaşmasından dolayı ısıtılma süresi ile doğru orantılı olarak bu etkinlik artmaktadır (Gomes ve ark., 2001). Isı ve pH gibi faktörleri sabit tutarak NaOCl konsantrasyonu arttırılırsa antibakteriyel etkinlik de artacaktır (Siqueira ve ark., 2000).

NaOCl'nin dentin organik yapısını çözdüğü, dentin geçirgenliğini önemli oranda artırdığı bildirilmiştir (Barbosa ve ark., 1994). Ancak materyalin dar ve yan kanalların yıkanmasında yetersiz olması (Ram, 1997), yüksek konsantrasyonlarda kullanıldığında periapikal dokularda toksik etki göstermesi, kötü tat ve kokusunun olması, enfekte kök kanallarındaki bakterileri tamamen yok edememesi gibi dezavantajlara sahip olduğu rapor edilmiştir (Gordon ve ark., 1981).

NaOCl'nin doku çözücü etkisinin; solüsyonun konsantrasyonuna, pH'sına, hacmine, ısısına, sürekli yenilenmesine, ultrasonik kullanarak solüsyona mekanik titreşimlerin uygulanmasına, organik doku miktarına ve yüzey alanına, doku tipine ve dokuların solüsyona maruz kalma süresine bağlı olduğu gösterilmiştir (Gordon ve ark., 1981). NaOCl'nin dentin tübüllerinin geçirgenliğini artırarak kanal içinde kullanılan maddelerin difüzyonunu kolaylaştırdığı, şelasyon ajanlarıyla birlikte kullanıldığında ise bu maddelerin etkinliklerini arttırdığı bildirilmiştir (Ruddle, 2002).

NaOCl'nin güçlü bir organik doku eritici olduğu ve kanal preparasyonu sırasında ortaya çıkan debrisı uzaklaştırabildiği halde, egeleme sonucu kanal duvarlarında oluşan smear tabakasını kaldıramadığı belirtilmektedir (Orstavik ve Haapsalo, 1990). Lester ve Boyde (1997) smear tabakasını, yer değiştirmiş inorganik dentin içinde bulunan organik materyal olarak tanımlamış ve %5'lik NaOCl'de 3 gün bekletmenin bile smear tabakasını kaldırmaya yetmeyeceğini belirtmiştir.

Smear tabakasının kaldırılmasında Etilen Diamin Tetra Asetik Asit (EDTA) ve NaOCl'nin birlikte kullanılabilceği belirtilmiştir (Baumgartner ve ark., 1987). Smear tabakasının organik ve inorganik bileşenlerinin etkili bir şekilde uzaklaştırılabilmesi için şelatör solüsyonların kullanımı sonrası NaOCl kullanımı tavsiye edilmektedir. NaOCl' in bir şelasyon ajanı olmamasına rağmen, solüsyonun konsantrasyonuna bağlı olarak yüzeysel kök dentinindeki kalsiyum-fosfat oranını ve sertliğini azalttığı belirtilmektedir (Arı ve ark, 2004).

2.3.1.2. Şelasyon Ajanları

Piyasada çeşitli markalarda sıvı veya visköz şelasyon ajanları bulunmaktadır. “EDTA” (%15-20), “File Care EDTA” (VDW Antaeos, Münih, Almanya), “REDTA” (Roth int., Chicago, IL., ABD), “EDTAC”, “EDTA-T”, “Soluset” (Endo Technic Co., Fransa), “EGTA” (Sigma, St. Louis, MO, ABD), “CDTA”, “Largal Ultra” (Septodont, Paris, Fransa), “Salvisol” (Ravens Konstanz, Almanya), “Tublicid Plus” (Dental Therapeutics, Nacka, İsveç), “Calcinase” (Lege artis, Dettenhausen, Almanya), “Decal” (Veikko Auer, Helsinki, Finlandiya) sıvı şelatörlerdir.

“Calsinase slide” (Lege artis, Dettenhausen, Almanya), “RC-Prep” (Premier Dental, Philedelphia, ABD), “Glyde File”, “FileCareEDTA-visköz” (VDW Antaeos, Münih, Almanya), “File EZE” (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) ise visköz şelatörlerdir.

EDTA solüsyonu uzun yıllardır kullanımı önerilen en önemli şelasyon ajanıdır. Saf haldeki EDTA çözünmez, kokusuz, kristal yapıda beyaz bir tozdur. Yeterli miktarda tamponlanarak hazırlanan %15, %17, %20’lik konsantrasyonlarda sitotoksik ve iritan özelliklerin azaldığı ve yeterli dezenfektan etki gösterdiği bildirilmiştir (Goldman ve ark., 1981).

Genellikle EDTA solüsyonunun %17’lik konsantrasyona kullanımı önerilmektedir. %17’lik EDTA solüsyonu ile yapılan irrigasyonun, kök kanal duvarlarını iyi temizlediği ve smear tabakasını etkin şekilde uzaklaştırdığı bildirilmiştir (McComb ve Smith, 1975). EDTA yardımıyla smear tabakası uzaklaştırıldıktan sonra dentin geçirgenliğinde artış ve kök kanal duvarı ile kök kanal dolgusu arasında mikrosızıntıda azalma meydana gelmektedir (Brannström, 1974). EDTA yüksek konsantrasyonda kullanıldığında 50µm kalınlığında kök kanal duvarını dekalsifiye edebilmektedir. Kök kanal yüzeyine EDTA’nın sıvı formu uygulandığında 1 dakikadan daha kısa sürede smear tabakası uzaklaştırılmaktadır. EDTA solüsyonunun etkisinin devam edebilmesi için yavaş ve uzun süreli irrigasyon yapılmalıdır. EDTA solüsyonuna, 50µm kalınlığındaki kök kanal

duvarını dekalsifiye edebilecek yeterli süre verildiğinde, saç kılı kalınlığındaki bir kanalı açabilme özelliğine sahiptir (Goldberg ve Spielberg, 1982).

EDTA solüsyonu NaOCl ile birlikte kullanıldığında şelayon özelliğinin inaktive olduğu, ancak dezenfeksiyon etkisinin arttığı belirtilmektedir (Goldberg ve Spielberg, 1982). Bazı araştırmacılar NaOCl'nin tek başına kullanımının smear tabakasının tamamını uzaklaştırmadığını göstermişlerdir (Goldman ve ark. 1981, Berg ve ark., 1986).

2.3.1.3. Asitler

Smear tabakasının uzaklaştırılmasında “fosforik asit” (%35-40), “sitrik asit” (%10-50), “laktik asit”, “tannik asit” ve “poliakrilik asit” gibi asitlerin kullanılabilceği bildirilmiştir (Wayman ve ark., 1979). Sitrik asi bu asitler içerisinde en fazla kullanılandır. Loel (1975) kök kanallarının şekillendirilmesi sonrası kanalların %50'lik sitrik asit solüsyonu ile yıkandığında rezin esaslı kök kanal dolgu materyalleri ve güta perkanın dentin tübüllerine daha iyi adapte olduğunu bildirmiştir. Smear tabakasını uzaklaştırmak için %10'luk sitrik asit ve ardından %2,5'luk NaOCl kullanımının daha etkili olduğunu bildirilmiştir (Scelza ve ark., 2004)

2.3.1.4. Tetrasiklinler

Tetrasiklin-HCl, minosiklin, doksisisiklin içeren tetrasiklin grubu antibiyotikler geniş spektrumlu antibiyotiklerdir. Bununla birlikte konsantre edilmiş tetrasiklin solüsyonlarının pH'sı düşük olduğundan kalsiyum şelatörü olarak da rol oynarlar ve mine ve kök yüzeyinin demineralizasyonunu sağlarlar. Tetrasiklin ve sitrik asitin kullanımları sonrası dentin yüzeyinde benzer demineralizasyonlar görülmüştür (Bjorvatn, 1982). Haznedaroğlu ve Ersev (2001) tarafından yapılan çalışmada; prepare edilmiş kök kanal yüzeylerinden smear tabakasının uzaklaştırılması için %50'lik sitrik asit ve %1'lik tetrasiklin-HCl kullanılabilceği belirtilmiştir.

2.3.1.5. Diğerleri

Bu grupta, “Oksin türevleri”, “klorheksidin glukonat”, “MTAD”, "hidrojen peroksit” gibi maddeler sayılabilir.

Mixture of tetracycline isomer, acid and detergent (MTAD) , %3'lük doksisisiklin, %4.25'lik sitrik asit ve %0,5'lik polisorbit Tween 80 deterjanın birleştirilmesiyle kullanıma sunulmuştur. MTAD'nin kök kanallarındaki smear tabakasını uzaklaştırmada etkili olduğu, geleneksel endodontik irrigasyon solüsyonlarına ve patlara direnç gösteren mikroorganizmaları elimine ettiği (Shabahang ve Torabinejad, 2003) ve doksisisiklinin diş sert dokularına bağlanma kabiliyetinden dolayı antimikrobiyal aktivitenin sürekliliğini sağladığı bildirilmiş ve bu materyalin de smear tabakasını uzaklaştırmada etkinliğini artırmak için NaOCl ile birlikte kullanımı önerilmiştir (Torabinejad ve ark., 2003b).

2.3.2. Mekanik Yöntemler

2.3.2.1. Sonik ve Ultrasonik Sistemler

Sonik sistemler; hava basıncı ile çalışan düşük devirli angldruvalara takılan özel kanal aletleri (Rispi Soni, Shaper Sonic, Heli Sonic eğeler gibi) ile 2-3 kilohertz (kHz)'lik frekansta dönme hareketi yapmaksızın yatay yönde titreşim ve aşağı yukarı hareketle temizleme yapabilen aygıtlardır (Bayırlı, 1985).

Ultrasonik sistemler ise 25-30 kHz'lik frekans ile standart K tipi eğelerde sinusoidal salınım dalgaları oluşturarak temizleme işlemi yapan aletlerdir (Spangberg, 2002). Ahmad ve arkadaşları (1987) ultrasonik sistemlerin irrigasyon solüsyonu ile birlikte kullanımında, yüksek devir ve küçük eğelerle maksimum düzeye ulaşan akustik akımın etkin bir şekilde debrisleri uzaklaştırdığını bildirmiştir.

2.3.3. Lazer Uygulaması

Lazer, İngilizce ‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’ kelimelerinin baş harflerinden oluşan bir kısaltmadır. Bu ifade Einstein'ın 1917'de ortaya atmış olduğu, lazer ışığının elde edilmiş teorisini açıklayan bir tanımlamadır.

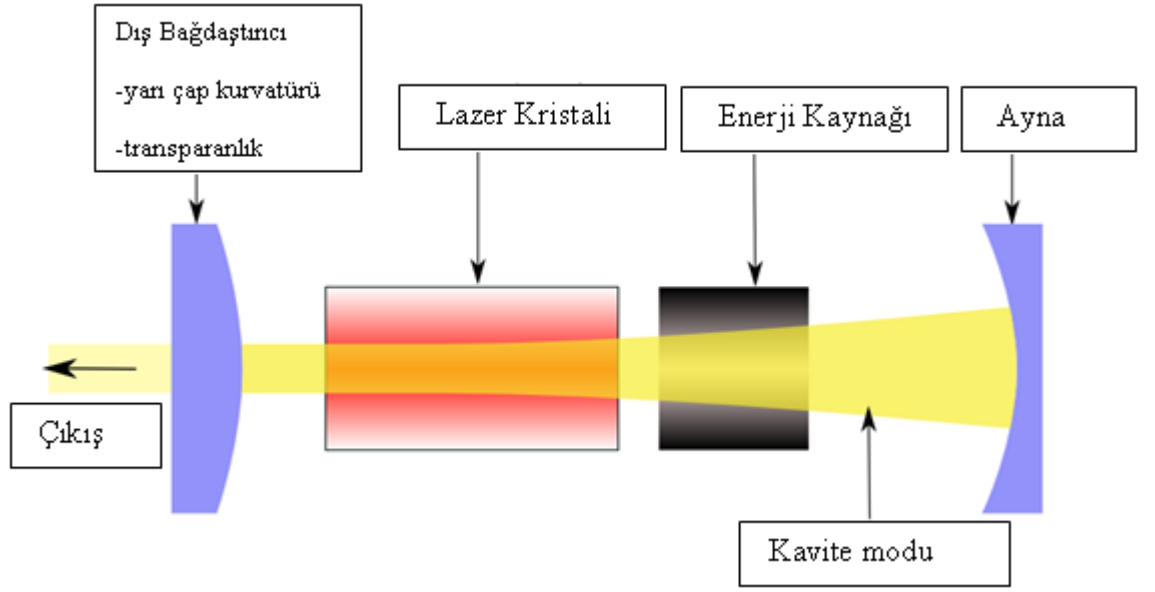
Lazer; görülebilir bölge, kızılötesi ve ultraviyole bölgedeki kromatik radyasyonu çeşitli frekanslardaki ışığa dönüştürebilen bir cihazdır (Coluzzi, 2000). Lazerin endodontide ilk kullanımı ise Weichman ve Johnson (1971) tarafından yüksek güçlü kızıl ötesi CO₂ (karbondioksit) lazer ile apikal forameni tıkama girişiminin gerçekleştirilmesi ile başarılmıştır.

2.3.3.1. Lazer Fiziği

Lazer ışığı elde edilmiş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile normal ışıklardan ayrılmaktadır. Bu özellikler tek renkli olması (*monokromatik*), doğrusal olması (*collimated*), ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (*coherent*) şeklinde özetlenebilir. Lazer ışınının bu özelliklerinden her biri kullanılarak farklı uygulamalarda büyük avantajlar sağlanabilmektedir (Frentzen ve Koort, 1990; Stabholz ve ark., 2003).

Örneğin, ışınların saçılmadan doğrusal hareket etmesi sayesinde lazer, mesafe ölçümlerinde, optik ayarlarının yapılmasında, nişan almak amacıyla veya inşaatçılıkta ve ölçüm cihazlarında kullanılmaktadır. Aynı fazda fotonlardan oluşması sayesinde halogram elde edilmesinde ve biyostimülasyon için kullanılmaktadır. Lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre doku tahribatı minimum düzeyde olabilmektedir. Buna lazerin “doku selektif özelliği” denilmektedir. Bu özellik tıpta ve diş hekimliğinde kullanımları açısından önemli bir avantajdır (Frentzen ve Koort, 1990)

Lazer, radyasyonun uyarılmış yayılımı ile ışık şiddetinin artırılmasıdır ve bu da ışığın uyarılarak güçlendirilmesi olarak tarif edilebilir. Bir ucu yansıtıcı, diğer ucu yarı yansıtıcı olan iki aynaya sahip bir tüpün içine gaz, sıvı veya gaz madde doldurulmuştur. Bu maddenin atomlarına bir enerji verilir ve verilen enerji atomlar tarafından emilir. Enerji fazla gelirse atomların foton yayması söz konusu olabilir. Yayılan bu fotonlar diğer fotonların yayılmasına neden olur ve aynalara ulaştıkça tüpün içinde sağa sola olmak üzere iki ayna üzerinde yansımaya başlarlar. Atomların her biri foton yaymaya başladığında kuvvetlenen fotonlar bir ışık demeti olarak yarı saydam uçtan çıkmaya başlar (Coluzzi, 2000) (Şekil 1).



Şekil 1. Lazer cihazının yapısı (<http://www.yashkir.com/page.php4>- Sunday, 4th November 2012)

2.3.3.2. Lazer parametreleri

a) Dalga boyu (nanometre-nm)

Lazer ışın demetindeki birbirini izleyen dalgaların doruk noktaları arasındaki fiziksel uzaklık "dalga boyu" olarak adlandırılır. Tipik medikal lazer dalga boylarına 1064 nm (kızıl ötesine yakın) ve 2940 nm (kızıl ötesi ortasında) örnek olarak verilebilir. İnsan gözünün görebileceği lazer dalga boyları sadece 400 nm ile 700 nm arasındakilerdir (Moritz ve Beer, 2006).

b) Güç (W)

Lazer gücü, lazer tarafından oluşturulan enerji oranını belirtir. 1 W lazer gücü 1 saniyede (sn) yayılan 1 J (Joule/J) enerjiyi ifade eder (Moritz ve Beer, 2006).

c) Tekrarlama oranı - Frekans (Hz)

Lazer ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Örneğin bir saniyede 10 atım, 10 Hz diye belirtilir (Moritz ve Beer, 2006).

d) Atım devam süresi (mikrosaniye (μ s) veya milisaniye (ms))

Puls aralığı, atım süresi ve atım genişliği; lazer atımının zamansal uzunluğunu (lazerin enerji yayma süresi) belirten eşanlamlı terimlerdir. Kısaca lazer enerjisinin dokuya ne kadar zamanda iletildiğini belirtir. Süre kısaltıkça pik gücü yükselir (Moritz ve Beer, 2006).

e) Atım enerjisi (J)

Atım enerjisi, her atımdaki yayılan enerji miktarıdır. Birimi Joule (J)'dur (Moritz ve Beer, 2006).

f) Pik gücü (W)

Pik gücü, tek lazer atımı sırasındaki dokuya yayılan güç seviyesini belirtir.

Pik gücü = Atım enerjisi / Atım süresi formülüyle hesaplanabilir (Moritz ve Beer, 2006).

g) Nokta boyutu (mm-milimetre)

Lazer ışın demetinin nokta boyutu, hedef üzerine gelen ışın demetinin çapı demektir. Lazer atım enerjisini sabit tutarken, lazer ışını nokta boyutunu değiştirerek enerji fluensi önemli ölçüde değişebilir. Lazer ışın demetinin dokuya nüfuzu ile temel mekanizma (ısı artışı, ablasyon, buharlaşma etkisi) ortaya çıkar (Moritz ve Beer, 2006).

h) Enerji Yoğunluğu (Energy Density) (J/cm²)

Birim yüzey alanına (cm²'de) verilen lazer enerjisi miktarıdır. Aynı zamanda enerji dozu ya da fluens olarak da adlandırılır.

$$\text{Enerji yoğunluğu} = \text{Enerji} / \text{Alan}$$

Nokta boyutu küçüldüğünde enerji aynı olsa da enerji yoğunluğu artar. Nokta boyutu büyüyüp enerji yine aynı kalırsa enerji yoğunluğu azalır. Lazer kullanıcısı için enerji yoğunluğu önemli bir parametredir; çünkü lazerin oluşturacağı klinik etkiyi saptamak için nokta boyutunu göz önünde tutma gereksinimini ortadan

kaldırır. Enerji yoğunluğu sabit tutulursa nokta boyutu değiştirilse bile klinik etki aynı olur (Moritz ve Beer, 2006).

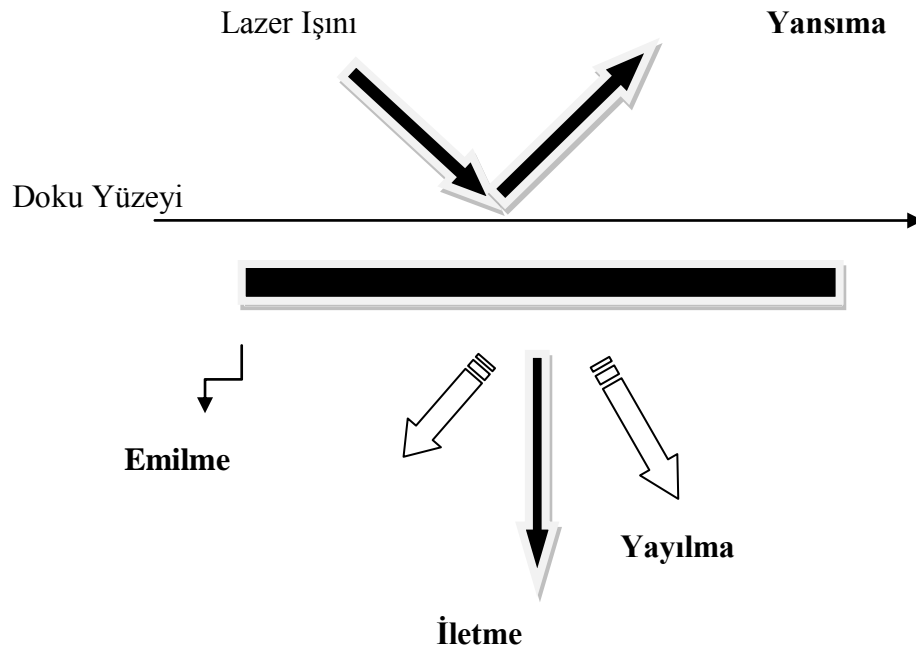
i) Güç Yoğunluğu (Power Density) (W/cm²)

Birim alandaki (cm²) foton konsantrasyonu (W) ya da birim alandaki (lazer ışınının çıktığı yüzün yüzey alanı) güç olarak ifade edilir.

Güç yoğunluğu = Güç / Alan (Moritz ve Beer, 2006).

2.3.3.3. Lazer- doku etkileşimleri

Herhangi bir dokuya lazer ışığı uygulandığında, bu enerji dokudan yansiyabilir (reflected), doku tarafından emilebilir (absorbed), daha derin dokulara iletilebilir (transmitted) ya da o doku içinde etrafa yayılabilir (scattered) (Neiburger ve Misserendino, 1988; Pick, 1993; Frentzen ve Koort, 1990) (Şekil 2).



Şekil 2. Lazerin doku üzerindeki etkileri (Dederich, 1993)' den.

Lazer ışının doku üzerine etkisini belirleyen faktörler;

a) Dokunun biyolojik yapısı (absorbsiyon gücü, kan dolaşımı, mineral ve su oranı, yoğunluğu)

b) Lazer ışının özellikleri (dalga boyu, enerji yoğunluğu, ışınlama süresi, devamlı (continuous) veya atımlı (pulsed) olması, maksimum atım enerjisi, temaslı (contact) veya temassız (noncontact) olması, atım tekrarlama ortalamasıdır (Wigdor ve ark., 1993).

Kullanılan lazer tipi ve uygulanan dokuya göre farklılıklar olabilir. Lazer uygulamalarında bu durum dikkate alınmalıdır (Coluzzi, 2004)

Lazer enerjisinin çeşitli dokularla teması sonucu bir veya daha fazla etki meydana gelebilir:

➤ **Fototermal etki:** lazer ışığının emilmesi ile dokunun buharlaşmasıdır (Frentzen ve Koort, 1990). Emilen enerjinin ısıya dönüşmesiyle dokularda sıcaklığın arttığı, 40°C üstünde protein denatürasyonu, 60 °C üstünde protein koagülasyonu, 100 °C ısıda dokudaki suyun buharlaşması, 250 °C üstünde karbonizasyon, 300 °C üstünde doku buharlaşması gibi biyolojik etkilerin olduğu bildirilmiştir (Ballal ve ark. 1999). Oluşan termal etkinin boyutu; lazer ışığının dalga boyu güç yoğunluğu ve dokunun termal özelliklerine bağlı olarak değişir. Spektrumun kızıl ötesi bölgesinde yer alan lazerlerin (CO₂ lazer, 10600 nm) enerjisinin hemen hemen tamamının absorbe olduğu ve dokularda karbonizasyon ve buharlaşma meydana geldiği bildirilmiştir. Kızıl ötesi bölge yakınında yer alan lazerlerin (Neodymium:ytiriyum alüminyum garnet (NdYAG) lazer, 1060 nm) enerjisinin daha az absorbe, daha fazla penetre olduğu, derin dokularda ise koagülasyonun olduğu belirtilmiştir (Floratos ve de la Rosette, 1999).

➤ **Fotokimyasal Etki:** Lazer ışınının doku iyileşmesi ve tamiri üzerine etkileri, dokuda meydana gelen biyokimyasal ve moleküler uygulamaların stimülasyonu şeklinde tanımlanabilir. Fotodinamik tedavi olarak da adlandırılan bu etki patolojik dokuların tedavilerinde kullanılmaktadır. Etki, doku içerisine verilen

ilacın fotoaktivasyonuna ve ilacın toksik bileşenlere dönüşme miktarına bağlı olarak değişir (Schuller, 1990).

➤ **Fotomekanik ve Fotoelektriksel Etkiler:** Kısa süreli, yüksek enerjili ışınlamalar doku üzerinde şok dalgası etkisi oluşturarak moleküller arasındaki bağların veya atom içindeki elektriksel çekim bağlarının kopmasına neden olur. Böylece dokuda mikro düzeyde parçalanmaya bağlı doku uzaklaştırması (photoablation) oluşturulur (Pick, 1993).

2.3.3.4. Lazerlerin Sınıflandırılması

Lazerler, klinik uygulamalara lazer aktif maddesine, dalga boyuna, dağıtım sistemine, lazer ışınlarının hareketine ve dokular tarafından emilimine göre sınıflandırılır (Dederich ve Bushick, 2004).

A- Lazer aktif maddesine göre:

- 1- Katı madde içeren lazerler (Granit, Ruby, Nd:YAG)
- 2- Gaz içeren lazerler (Argon, CO₂)
- 3- Yarı iletken lazerler (Gallium arsenide)
- 4- Kimyasallar

B- Lazer ışını hareketlerine göre:

- 1- Devamlı (continuous) ışın verenler
- 2- Atımlı (pulse) ışın verenler
- 3- Dalgalı akım olarak ışın verenler

C- Dalga boyuna göre:

- 1- Ultraviyole ışınlar
- 2- Kızılötesi (infrared) ışınlar
- 3- Görünür ışık spektrumundaki ışınlar

D- Işınlarmın enerjisine göre

1- Soft lazer (Helyum-Neon (He-Ne) lazer, Ga-As lazer, Ga-Al-As lazer)

2- Mid lazer (Diode lazer)

3- Hard lazer (Argon lazer, CO₂ lazer, Excimer lazer, Ho:YAG, Nd:YAG, Er:YAG)

2.3.3.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

CO₂ Lazer

Karbon dioksit lazerler ilk defa Patel ve arkadaşları tarafından 1964 yılında geliştirilmiştir. 10,6 µm dalga boyuna sahip gaz içeren lazer tipidir. Spektrumda uzak infrared kısımda bulunur. Bu tip lazerler ıslak dokuya duyarlıdır. Dokunun rengi bu lazer için önemli değildir. Oral mukozada yüksek derecede emilirler (Kutsch, 1993).

Tüm karbondioksit lazerler yüksek dalga boyu nedeniyle temassız modda çalışır. Ayrıca odaklanmış ve odaklanmamış modda kullanılabilirler. Odaklanmış modu kesme modudur, lazer ışını dokuya odak noktasında veya en küçük çapta isabet eder. Biyopsi almak için kullanılır. Odaklanmamış modu frenektomi, gingivektomi, oral ülser tedavisi ve hiperplazilerin uzaklaştırılmasında kullanılır. Karbondioksit lazer enerjisi, sürekli modda (en çok kullanılan) veya atımlı modda veya zaman ayarlı modda iletilebilir (Miller ve Truhe, 1993).

Nd: YAG Lazer

1964'de Geusic tarafından geliştirilmiştir. Neodymium:ytiriyum alüminyum garnet kristalleri içerir. Bu tip lazerler spektrumun infrared kısmında bulunmaktadır. 1064 nm dalga boyundadır. Elektromanyetik spektrumun yakın kızıl ötesi bölgesinde yer alır. Nd:YAG lazerlerin pigmente dokuya afinitesi vardır. Su tarafından iyi absorbe edilememesine rağmen melanin, hemoglobin gibi pigmente dokular tarafından iyi absorbe edilirler (Kutsch, 1993; Miller ve Truhe, 1993; Pick ve Powell, 1993).

Temaslı veya temassız kullanılabilirler. Temassız kullanıldığında sadece birkaç milimetre penetre olabildiği için hemostaz sağlama, aftöz ülser tedavisi veya pulpa hassasiyetini gidermek amacıyla kullanılabilir (Coluzzi, 2004). Nd:YAG lazer, mükemmel bir hemostaz sağladığından gingival retraksiyon, gingivanın estetik olarak konturlanması, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi gibi birçok yumuşak doku uygulamalarında kullanılmaktadır (Dederich ve Bushick, 2004). Ancak Nd:YAG lazer ışığı amalgam, titanyum ve değersiz metaller tarafından kolayca absorbe edildiğinden, bu materyallerin varlığında dikkatli bir şekilde çalışılması gerektiği bildirilmiştir (Kutsch,1993).

Argon Lazer

Argon lazerler, aktif ortamı argon gazı olan ve görünür ışık spektrumunda yer alan lazerlerdir. 488 nm veya 514 nm dalga boyuna sahip olanları diş hekimliğinde kullanılır. 488 nm dalga boyunda olan tipi mavi renktedir ve kompozit materyallerin polimerizasyonunda kullanılır. 514 nm dalga boyunda olan tipi ise mavi-yeşil renktedir, koyu renkli dokulara ayrıca hemoglobin, hemosiderin ve melanin içeren dokulara afinitesi vardır. Hemostatik özelliği çok iyidir (Powell ve ark., 1995).

Holmium(Ho):YAG Lazer

Elektromanyetik spektrumun yakın kızıl ötesi bölümünde yer alan ve ortamında “holmium:yitrium alüminyum garnet” kristali içeren bu lazerler 2100 nm dalga boyundadır. Fiberoptik taşıyıcı ile iletilir. Temaslı ve temassız modda kullanılabilen atımlı lazerlerdir. Su içerisinde ilerleyebilmesi, beyaz dokuya afinitesi olması ve koagülasyon sağlaması dolayısıyla artroskopik temporomandibular cerrahide kullanılan bir lazerdir (Pick ve Powell, 1993; Hendler ve ark., 1992).

Gingival retraksiyon, gingivanın estetik olarak konturlanması, oral ülserlerin tedavisi ve frenektomi, gingivektomi gibi yumuşak doku uygulamalarında kullanılır. Bu tip lazerin penetrasyon derinliği Nd:YAG lazere göre daha azdır bu yüzden yumuşak dokuyu daha hızlı keser (Brenner ve ark., 1997).

Erbium (Er): YAG Lazer

1974 yılında Zharikov ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır. Elektromanyetik spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunan ve dalga boyu 2940 nm olan bu lazerler 'erbiyum' ile karıştırılmış katı yitrium alüminyum garnet kristali içerir (Coluzzi, 2000). Bu lazerin, spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunan diğer tüm lazerler gibi suda emilimi çok yüksektir. Ayrıca hidroksiapatite yüksek afinitesi vardır. Bu özelliği dalga boyundan kaynaklanmaktadır (Coluzzi, 2000; Frentzen ve Koort, 1990) .

Er:YAG lazerlerin etki mekanizması şu şekildedir: Dokudaki ve organik yapı içeriğindeki su tarafından absorbe edilen enerjinin oluşturduğu iç basınç ile dokunun parçalanıp uzaklaştırılmasını sağlayan mikropatlamalar sonucu doku uzaklaştırılır (Watanabe ve ark., 1996). Yumuşak dokuların su içeriği yüksek olduğundan bu dokularda geniş uygulama alanı bulmuştur. Ancak hemostatik etkisi sınırlıdır. Ayrıca sert dokularda da geniş kullanım alanı bulmuştur. Sert dokunun uzaklaştırılmasında termal etkinin minimal oluşması nedeniyle çevre dokulara zarar vermeden güvenle kullanılabilir (Watanabe ve ark., 1996). Çürük uzaklaştırılması, mine ve dentinde kavite preparasyonu, kök kanallarının hazırlanması, sement ve kemik operasyonları, mine pürüzlendirilmesi gibi sert dokularda geniş kullanım alanı bulmuştur (Keller ve Hibst, 1997; Takeda ve ark., 1998; Kimura ve ark., 2001).

Erbium, Kromiyum:Yitrium Skandiyum Galliyum Garnet (Er,Cr:YSGG) Lazer

Dalga boyu 2.78 µm'dır. Atımlı dalga formuna sahiptir. Er: YAG lazer gibi sert doku lazeri olarak anılır. Bu lazerin, spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunan diğer tüm lazerler gibi suda emilimi çok yüksektir. Ayrıca hidroksiapatite yüksek afinitesi vardır (Coluzzi, 2000; Frentzen ve Koort, 1990). Mine pürüzlendirmesi, çürük tedavisi, kök kanal hazırlığı, kavite preparasyonu gibi sert doku işlemlerinde kullanılır (Gutknecht ve ark., 2001; Hossain ve ark., 2002).

Tablo 1. Dis Hekimliğinde Kullanılan Lazerlerin Genel Özellikleri (Dederich ve Bushick, 2004)

| Lazer tipi | Dalga boyu | Dalga formu | Uygulamalar |
|-------------|------------|---|--|
| CO2 | 10,6 µm | Zaman ayarlı, atımlı veya devamlı | Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu, gingiva deepitelizasyonu |
| Nd:YAG | 1,064 µm | Atımlı (pulsed) | Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu, başlangıç safhasındaki çürüğün uzaklaştırılması |
| Er:YAG | 2,94 µm | Atımlı (pulsed) | Çürük uzaklaştırılması, mine ve dentinde kavite preperasyonu, sement ve kemik operasyonları, kanal preperasyonu |
| Er, Cr:YSGG | 2,78 µm | Atımlı (pulsed) | Mine pürüzlendirilmesi, çürük tedavisi, kavite preperasyonu, kemik operasyonları, kanal preperasyonu |
| Argon | 457-502 nm | Atımlı (pulsed) veya devamlı | Rezin polimerizasyonu, yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu, ağartma. |
| Ho:YAG | 2,1 µm | Atımlı (pulsed) | Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu |
| Diode | 904 nm | Atımlı (pulsed) veya Devamlı | Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu |

2.3.3.6. Lazerlerin endodontide kullanım alanları

Dentin hassasiyeti

Açığa çıkan dentinde; soğuk, sıcak, dokunma buharlaşma ozmoz ve kimyasallar gibi uyaranlara cevap şeklinde meydana gelen kısa ve keskin ağrı ile karakterize pulpodental hastalık meydana gelir. Dentin hassasiyetinde, düşük çıkış gücünde (He-Ne ve GaAIAs lazerler) ve orta çıkış gücünde (Nd:YAG ve CO₂ lazerler) lazerler kullanılabilir (Renton-Harper ve Midda, 1992).

Pulpal kan akımının teşhisi

Mikrovasküler sistemdeki kan akımını belirlemek için üretilen "Laser Doppler Flowmetry", endodontide pulpanın sağlık durumunun değerlendirilmesinde teşhis aracı olarak kullanılmaktadır (Kimura ve ark., 2000).

Vital pulpa tedavisi

Lazerlerin, dokuyu buharlaştırma ve küçük kan damarlarını koagüle etme ve tıkama etkilerinden dolayı pulpa kaplaması ve pulpatomi tedavilerinde kansız ve steril bir çalışma sahası sağladıkları bildirilmiştir (Kimura ve ark., 2000).

Kök kanallarının dezenfeksiyonu

Lazer sistemlerinden salınan enerjinin, güçlü bakterisidal etkiye sahip olduğu ve ince bir uç (Nd:YAG, Er,Cr, YSGG, Argon, Diode) veya uygun uçlar yardımıyla (CO₂, Er:YAG) kök kanal sistemine aktarılarak kanalların dezenfeksiyonunda kullanılabileceği belirtilmiştir (Stabholz ve ark., 2004). Ancak lazerin kullanımı sırasında oluşan dumanın hasta ve hekimin bakteriyel kontaminasyonuna sebep olabileceğine dikkat çekilmiştir (Hardee ve ark., 1994). Bu etkiden korunmak için vakumlu aspirasyon sistemleri önerilmiştir (McKinley ve Ludlow, 1994).

Kök kanallarının şekillendirilmesi ve doldurulması

Kök kanalı şekillendirilmesi, endodontik tedavide organik dokuların uzaklaştırılması ve irrigasyona ve kök kanallarının doldurulmasına yardımcı olması bakımından önemli bir basamaktır. Bu amaçla kullanılan çeşitli yöntemler kanal duvarında düzensizlikler oluşturabilmektedir. Optik fiber uçlarla kullanılan lazer sistemlerin kök kanallarına daha iyi ulaşılabilirlik sağlayacağı ve daha temiz ve düzgün kök kanalı duvarı elde edilebileceği düşünülmektedir (Mohammadi, 2009)

Diş beyazlatma

Daha beyaz dişler ve beyazlatma teknikleri ile ilgili çalışmalar 19. yüzyıl ortalarından itibaren belgelenmiştir. Diş beyazlatma ile ilgili kimyasal birçok yöntem olmakla birlikte son yıllarda çok daha güçlü beyazlatma sağlamaya yönelik gelişmeler olmuştur. Mavi ışıklı halojen lambalar, kızılötesi CO₂ lazerler, mavi ışıklı plazma ark lambaları, argon lazer ve 980nm GaAlAs lazer kullanılan yeni tekniklerdendir (Rohanizadeh ve ark., 1999).

Endodontik cerrahi

Lazerlerin, küçük kan damarlarını tıkaması ve koagülasyonu sağlaması nedeniyle kansız bir cerrahi saha oluşturduğu ve uygulanan bölgede dezenfeksiyonu sağladığı belirtilmiştir; ancak geleneksel yöntemlere göre daha fazla zamana ihtiyaç duyulması ise lazerlerin kullanımında en önemli dezavantajdır (Kimura ve ark., 2000).

Diğer uygulama alanları

Kalsifiye dentikellerin uzaklaştırılması, kök kırıklarının tedavisi gibi diş hekimliğinin bir çok alanında değişik tip lazerlerin kullanılabileceği ancak, etkilerinin ve kullanılabilecek tiplerinin kullanım öncesi çok iyi değerlendirilip dikkatle uygulanması gerektiği bildirilmiştir (Kimura ve ark., 2000)

2.4. KÖK KANAL DOLGU MATERYALLERİ

1800'lerden önce kök kanal dolgusu altınla sınırlı kalmaktaydı. Daha sonradan farklı metaller, çinkonun oksikloriti, parafin ve amalgamla yapılan dolgularla, değişen derecelerde başarı sağlanmıştır. 1847 yılında Hill ilk güta perka

kök kanal dolgu maddesini geliştirmiştir. Ağartılmış gütá perka, kireç karbonatı ve kuartzdan oluşan preparasyon 1848 yılında patent almış ve dişhekimliğine tanıtılmıştır. Kök kanal dolgularının değerlendirilmesinde radyografilerin kullanılmaya başlaması ile birlikte kök kanallarının daha önceden düşünöldüğu gibi silindirik olmadığu ve boşlukların doldurulması için ek bir dolgu maddesine ihtiyaç duyulduğu anlaşılmıştır (Castellucci, 1996).

Günümüzde en çok kabul gören kök kanal dolgu yöntemi, pat ve merkezi kor materyalinin birlikte kullanımındır. Kor materyali akışkan pat üzerinde piston görevi görerek patın dağılmasını, boşlukların doldurulmasını, patın enstrümanla edilmiş dentin duvarını ıslatarak tutunmasını sağlar. Kanal patları; kor materyalinin kanal duvarlarına ve birbirine tutunmasını ve kor materyalin ulaşamadığu bölgelerin doldurulmasını sağlar. Bununla birlikte, bu materyallerin zaman içinde çözünerek yerleştiği alanların ölü boşluklara dönüşebileceği belirtilmiştir (Carrotte, 2004). Ayrıca pat ve gütá perka taşarak periodontal dokulara temas edebilir. Bu nedenle kök kanal dolgu yapımında kullanılan tüm materyallerin fiziksel, kimyasal, biyolojik ve kullanım avantajları gibi bazı özelliklere sahip olması bir gereklilik oluşturmaktadır (Alaçam, 2000; Ingle ve Bakland, 2002)

▪ **İdeal bir kök-kanal dolgu materyali;**

- 1- Kanala kolay tatbik edilmeli
- 2- Kanalı apikal olduğu kadar lateral olarak da tıkamalı
- 3- Uygulama sonrası büzülmemeli
- 4- Neme dayanıklı olmalı
- 5- Bakteriostatik olmalı veya en azından bakteriyel gelişmi teşvik etmemeli
- 6- Radyopak olmalı
- 7- Diş dokularını boyamamalı
- 8- Periapikal dokuları irrite etmemeli
- 9- Steril olmalı veya en azından kullanım öncesi kolay ve hızlı bir şekilde steril edilebilmeli
- 10- Gerektiğinde kanaldan kolayca uzaklaştırılabilmeli
- 11- Duvarlara iyi adapte olmalı

- 12- İçeriğindeki metaller toksik seviyeyi aşmamalı
- 13- Post boşluğu hazırlanmasında, apikal tıkamayı bozmamalı
- 14- Mutajenik ve karsinojenik olmamalı
- 15- Raf ömrü uzun olmalı

2.4.1. Ana Kor Materyalleri

2.4.1.1. Güta Perka

Diş hekimliğinde güta-perka, neredeyse yüzyılı aşkın süredir kök kanal boşluğunun doldurulmasında en sık kullanılan ve kabul gören kor materyalidir (Stock ve ark., 1997; Ingle ve Bakland, 2002).

Güta Perka, *Isonandra percha* ağacının özsuyundan elde edilmektedir. Kimyasal olarak saf güta-perka poliizoprenin trans izomeridir (1,4-poliizopren), doğal lastikten daha sert, daha kırılğan ve daha az elastiktir. İki farklı kristal formda bulunmaktadır alfa ve beta (α , β). Bu iki form birbirlerine dönüşebilmektedir. İki arasında kimyasal davranış ve fiziksel özellikler açısından çok az fark vardır. α formu doğada bulunan halidir, β formu arıtma işlemi sırasında ortaya çıkar (Goodman ve ark., 1974). Geleneksel güta perka konları sağlamlığı ve sertliği artırmak, yapışkanlığı azaltmak için güta perkanın β formu kullanılarak üretilmektedir. Güta perka ısıtıldığında faz geçişi gerçekleşir, 460°C (1150 °F) de β faz α faza döner. 540-600 °C (1300-1400 °F) civarında amorf faz gelişir. Güta perka konlar 640 °C (1470 °F) üzerinde yumuşarlar (Goodman ve ark., 1981) ve kloroform ve haloten gibi çözücülerde çözünebilirler. Ana bileşenlerini; % 60-70 çinkooksit, ortalama % 20 güta-perka, %11 metal sülfat ve % 3 pigmentler, iz elementler, rezin ve mum oluşturur. İçeriğindeki çinkooksit, materyale radyoopasite sağlar, aynı zamanda antibakteriyel özellik de kazandırır. Yüksek çinko seviyesi konun kırılğanlığını artırır ve kırılma dayanımını düşürür. İçeriğindeki bileşenlerin oranları farklı ticari markalarda değişiklik gösterebilir (Gurgel-Filho ve ark., 2003). Güta-perka konlarının zamanla oksidasyon sonucu kırılğanlıkları artmaktadır (Oliet ve ark., 1977).

2.4.1.2. Gümüş Konlar

Gümüş konlar, ilk olarak 1928'de Grossman tarafından Amerika'da kullanılmaya başlanmış, 1933 yılında Jasper tarafından kanal çapına uygun gümüş konlar imal edilerek kanala simantasyonu önerilmiştir. Bu amaçla kanal aletlerinin ebatlarına göre gümüş ve titanyum gibi değerli metallere konlar üretilmiştir (Çalışkan, 2006)

Yeterli preparasyonun mümkün olmadığı özellikle dar ve eğri kanallarda, paslanmaz çelik aletlerle yapılan preparasyonların kanal transportasyonuna ve strip perforasyonlara sebep olabileceği, dolayısıyla kanalın dar olan çapını korumaya yönelik kök kanal preparasyonu ile ilgili görüşlerde, dar ve eğri bir kanala küçük boy güta perka'nın uygulanmasının mümkün olmayacağı ve bu gibi durumlarda, esnek ancak bükülmeye dirençli olan gümüş konların kullanılmasının daha kolay olabileceği ve bu konların lateral kondenzasyon ile uygulanma imkanının olduğu bildirilmiştir (Alaçam, 2000).

2.4.1.3. Resilon

Restoratif diş hekimliğinde dentine adeziv bağlanmada kullanılan materyal ve teknikler uzun yıllardan beri gelişmektedir. Yeni nesil dentin bonding sistemleri yüksek bağlanma dayanımı sağlamakta ve mikromekanik bağlanma ile veya dentin ve rezin arasında hibrid tabaka oluşturarak mikrosızıntıyı azaltmaktadırlar (Economides ve ark., 2004). Apikal ve koronal sızıntının azaltılmasında, hem total-etch hem de self-etch adezivler intraradiküler dentinin örtülenmesinde deneysel olarak kullanılmaktadır (Sevimay ve Kalaycı, 2005; Depraet ve ark., 2005). Fakat bu teknikler, güta-perkanın poliizopren içeriği ile çinko oksit öjenol, epoksi rezin, kalsiyum hidroksit ve cam iyonomer esaslı patlar arasında kimyasal bağın olmaması nedeniyle uygun değildir (Lee ve ark., 2002). Resin simanlar tek başlarına kök kanallarının tıkanmasında, resinlerin kanal sistemine taşınmalarının zorluğu, radyoopasitelerinin yetersizliği ve gerektiğinde sökülebilmesindeki güçlükler nedeniyle tercih edilmemektedir (Leonard ve ark., 1996). Tüm bu engellerin son zamanlarda üzerinde yoğun şekilde çalışılan ve metakrilat esaslı

rezinlere bağlanabildiği öne sürülen poliester esaslı termoplastik kanal dolgu ile çözüleceği iddia edilmektedir (Shipper ve ark., 2004).

Resilon (Resilon; Resilon Research LLC, Madison, CT, ABD) güta-perkaya alternatif olarak tanıtılan yeni bir termoplastik, sentetik polimer esaslı kök kanal dolgu maddesidir. Resilon'un ana polimeri biyolojik olarak parçalanabilen alifatik polyester polikaprolakton'dur (P787, Union Carbide, Dansbury, CT, ABD) (Amass, 1998). Doldurucu olarak biyoaktif cam, kalsiyumdan zengin hidroksiapatit, silika, bizmutoksiklorit, zirkonyum oksit, baryum oksit, baryum sülfat ve ceryum fosfat içerir. (Elzubair ve ark., 2006). Polikaprolakton'un hacim olarak yüzdesi %57,6±0.2 ve doldurucuların hacimsel yüzdesi % 42,4±0.2, ağırlıkça %65'dir. Düşük (-62 °C) cam geçişi (Maddenin camsı özelliklerini kaybedip viskoz özellikler kazanmaya başladığı sıcaklık sınırındır), ergime derecesi (60 °C) ve yüksek dekompozisyon derecesine (350 °C) sahip polikaprolakton polimeri Resilon'a termoplastik özellik kazandırır (Shipper, 2004).

Resilon güta perka gibi ısı ile yumuşatılabilir veya çözücülerle çözünebilir. Lateral kondenzasyon tekniği için ISO boyutlarında ve artırılmış tepe açısına sahip konları (Epiphany points; Pentron Clinical Technologies LLC, Wallingford, CT, ABD) ve termoplastik vertikal kompaksiyon teknikleri için pelet formları bulunmaktadır (Epiphany Pellets Pentron Clinical Technologies LLC, Wallingford, CT, ABD) (Shipper ve ark., 2004). Erime ısısı "System B" için 150 °C ve Obtura için 1400 °C'dir (Tay ve ark., 2005). Ancak materyalin ısıtıldıktan sonra yumuşaklığını güta perka kadar iyi korumadığı (Whithworth, 2005), self-etch dentin adezivlere ve rezin tip siman patlara bağlanabildiği bildirilmiştir (Teixeira ve ark., 2004).

2.4.2. Kök Kanal Patları

Kök kanal patı kullanımıyla, ana dolgu maddesinin ulaşamadığı boşlukların doldurulması ve güta perka konularla kanal duvarları ve güta perka konuların kendi arasında yapıştırıcı etki oluşturulması amaçlanır. Ayrıca, kök kanal patları, kayganlaştırıcı etki oluşturarak güta perka konuların kanala yerleştirilmesini kolaylaştırır. Kök kanal patları, kanal sisteminin doldurulmasında sadece ek

materyal olarak kullanılsa da, kök kanal tedavisinin prognozunu etkilediği gösterilmiştir (Orstavik ve ark., 2005)

İyi bir kök kanal patında aranan özellikler şu şekilde sıralanabilir (Cohen ve Burns, 1987; Orstavik ve ark., 2005; Ingle ve Bakland, 2002; Çalışkan, 2006);

A- Fiziksel ve kimyasal özellikler;

- Doku sınırlarında çözünmemeli
- Dentine ve güta-perka'ya bağlanmalı
- Boyutsal olarak stabil olmalı
- Dentin kanallarına yayılmalı
- Diş dokularını boyamamalı
- Pöröz olmamalı ve su absorbe etmemeli

B- Biyolojik özellikler;

- Bakterisit veya en azından bakteriyostatik olmalı
- Alerjik olmamalı
- Periapikal dokuları irrite etmemeli
- Mutajenik veya karsinojenik olmamalı
- Periapikal bölgeye taşıdığı rezorbe olmalı ancak kanal içinde rezorbe olmamalı

- İçeriğindeki maddeler toksik seviyeyi aşmamalı

C- Kullanım özellikleri

- Radyopak olmalı
- Yeterli çalışma zamanı olmalı
- Kolay uygulanmalı, gerektiğinde kolay sökülebilmeli
- Raf ömrü uzun olmalı

İyi bir pat hem dentine hem de kor materyaline sıkıca bağlanmalıdır. Kanal dolgusunu birarada tutabilmek için patın koheziv dayanımının olması gerekmektedir.

Güta perka ile kanal duvarları arasındaki patın olabildiğince az olması, kök kanal sisteminin büyük kısmının kor materyali ile doldurulması gerektiği savunulmaktadır; çünkü günümüzde kullanılmakta olan kök kanal dolgu materyallerinin hiçbiri yeterli özelliklere sahip değildir. Bazı materyallerin üstün

fiziksel özellikleri olup biyolojik veya klinik kullanım alanları yetersizken, bazılarının ise biyolojik özellikleri yeterliyken fiziksel özellikleri eksik kalmaktadır (Cohen ve Hargreaves, 2006).

Günümüzde çok sayıda kanal patı bulunmakta ve bunlar, fiziksel özellikler, sertleşme ve rezorbe olabilme özellikleri ve içerdikleri temel maddelere göre sınıflandırılmışlardır.

Orstavik'in (2005) yaptığı sınıflamaya göre ise kök kanal patları;

- Çinko oksit esaslı patlar
 - Rezin esaslı patlar
 - Cam iyonomer esaslı patlar
 - Silikon esaslı patlar
 - Kalsiyum hidroksit esaslı patlar
- şeklinde sınıflandırılmıştır.

2.2.2.1. Cam İyonomer Esaslı Patlar

Cam iyonomer simanlar ilk olarak 1972 yılında Wilson ve Kent isimli araştırmacılar tarafından tanıtılmıştır. Cam iyonomerler, mine ve dentinin hidroksiapatit yapısına kimyasal olarak bağlanırlar, flor iyonu salarlar ve biyoyumludurlar. Cam iyonomer esaslı patlar güta-perkaya da bağlanabilirler. Cam iyonomerin polikarboksilik asidi polikarboksilat simanlarda olduğu gibi güta perkanın çinko içeriği ile reaksiyona girebilir. Cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu çok uzundur. Başlangıç sertleşme reaksiyonu 4 dakika içinde gerçekleşir; fakat hızlı sertleşen tiplerde haftalarca, yavaş sertleşen tiplerde ise aylarca son sertliğe ulaşamaz. Bağlanma dayanımı zaman içinde artar ve dentinle kimyasal reaksiyonu güçlenir (Alaçam, 2000).

2.4.2.2. Çinko Oksit Ojenol Esaslı Patlar

En önemli avantajları sertleşirken düşük hacimsel değişiklik göstermeleri, kolay kullanımları, ortamda nem olmadığında yavaş sertleşmeleridir. En önemli dezavantajı ise, sürekli ojenol salınımı ile birlikte suyla temas ettiğinde dekompoze olmasıdır. Bu grupta “Grossman patı” (Roth International Ltd., Chicago, IL, ABD),

“Procosol” (Procosol, Inc., Philadelphia, ABD) ve “Roth 801” (Roth International Ltd, Chicago, IL, ABD) olarak sayılabilir. (Çalışkan, 2006).

2.4.2.3. Paraformaldehit Esaslı Patlar

Çinko oksit ojenol esaslı patlara antibakteriyel etkinliğini arttırmak amacıyla paraformaldehit eklenmiş ve “N2” (Inrag Ansa S. A., Losone, İsviçre) ve “Endomethasone” (Septodont, Paris, Fransa) gibi paraformaldehit esaslı patlar kullanıma sunulmuştur. Bu patlara kortikosteroid de eklenerek enflamasyonun baskılanması amaçlanmıştır (Hauman ve Love 2003; Orstavik, 2005). Antimikrobiyal etkiye ve germisid özelliğe sahip olan paraformaldehit esaslı patların, yüksek toksisiteleri nedeniyle dokularla temasta nekroza varan olumsuz sonuçlara ve apikalden taşmaları durumunda da kalıcı parestezilere neden olabilecekleri bildirilmiştir (Er ve ark. 2003). Ayrıca bu patların, canlı dokuda hipersensitiviteye yol açabildiği, sitotoksik ve mutajenik etkilerinin olduğu rapor edilmiştir (Goldmacher ve Thilly, 1983). Bu dezavantajlarından dolayı, günümüzde kullanımları azalmıştır.

2.4.2.4. Kalsiyum Hidroksit Esaslı Patlar

Kalsiyum hidroksit preparatları pulpanın direkt ve indirekt kaplanmasında kuafaj materyali olarak kullanılmaktadır. Daha sonra kök kanal patı olarak kullanımları gündeme gelmiştir. Kök kanal tedavisinde kolay preperasyon, alkale pH, rezorptif defektlerde lokal çevre faktörlerini iyileşme açısından ideal şartlara çevirme, kök kanal sistemi dışına çıkınca kolay rezorbe olabilme, sert doku oluşumu ve birikimi açısından uygun koşulları sağlama gibi avantajlara sahiptir (Ingle ve Bakland, 2002). Kalsiyum hidroksit, gerek pansuman ilacı gerekse kanal patı olarak periapikal lezyonlu dişlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Bu grupta yer alan patlar, “Sealapex” (Sybron Endo, Glendora, CA, ABD), “Apeksit” (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), “Calcibiotic Root Canal Sealer” (CRCS) (Whaledent/Hygenic, Cuyahoga Falls, ABD) ve “Sealer 26” (Dentsply, Rio De Jenerio, RJ, Brazilya) şeklinde sayılabilir.

2.4.2.5. Polimer (Rezin) Esaslı Patlar

Son yıllarda piyasaya sürülen kanal patları genellikle polimer (rezin) esaslı patlardır. Sertleşirken hacim kaybına uğramayan, yumuşak dokuyu irrite etmeyen ve kanaldan kolay uzaklaştırılan bu patlar, dentine de yüksek adaptasyon gösterir. Ayrıca polimerizasyon büzölmeleri de yoktur. Bu grupta bulunan patlar epoksi resin içerikli patlar (AH 26 ve AH Plus), metakrilat içerikli patlar (Polihidroksietilmetakrilat- Epiphany), polivinil içerikli patlar (Diaket) ve polimetilsiloksan içerikli patlar (Roeko-Seal) olarak sayılabilir (Hauman ve Love, 2003). Bu grup içinde çalışmalarda en olumlu sonuçların bildirildiği ve yaygın olarak kullanılan AH serisidir (Orstavik ve ark., 2005).

AH-26 (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) bir epoksi rezindir. Bisfenol A-diglisiteler ile toz kısmında bulunan hegzemetilen tetraamin'in karıştırılmasıyla sertleşmeye başlar (Çalışkan, 2006). Radyoopasite için %60 bizmut oksit içerir, radyoopasitesi güta perkaya yakındır (Ingle ve Bakland, 2002). Kimyasal sertleşme işlemi sonucu çok az miktarda formaldehit salınır ve bu başlangıçta pata antibakteryal özellik kazandırır. Ancak formaldehit salınımı nedeniyle ilk karıştırıldığında yüksek oranda toksik olsa da 24 saat sonra endodontik patlar arasında en az toksisite gösteren pattır (Cohen ve Hargreaves, 2006). AH 26 içerdiği gümüşten dolayı ön grup dişlerde renk değişikliğine neden olmaktadır. Bu sebeple son zamanlarda piyasaya gümüş içermeyen AH 26 çıkarılmıştır; ancak gümüş içermeyen AH 26'nın da aynı mutajenik ve toksik etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (Alaçam, 2000). AH 26 nemden etkilenmez, su varlığında bile sertleşir (Ingle ve Bakland, 2002). AH 26'nın yüksek radyoopasite, düşük çözünürlük, çok az büzölme ve doku uyumu gibi avantajları ve formaldehit salımı, sertleşme zamanının uzun olması (24 saat) ve diş dokularını boyaması gibi dezavantajları da göz önüne alınarak AH Plus adıyla daha gelişmiş bir ürün tanıtılmıştır. AH 26'nın amin yapısı korunarak ve renkleşme eğilimi ile formaldehitin açığa çıkışı elimine edilerek AH Plus geliştirilmiştir. AH Plus pat – pat sistemidir, çalışma zamanı 4 saate ve sertleşme zamanı 8 saate indirilmiştir. Film kalınlığı ve çözünmesi AH26'nın yarısı kadardır. AH Plus'ın, sitotoksik olmadığını (Leyhausen ve ark., 1999), biyouyumlu ve iyi doku toleransına sahip

olduğunu (Leonardo ve ark., 1999), uzun dönem boyutsal stabilitesini koruduğunu ve iyi tıkaçıcılık özelliğine sahip olduğunu (Miletic ve ark., 1999; De Almeida ve ark., 2000) gösteren çalışmalar mevcuttur. AH Plus ve AH26 karşılaştırıldığında AH Plus'ın daha fazla sızdırdığı bulunmuştur (Miletic ve ark., 1999). Bu durum AH Plus'ın, büzülme stresi yaratan ve dentin duvarlarından erken ayrılmaya neden olan hızlı sertleşme zamanı ve silikon yağları gibi bazı bileşenlerinin materyalin örtüleme kabiliyetini etkilemesi ile açıklanmıştır (Miletic ve ark., 1999). Rezin esaslı patların dentin bonding ajanları ile birlikte kullanımının adezyonu iyileştireceği ve sızıntıyı azaltacağı düşünülerek yapılan çalışmalarda gerçekten de AH 26'nın dentine bağlanmasının bonding ajanları ile artığı görülmüştür (Mannocci ve Ferrari, 1998).

Rezin içerikli patların en yenisi “Epiphany” (Pentron Clinical Technologies LLC, Wallingford, ABD) kök kanal dolgu sistemi, kor materyali olan Resilon, “dual cure” ve aynı zamanda bağlanma ajanı olan bir pat ve self-etching primerden oluşur. Resilon, biyoaktif cam, bizmut oksiklorit ve baryum sülfat içeren termoplastik sentetik polimer esaslı kök kanal kor materyalidir. Patın içeriğinde üretan dimetakrilat monomer (UDMA), polietilen glikol dimetakrilat (PEGDMA), etoksilat bisfenol A dimetakrilat (EBPADMA), Bisphenol-A-glisidildimetakrilat (BisGMA) rezinleri, silanla işlenmiş baryum borosilikat camları, baryum sülfat, silika, kalsiyum hidroksit, amin içeren bizmut oksoklorit, peroksit, ışıkla sertleşmeyi başlatan maddeler, stabilizatörler ve renklendirici maddeler vardır (Pawinska 2006).

Uygulamada; şekillendirme sonrası dentin duvarlarına Epiphany primer uygulanır. Dentinin bu kimyasal ajanlarla işlem görmesi rezin dolgunun dentin duvarından uzaklaşarak büzülmesini engelleyebilir ve kanalların tıkanmasına yardımcı olur (Shipper ve ark., 2004). Kök kanallarına primer pipet, şırınga veya primer emdirilmiş kağıt kon ile uygulanır. Fazla primer kağıt konlar ile uzaklaştırılır ve dentin yüzeyleri primer ile ıslatılmış olarak bırakılır. Artık çözücü 5 s süre ile hafif basınçlı hava spreyi ile uzaklaştırılır. Pat kanala ana kon yardımı ile veya apeksten 3 mm uzağa yerleştirilmiş ve 300 devir/dk dan daha az hızla dönen lentülo ile gönderilir. Kanal daha sonra tercih edilen bir teknik kullanılarak

Resilon kor materyali ile doldurulur (Teixeira, 2004). Resilon kanal dolgusu tamamlandıktan sonra kuralon yüzey 40 s süre ile ışıkla sertleştirilerek hızlı kuralon örtücülük yaratılır. Daha derindeki rezin pat 30-60 dk' içinde kimyasal olarak sertleşir.

İkinci jenerasyon olan “Epiphany SE” (Pentron Clinical Technologies LLC, Wallingford, ABD) kök kanal patı ise dual-cure ve rezin içerikli bir pattır (Resende ve ark 2009). Epiphany SE, Epiphany'nin self-etch üretilmiş şeklidir. “Dual cure” hidrofilik rezin pat, Resilon ve kök kanal dentinine primer basamağı uygulamaya gerek kalmadan potansiyel olarak bağlanır (Resende ve ark., 2009).

Diş rengindeki restoratif materyaller gibi Resilon teknolojisi de bağlanmayı hibridizasyon ile gerçekleştirir. Bu sayede kök kanal dolgusu ‘monoblok’ etkisi yaratır, kor materyali, pat ve dentin tübülleri tek bir katı yapı haline gelir. *In vitro* ve *in vivo* çalışmalar bu materyal hakkında etkileyici sonuçlar göstermektedir (Shipper ve ark., 2004; Orstavik, 2005; Gesi ve ark., 2005). Polikaprolakton esaslı yeni dolgu maddesi Resilon'un kök kanallarını iyi bir şekilde örttüğü öne sürülmektedir (Shipper ve ark., 2004).

2.5. Adezyon

İdeal bir kök kanal patından istenen özellik, patın hem kor materyaline hem de dentine adezyon göstermesidir. Ayrıca patın, dolguyu bir arada tutmak için koheziv dayanıma da sahip olması gerekmektedir (Cohen ve Burns, 1994).

Adezyon; çok yakın temasta bulunan iki cisim birlikte tutan, ara yüzdeki atom veya moleküller arasındaki güç veya enerji olarak ifade edilir (Dayangaç, 2000). Adezyonun test edilmesinde genellikle germe veya makaslama kuvvetleri uygulanmakta ve başarısızlık tipi sınıflandırılmaktadır. Bağlanma iki cismin arasındaki ara yüzeyde başarısız olduysa, başarısızlık tipi **adeziv** olarak tanımlanır. Başarısızlık ara yüzde değil de cisimlerden birinde gerçekleşiyse **koheziv** olarak sınıflandırılır. Genellikle ikisinin de birlikte bulunduğu başarısızlık tipi (**mix tip**) oluşmaktadır. Adezyon (bağlanma); bağlananın (dentin veya güta perka) yüzey enerjisini, bağlayıcının (pat) yüzey gerilimini, ıslak yüzeylere bağlanma kabiliyeti

ve bağlanan yüzeyinin temizliğini içeren birbiriyle ilişkili çok sayıda faktöre bağlıdır (Van Meerbeek ve ark. 2001).

Kök kanal dolgusunun dentin duvarına adezyonu hem statik hem dinamik durumlar için önemlidir. Statik konumda, kök kanal dolgusunda örtücülüğün devamlılığını sağlamada, kanal patlarının dentine bağlanma dayanımı önemlidir. Dinamik durumda ise bağlanma, sonraki bir manipulasyon sırasında dolgunun yer değiştirmesine direnç gösterir (Tagger ve ark., 2002; Saleh ve ark., 2003; Orstavik ve ark., 1983).

2.5.1. Kök Kanal Dentinine Adezyonu Etkileyen Faktörler

Dentinin kompleks organik yapısı, dinamik bir yapıda olması ve biyolojik aktivite göstermesi güvenilir ve dayanıklı bağlanmayı engeller. Kök kanal dentinine bağlanma dayanımı, koronal dentine bağlanma dayanımından düşüktür (Goracci ve ark., 2004). Aksesuar kök kanalları, rezorpsiyon alanları, gömülü veya serbest pulpa taşları ve değişen miktarlardaki düzensiz sekonder dentin gibi kök kanal dentini yapısındaki varyasyonlar bağlanmayı etkileyebilir (Mjör ve ark., 2004). Patların adaptasyonunu ve penetrasyonunu kök kanal duvarının farklı seviyelerinde dentin tübüllerinin yoğunluğu ve oryantasyonu, uygulanan doldurma tekniği gibi faktörler etkiler. Kökün servikal bölümündeki tübül yoğunluğu orta ve apikal bölgeye göre daha fazladır (Ferrari ve ark., 2000).

Sodyum hipoklorit, hidrojen peroksit, EDTA veya diğer irrigasyon solusyonlarının dentin kollajeni üzerine etkileri pulpanın çıkarılması ile kök kanal dentinindeki hidratasyon, dentinin muamele edilmesinde kullanılan ajanın tipi, uygun olmayan kavite konfigürasyon faktörü nedeniyle oluşan rezin simanın polimerizasyon stresi de bağlanma kalitesini etkiler (Morris ve ark., 2001; Bouillaguet ve ark., 2003). Kök kanal dentinine bağlanma, direkt olarak gözle görülemez ve nem kontrolündeki zorluklardan etkilenebilir. Kök kanal dentinin fosforik asit veya self etch sistemlerle demineralizasyonunun bağlanma dayanımını etkilemediği bildirilmiştir (Frankenberger ve ark., 2005). Smear tabakasının uzaklaştırılması patın dentin tübüllerine penetrasyonuna imkan tanır ve dentin ile pat arasında daha iyi bir adezyon sağlar (Gettleman ve ark., 1991).

Bağlanma prosedürlerinde konfigürasyon faktörünün (C-faktör) önemi olduğu kabul edilmektedir. Kanal duvarları gibi sınırlı alanlarda bağlanan yüzey alanının bağlanmayan yüzey alanına oranı (C faktör) yüksek olduğundan bağlanma arzu edilen şekilde gerçekleşmez. Restorasyonda serbest yüzey ne kadar fazla ise polimerizasyon esnasında oluşan stresin boşalması için o derece fazla akıcılık olur. C faktörü 3:1 den büyük olan restorasyonların bağlanmasında başarısızlık ve mikrosızıntı açısından risk altında olacağı bildirilmiştir (Feilzer ve ark., 1987). Giriş kavitesi için C faktörü 6:1 veya neredeyse 10:1 olabilir. Post boşluğunda bu oran 200' ün üzerine çıkabilmekte, postların bağlantı başarısızlığında önemli rol oynamakta iken (Tay ve ark. 2005) kök kanallarında C faktörü 20-100 arasında değişmektedir ve bu oran kanalın çapı ve uzunluğuna bağlıdır (Morris ve ark., 2001). Özellikle ışıkla sertleşen materyaller için, kök kanalının uygun olmayan geometrik konfigürasyonu içinde yaratılan sertleşme stresi çok yoğun olabilir ve rezin kompozitin dentin duvarlarından ayrılmasına ve arayüzde boşlukların yaratılmasına neden olabilir (Goracci ve ark., 2004).

2.6. Kök Dentinine Bağlanma Direnci Değerlendirme Yöntemleri

Kök kanal dolgu materyalleri ve diş yapısı arasındaki adezyonun etkinliğinin değerlendirilmesinde bağlanma dayanımı testleri popüler yöntemler haline gelmiştir, fakat genel olarak hiçbir adezyon testi tam olarak kabul görmemiştir (Gogos ve ark. 2004). Bu yöntemler arasındaki farklılıklar ve bazı çalışmalarda yapay modellerin kullanılmış olması sonuçların karşılaştırılmasını imkansız kılar. Bağlanma dayanımı eksternal kök dentini üzerinden konvansiyonel germe (tensile) testi, (Nikaido ve ark., 1999) pull-out (Drummond, 2000) veya push-out yöntemleriyle (Patierno ve ark., 1996) kök kanal dentin yüzeyinden ölçülür.

2.6.1. Tensile (Geleneksel Çekme) Testi

Tensile testi, materyallerin gerilme değerlerini ölçmek amacıyla yapılır. Bu deneyde, kullanılan materyaller kısa bir süre için sabit bir oranda çekmeye maruz bırakılır. Gerilmeye maruz kalan numune üzerine uygulanan kuvvet, testi gerçekleştiren makinede ölçülerek okunan değer bir kağıda aktarılır (Goracci ve ark., 2004) Germe testi hassastır ve örnekteki veya yük uygulaması esnasındaki

stres dağılımındaki küçük değişikliklerin sonuçlar üzerinde önemli etkileri vardır (Van Noort ve ark., 1991).

2.6.2. Mikrotensile (Mikrogerilim) Testi

Kanal patlarının dentine bağlanma dayanımı daha küçük boyutlu örnekler kullanılarak değerlendirilir. Böylece bağlanma ara yüzeyi boyunca daha eşit stres dağılımı sağlanır ve kök kanallarının iç tarafı gibi çok küçük alanların bağlanma dayanımı ve kök kanalının üç farklı bölgesinde adezyondaki bölgesel farklılıklar ölçülebilir (Akgüngör ve Akkayan, 2006).

2.6.3. Pull-out (Diametral Çekme) Testi

Kök dentinine bağlanma dayanıklılığı, kök dentininin dış yüzeyi üzerinde tensile testi veya kök dentininin iç yüzeylerinden pull-out veya push out testleri ile ölçülür. Pull-out testinde çekme ve makaslama kuvvetlerinin kombinasyonu oluşturulabilir. Kök yüzey dentininden uygun hızda uzaklaştırılmaya çalışılan post veya pat bütünlüğünün bağlantı dayanımının ölçümü bu sayede sağlanabilir (De Munck ve ark., 2005).

2.6.4. Push-out (İtme) Testi

Kök kanal dentinine bağlantıda itme testinin kullanılması ise 1996 yılında olmuştur. Push out testinde uygulanan kuvvet dentin bağlantı yüzeyine paraleldir, bu nedenle de bağlanma dayanıklılığının belirlenmesinde geleneksel düz yüzey kesme testinden daha güvenilirdir (Kurtz ve ark., 2003) Push-out yöntemi, post ve diş arasındaki bağlanma dayanımını ölçmek için kullanılan yöntemlerden biridir (Patierno ve ark., 1996; Boschian ve ark., 2002) ve diğer yöntemlere göre klinik koşulları daha iyi sağlamaktadır (Sudsangiam ve ark., 1999). Push out testi, diş hekimliğinde ilk defa 1970 yılında tanıtılmıştır (Roydhouse, 1970). Daha sonra 1996 yılında push-out testi kök kanal dentinine bağlanma çalışmalarında rapor edilmiştir (Patierno, 1996). Ancak, push-out testi bütün post yüzünde (Gallo ve ark., 2002) veya kalın kök dilimlerinde (Patierno ve ark., 1996, Sudsangiam ve ark.,

1999) uygulandığında bağlanma ara yüzeyinde çok fazla düzenli olmayan stres geliştiği iddia edilmektedir. Orjinal push-out tekniğindeki bu engeller örnek kalınlığının 1 mm'ye indirilmesi ile çözümlenmiştir. Bu modifiye teknik kök kanalı içinde bölgesel farkların da test edilebilmesine olanak vermiştir (Loxley ve ark., 2003). Bu yöntemin diğer bir avantajı bağlanma dayanımı düşük olsa bile kanal patlarının değerlendirilebilmelerine olanak tanınmasıdır (Üngör ve ark., 2006). Push out testinin daha güvenilir olduğu, mikrotensile testinde örneklerin hazırlanmasında çok sayıda prematür başarısızlık olduğu ve verilerin çok geniş bir aralıkta dağıldığı da rapor edilmiştir (Goracci ve ark., 2004).

Bu çalışmada, farklı yüzey işlemlerinin (CO₂ lazer , Nd-YAG lazer, EDTA, NaOCl) farklı kök kanal dolgu sistemlerinde (Güta perka + AH plus; Resilon + Epiphany SE) bağlantı dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır ve patların adezyon dayanımlarını değerlendirmek için köklerden elde edilen kesitler üzerinde push-out testi yapılmıştır. Çalışmanın hipotezi, farklı kök yüzey işlemlerinin kök kanal dolgu patlarının dentin yüzeyine adezyonunu etkileyeceğidir.

3. MATERYAL VE METOT

3.1 Test Örneklerinin Hazırlanması

3.1.1. Çalışmada Kullanılan Diş Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmamızda periodontal nedenlerle çekilmiş, boyut olarak birbirine yakın uzunluğa sahip çürüksüz, yüzeyinde çatlak ve kırık olmayan 180 adet insan alt premolar dişi kullanıldı. Çalışmanın etik kurul onayı Ondokuzmayıs Üniversitesi Tıbbi Araştırmalar Etik Komisyonunun Aralık 2010' da yaptığı toplantıda alınmıştır. Deneysel çalışmalar, Ondokuzmayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ondokuzmayıs Üniversitesi Temel Tıp Bilimleri Fizyoloji Araştırma Laboratuvarlarında ve Dr. Dt. Veysel BALKAYA'nın özel kliniğinde yapılmıştır.

Dişlerin dış yüzeylerindeki diş taşları ve artıklar "ultrasonic scaler" (Cavitron SPS, Dentsply, York PA, ABD) ile temizlendi ve dişler deney aşamasına kadar %10' luk formalin solüsyonunda saklandı. Tüm dişler, kök boyları standart 16 mm olacak şekilde mine-sement sınırından ince bir elmas separe ile (Gebr. Brasseler GmbH & Co., Lemgo, Almanya) su soğutmalı olarak dişin uzun aksına dik şekilde kesildi ve kök kısımlarından ayrıldı. Tüm dişlerin apikal foramenleri kullanılacak sıvıların kök uçlarından taşmaması ve debrislerin kök uçlarından çıkışlarının önlenmesi amacıyla yumuşak mumla kapatıldı.

Kökler, içinde otopolimerizan akril materyali (Vertex, Dentimex, Zeist, Holland) bulunan 10mm. çapında, 20mm. uzunluğunda silindirik plastik kalıplara bir paralelometre (Paraskop) yardımıyla yerleştirildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Paralelometre yardımıyla akrile yerleştirilen kök.

3.1.2. Kök kanal Preparasyonu

Kök kanal içerikleri tirnerf (Vereinigte Dentalwerke GmbH & Co. KG., Münih, Almanya) kullanılarak çıkarıldıktan sonra çalışma boyu 15 mm olarak belirlendi ve kanal genişletme işlemi 16:1 redüksiyonlu angldurvaya sahip X-Smart (Dentsply, Ballaigues, Switzerland) tork kontrollü motor kullanılarak yapıldı. Kanalda öncelikle SX eğe ile 2/3 koronal kısım şekillendirildi. Daha sonra S1, S2, F1, F2, F3, F4, F5 no'lu eğeler uygun çalışma boyunda (15 mm) sırasıyla kullanıldı ve preperasyonu tamamlandı.



Şekil 3.2 Kök kanal preperasyonunda kullanılan ProTaper® döner sistem Ni-Ti eğeleri.

Kanallar, her numara eğelemeden sonra bir sonraki eğeye geçmeden önce 3ml % 5'lik NaOCl (Endosolve-HP, IMICRYL Diş Mlz. AŞ, Konya, Türkiye) ile yıkandı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Çalışmamızda kullanılan %5'lik NaOCl solüsyonu

Preparasyon tamamlandıktan sonra 180 diş her grupta 30 örnek olacak şekilde rastgele 6 gruba ayrıldı:

Grup 1: Yalnızca %5 NaOCl solüsyonu uygulanan grup (n=30)

Grup 2: %17 EDTA uygulanan grup (n=30)

Nd:YAG lazer uygulanan gruplar

Grup 3: Nd:YAG lazer 10 Hz. (n=30)

Grup 4: Nd:YAG lazer 15 Hz. (n=30)

CO₂ lazer uygulanan gruplar

Grup 5: CO₂ lazer 1 W. (n=30)

Grup 6: CO₂ lazer 0,5 W. (n=30)

Grup1: Kontrol grubu olarak belirlendi. 3ml %5'lik NaOCl ile kök kanallarının yıkanmasını takiben NaOCl kristallerinin gelişmesini önlemek için tüm kanallarda son yıkama solusyonu olarak 3 ml steril distile su kullanıldı. Ardından kök kanalları steril kağıt konularla (Gapadent CO., LTD, Tian Jin, Çin) kurulandı.

Grup 2: Kök kanallarına en son yıkamada enjektör yardımıyla apikal foramenden 2 mm kısa olacak şekilde 5 dakika boyunca 5 ml % 17' lik EDTA solüsyonu

(Calasept, EDTA, Nordiska Dental, Angelholm, İsveç) uygulandı (Şekil 3.4). Daha sonra 3 ml %5'lik NaOCl ile tüm kanallar yıkandı ve son olarak 3 ml steril distile su uygulanan kök kanalları steril kağıt konlarla kurulandı.



Şekil 3.4 Çalışmamızda kullanılan %17'lik EDTA solusyonu

Grup 3 ve 4' de kök kanallarına 200 (μm) 'lik fiber optik uç yardımıyla atımlı modda (pulse mod) Nd:YAG lazer (Deka Smarty A-10, Firenze, İtalya) uygulandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5.Kök kanallarına uygulanan Nd:YAG lazer

Grup 3: Lazer cihazı üretici firmanın endodontik tedavide önerdiği parametreler olan 1,064 nm dalga boyu; 1 W enerji; 100 milijoule (mj) atım hızı; 10 Hertz (Hz) frekans hızına ayarlandı. Optik fiber uç çalışma boyunda yerleştirilerek ışılama boyunca dairesel hareketlerle 10 sn süresince apikal foramenden kanal ağzına doğru hareket ettirildi ve tekrar apikal foramene dönüldü. Her ışılama arasında 15 sn beklenererek (relaxation time) işlem 4 kez tekrarlandı. Işılama boyunca su soğutucu sistemlerle steril su uygulandı. Işılama sonrası kök kanalları 3 ml steril distile su ile yıkandı ve steril kağıt konlarla kurulandı.

Grup 4: Lazer cihazı üretici firmanın endodontik tedavide önerdiği parametreler olan 1,064 nm dalga boyu; 1 W enerji; 100 mj atım hızı; 15 Hz frekans hızına ayarlandı. Optik fiber uç çalışma boyunda yerleştirilerek ışılama boyunca dairesel hareketlerle 10 sn boyunca apikal foramenden kanal ağzına doğru hareket ettirildi ve tekrar apikal foramene dönüldü. Her ışılama arasında 15 sn beklenererek işlem 4 kez tekrarlandı. ışılama boyunca su soğutucu sistemlerle steril su uygulandı.

Işınlatma sonrası kök kanalları 3 ml steril distile su ile yıkandı ve steril kağıt konlarla kurulandı.

Grup 5 ve 6' da kök kanallarına noncontact uç yardımıyla atımlı modda (pulse mode) CO₂ lazer (Smart US20 D Dental-DEKA, İtalya) uygulandı (Şekil 3.6). Bu grupta uygulanacak olan lazerde 2 farklı frekans değeri kullanılarak uygulama yapılacağından, 60 diş kökü rastgele olmak üzere seçilen 30'ar diş kökünden oluşan iki gruba ayrılmıştır.



Şekil 3.6 Kök kanallarına uygulanan CO₂ lazer.

Grup 5: Lazer cihazı üretici firmanın endodontik tedavide önerdiği parametreler olan 10,6 nm dalga boyu; 1 W enerji, seviye 10 ve 50 Hz frekans hızında ayarlandı. Noncontact uç kanal ağzına yerleştirilerek 5 sn boyunca aşağı yukarı ve dairesel hareketlerle kanal içine uygulandı. Her ışınlatma arasında 15 sn beklenecek şekilde işlem 4 kez tekrarlandı. Işınlatma boyunca su soğutucu sistemlerle steril su uygulandı.

Işınlama sonrası kök kanalları 3 ml steril distile su ile yıkandı ve steril kağıt konlarla yıkandı.

Grup 6: Lazer cihazı üretici firmanın endodontik tedavide önerdiği parametreler olan 10,6 nm dalga boyu; 0,5 W, seviye 10 ve 50 Hz frekans hızına ayarlandı. Noncontact uç kanal ağzına yerleştirilerek 5 sn boyunca aşağı- yukarı ve dairesel hareketlerle kanal içine uygulandı. Her ışınlama arasında 15 sn beklenecek işlem 4 kez tekrarlandı. Işınlama boyunca su soğutucu sistemlerle steril su uygulandı. Işınlama sonrası kök kanalları 3 ml steril distile su ile yıkandı ve steril kağıt konlarla kurutuldu.

3.1.3 Kök Kanallarının Doldurulması

Grup 1, Grup 2, Grup 3, Grup 4, Grup 5, Grup 6: 30 örnekten oluşan gruplar rastgele olmak üzere ikiye ayrıldı. İlk yarı (n=15) rezin içerikli AH Plus (Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, Almanya) kök kanal dolgu patı ve ProTaper sistemine ait olan F5 nolu güta perka (Dentsply- Maillefer, Rio de Janeiro, Brezilya) ile dolduruldu (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Kök kanalların doldurulmasında kullanılan AH Plus kök kanal patı ve güta perka.

Üretici firmanın talimatlarına uygun hazırlanan pat, lentülo (Kavo, Biberach, Almanya) ile, çalışma boyundan 1 mm kısa olacak şekilde, kanal duvarlarına uygulandı. Ana kon pata bulandıktan sonra çalışma boyunda kanala yerleştirildi. Soğuk lateral kondenzasyon tekniğine uygun olarak spreader (Kavo, Biberach, Almanya) ile elde edilen boşluklara yardımcı konlar pata bulanarak yerleştirildi. Tüm kanal doldurularak taşan kısımlar elektrikli güta kesici (VDW,

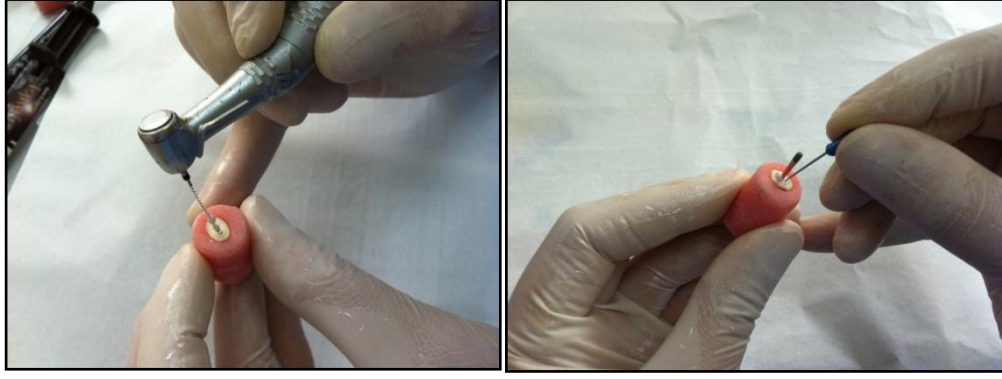
Munih, Almanya) kullanılarak kesildi ve kanal ağız geçici dolgu materyali Cavit G (3M Espe, Almanya) ile kapatıldı.

İkinci yarı (n=15) ise dual-cure hidrofilik rezin içerikli kanal dolgu sistemi olan Epiphany SE (Pentron Clinical Technologies, LLC, Wallingford, ABD) ve Resilon konlar ile dolduruldu(Şekil 3.8).



Şekil 3.8 Kök kanalların doldurulmasında kullanılan rezin içerikli kanal dolgu sistemi.

Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak eşit miktarda sıkılarak karıştırılan pat çalışma boyundan 1 mm kısa olacak şekilde lentülo yardımı ile kanal içine gönderildikten sonra, sistemin içerisindeki konlar (Resilon kon) kullanılarak kanal dolgusu soğuk lateral kondenzasyon tekniği ile tamamlandı (Şekil 3.9). Taşan kon ve patlar elektrikli gutta kesici ile uzaklaştırıldı (Şekil 3.10). 30 sn boyunca 1000 mW çıkış gücüne sahip LED ışık cihazı (Woodpecker, Guanxi, China) ile ışık uygulandı ve kanal ağız geçici dolgu materyali Cavit G ile kapatıldı. Tüm örnekler itme testi için 1 hafta süre ile %100 nemli ortamda bekletildi.



Şekil 3.9 Kök kanalına lentülo yardımı ile patın gönderilmesi ve lateral kondenzasyon.



Şekil 3.10 Elektrikli gutta kesici ile fazla gütta perkanın çıkartılması.

Çalışmamızda kontrol ve deney gruplarının oluşturulduğu gereç ve yöntemin özeti aşağıdaki tabloda yer almaktadır (Tablo 3.1).

Tablo 3.1 Deney grupları

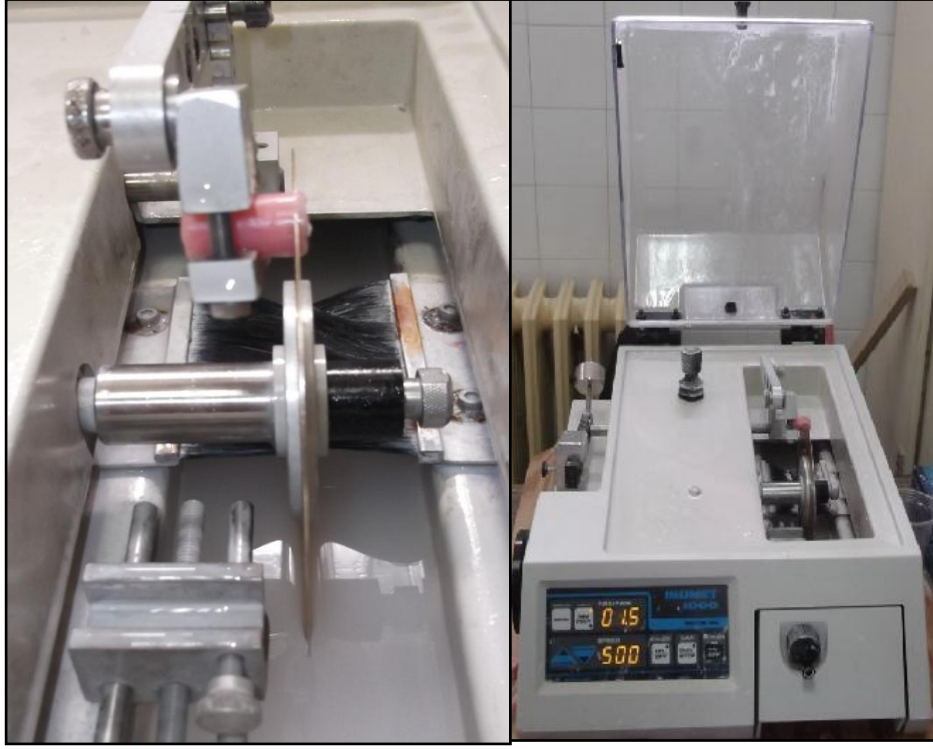
| Gruplar | N(Dış Sayısı) | Yüzey İşlemi (Son Yıkama) | Kök Kanal Dolgusu | N (örnek Sayısı) |
|------------------------|----------------------|--|-------------------------------------|-------------------------|
| Grup 1 | 15 | Nd:YAG lazer (1W, 10Hz) <i>+ 3ml steril distile su</i> | güta perka kon + AH plus kanal patı | 15 |
| Grup 2 | 15 | Nd:YAG lazer (1W, 10Hz) <i>+ 3ml steril distile su</i> | resilon kon + Epiphany SE | 15 |
| Grup 3 | 15 | Nd:YAG lazer (1.5W, 15Hz) + <i>3ml steril distile su</i> | güta perka kon + AH plus kanal patı | 15 |
| Grup 4 | 15 | Nd:YAG lazer (1.5W, 15Hz) + <i>3ml steril distile su</i> | resilon kon + Epiphany SE | 15 |
| Grup 5 | 15 | CO₂ lazer (1W, 50Hz) <i>+ 3ml steril distile su</i> | güta perka kon + AH plus kanal patı | 15 |
| Grup 6 | 15 | CO₂ lazer (1W, 50Hz) <i>+ 3ml steril distile su</i> | resilon kon + Epiphany SE | 15 |
| Grup 7 | 15 | CO₂ lazer (0.5W, 20Hz) <i>+ 3ml steril distile su</i> | güta perka kon + AH plus kanal patı | 15 |
| Grup 8 | 15 | CO₂ lazer (0.5W, 20Hz) <i>+ 3ml steril distile su</i> | resilon kon + Epiphany SE | 15 |
| Grup 9 | 15 | 5ml %17 EDTA+ 3ml %5 NaOCl+ 3ml steril distile su | güta perka kon + AH plus kanal patı | 15 |
| Grup 10 | 15 | 5ml %17 EDTA+ 3ml %5 NaOCl+ 3ml steril distile su | resilon kon + Epiphany SE | 15 |
| Grup 11 Kontrol | 15 | 3ml %5 NaOCl + 3ml Steril distile su | güta perka kon + AH plus kanal patı | 15 |
| Grup 12 Kontrol | 15 | 3ml %5 NaOCl + 3ml Steril distile su | resilon kon + Epiphany SE | 15 |

3.2. İtme Testi İçin Örneklerin Hazırlanması

İtme testini uygulamak için, içinde köklerin bulunduğu otopolimerizan akril kalıplar (Şekil 3.11), düşük devirde dönen (250- 300 devir/dakika (rpm)) su soğutmalı kesme cihazında (Isomet; Buchler, Ltd., Lake, Bluff, ABD) elmas separe (no. 11-4254MC) (Şekil 3.12) kullanılarak kökün koronal, orta ve apikal üçlü kısımlarından birer tane olmak üzere, 3 adet 1 ± 0.1 mm'lik dilim kesildi. (Şekil 3.13). Dilimlerin kalınlık ölçümleri dijital kalibrasyon cihazı ile kontrol edildi (Mitutoyo, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.14). Her bir grup için 15 adet örnekten toplam 45 adet kesit push-out testi için hazır hale getirildi (Şekil 3.15).



Şekil 3.11. Nd-YAG-AH-Plus grubuna ait içinde kök kanal tedavisi yapılmış kökler bulunan otopolimerizan akrilik silindirler.



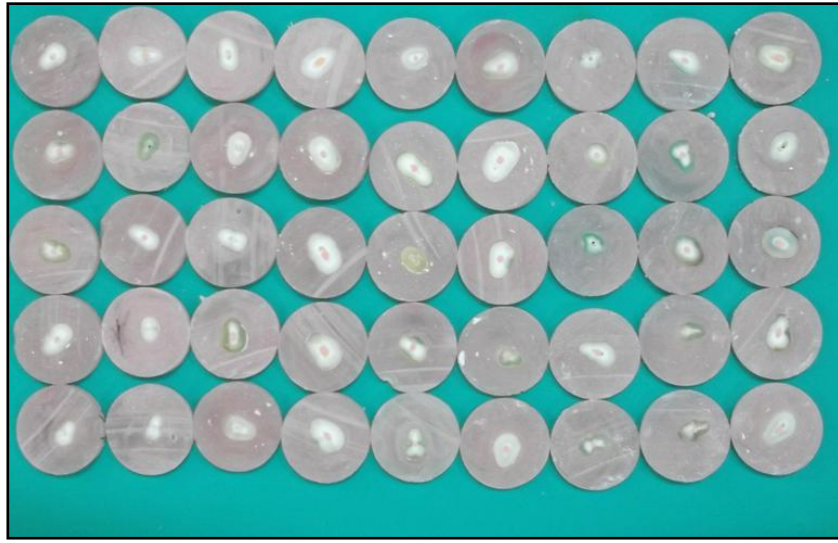
Şekil 3.12. Su soğutmalı kesme cihazında akrilik silindirin kesilmesi.



Şekil 3.13 Nd-YAG-AH Plus grubuna ait silindirik akril ve apikal kesite ait bir örnek.



Şekil 3.14 Ölçümlerde kullanılan dijital kumpas.



Şekil 3. 15. Bir grup için 15 adet örnekten toplam 45 adet kesit.

3.3. Push- Out (İtme) Testi Uygulaması

Elde edilen kök dilimleri push out test düzeneğine sabitlendikten sonra örneklere hızı 1 mm/dak. olan bir universal test cihazı (Lloyd LRX,Lloyd Instruments PIC., England) ile itme testi yapıldı (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Push-out testinin yapıldığı universal makine

Çalışmada kullanılan push out test düzeneği 3 parçadan oluşmaktadır:

1. Çapı 1mm olan silindirik metal uç
2. Kök parçalarının yerleştirileceği ortası delik hareketli zemin
3. Test makinesine bağlamak için gerekli bağlantı parçaları (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Push-out test düzeneği

Kök parçaları push- out test düzeneğine yerleştirildikten sonra kanal dolgu patlarının kök kanal dentini ile olan bağlanma dayanımlarının ölçülmesi için kök parçalarının merkezindeki kanal dolgu maddesi üzerine konumlandırılan silindirik

metal uç ile 1 mm/dak. hızla kanal dolgusu kanaldan bütünüyle uzaklaşana kadar kuvvet uygulandı. Her bir örnek için kök kanalının çapı, kök parçasının yüksekliği bir dijital kumpasla ölçüldü. İtme kuvvetleri Newton (N) olarak ve bağlanma yüzey alanı mm² olarak hesaplandı. N olarak kaydedilen değerler megapaskal (MPa) birimine çevrildi. İtme bağlanma dayanıklılığı aşağıdaki formüle göre hesaplandı

$$\text{Bağlanma Dayanımı (MPa)} = \frac{F(\text{Ayrılma Kuvveti})(\text{Newton})}{\text{Alan}(\text{mm}^2)}$$

$$\text{Alan} = (\pi r_1 + \pi r_2) \times \sqrt{(r_1 - r_2)^2 + h^2}$$

r_1 = kök kanalının büyük çapı

r_2 = kök kanalının küçük çapı

$\pi = 3,14$

MPa: Bağlanma Dayanımı (Ayrılma Gerilimi)

F: Uygulanan Kuvvet (Newton); Kanal dolgusunu kanaldan uzaklaştıran maksimum kuvvet

h: Kök parçasının yüksekliği (mm)

3.4. Stereomikroskop ile Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

İtme testi sonucu oluşan başarısızlık tipleri x40 büyütmeli stereomikroskop (Leica, MZ125, İngiltere) ile incelenerek adeziv, koheziv veya miks başarısızlık tipleri için görsel veri elde edildi (Şekil 3.18).



Şekil 3.18 Çalışmada kullanılan stereomikroskop

3.5. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda kullanılan materyaller ve içerikleri Tablo 3.2' de ve kullanılan cihazlar Tablo 3.3' de verilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller

| MARKA | MATERYAL İÇERİĞİ | ÜRETİM NO | ÜRETİCİ FİRMA |
|-----------------------------|--|-----------|--|
| Endosolve-HP | %5'lik Sodyum Hipoklorit | 12079 | Endosolve-HP, IMICRYL, Konya, Türkiye |
| ProTaper Döner Alet Sistemi | Nikel-Titanyum (Ni-Ti) Döner Alet Sistemi | CH- 1338 | Dentsply- Maillefer, Ballaigues, İsviçre |
| Gapadent Kağıt Kon | Kağıt Kon | 300380 | Gapadent CO., LTD, TianJinCity, Çin Halk Cumhuriyeti |
| ProTaper Güta Perka Konları | %60-70 çinko oksit, %20 guta perka, rezin, mum | CH- 1338 | Dentsply- Maillefer, Rio de Janeiro, Brezilya |
| Lentülo | Paslanmaz çelik | N205473 | Kavo, Biberach, Almanya |
| Spreader | Paslanmaz çelik | 1087513 | Kavo, Biberach, Almanya |
| Epiphany SE | Rezin içerikli kanal dolgu patı | CT 06492 | Pentron Clinical Technologies, LLC, Wallingford, ABD |
| AH Plus | Rezin içerikli kanal dolgu patı | 78467 | Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, Almanya |
| Cavit G | Kalsiyum sülfat içerikli geçici dolgu maddesi | 322455 | 3M Espe, Seefeld Almanya |
| Calasept, EDTA | %17'lik EDTA solusyonu | 180010 | Calasept, EDTA, Nordiska Dental, Angelholm, İsveç |

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan cihazlar

| Cihaz | Üretici Firma |
|------------------------------|--|
| Nd:YAG Lazer Cihazı | Deka Smarty A-10, Firenze, İtalya |
| CO ₂ lazer Cihazı | Smart US20 D Dental-DEKA, İtalya |
| LED Işık Cihazı | Hilux LED 550, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye |
| Üniversal Test Aygıtı | Lloyd LRX, Lloyd Instruments PIC., İngiltere |
| Paralelometre | Paraskop, BEGO, Almanya |
| Kesme Cihazı | Isomet 1000, Buehler, ABD |
| Kesme Bıçağı | No: 11- 4254MC, 15LC Diamond, Buehler, ABD |
| Stereomikroskop | Leica, MZ125, İngiltere |

4. BULGULAR

Bu çalışmada, beş farklı yüzey işlemine maruz bırakılarak farklı kök kanal dolgu teknikleri ile doldurulmuş toplam 180 adet çekilmiş insan diş köklerinden elde edilen kesitler üzerinde push-out testi uygulanmıştır. Test sonucu AH Plus Güta perka ve Epiphany SE Resilon ile doldurulmuş gruplardan elde edilen verilere, Shapiro Wilk normal dağılıma uygunluk testi yapılmış ve hem AH Plus ($p= 0,339$) hem de Epiphany SE ($p= 0,635$) grupları için verilerin normal dağılıma uyduğu gözlenmiştir.

Nd YAG 15 Hz, Nd YAG 10 Hz, CO₂ 1W, CO₂ 0,5W, EDTA ve NaOCl yüzey işlemi uygulanmış, AH Plus Güta perka kullanılarak doldurulmuş örneklerin apikal, orta ve koronal bölgeler için push-out testi sonucu ortalama bağlantı değerleri mPa olarak kaydedilmiş, çoklu karşılaştırmaları Tukey HSD testine göre yapılmıştır.

Apikal bölge için ortalama bağlantı değerlerine göre en yüksek bağlantı değerlerinin izlendiği grup ortalama 4,01 mPa ile Nd YAG 15 Hz grubu, en düşük bağlantı değerinin izlendiği grup ortalama 0,89 mPa ile kontrol grubu olmuştur (Tablo 4.1).

Tablo 4.1 AH Plus-güta perka ile doldurulmuş örneklerin apikalde ortalama bağlantı değerleri ve standart sapmaları (SD).

| Gruplar | n | Ortalama (mPa) | SD |
|----------------------|----|--------------------|-------|
| Nd-YAG 15Hz | 15 | 4,01 ^a | 0,339 |
| Nd-YAG 10Hz | 15 | 3,85 ^{ab} | 0,315 |
| CO ₂ 1W | 15 | 3,56 ^b | 0,189 |
| CO ₂ 0,5W | 15 | 2,84 ^c | 0,484 |
| EDTA | 15 | 1,68 ^d | 0,264 |
| NaOCl | 15 | 0,89 ^e | 0,227 |

* Farklı harfler gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir ($p<,05$).

Orta bölge için ortalama bağlantı değerlerine göre en yüksek bağlantının izlendiği grup 4,12 mPa ile Nd-YAG 15 Hz ve en düşük bağlantının izlendiği grup 0,99 mPa ile kontrol grubudur (Tablo 4.2).

Tablo 4.2 AH Plus-güta perka ile doldurulmuş örneklerin orta bölgede ortalama bağlantı değerleri ve standart sapmaları (SD).

| Gruplar | n | Ortalama (mPa) | SD |
|----------------------|----|-------------------|-------|
| Nd-YAG 15Hz | 15 | 4,12 ^a | 0,406 |
| Nd-YAG 10Hz | 15 | 4,66 ^b | 0,276 |
| CO ₂ 1W | 15 | 3,91 ^b | 0,165 |
| CO ₂ 0,5W | 15 | 3,27 ^c | 0,442 |
| EDTA | 15 | 1,94 ^d | 0,247 |
| NaOCl | 15 | 0,99 ^e | 0,187 |

*Farklı harfler gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir (p<,05).

Koronal bölge için ortalama bağlantı değerlerine göre en yüksek bağlantının izlendiği grup 4,44 mPa ile Nd-YAG 15 Hz grubu ve en düşük bağlantının izlendiği grup 1,04 mPa ile kontrol grubudur (Tablo 4.3).

Tablo 4.3 AH Plus-güta perka ile doldurulmuş örneklerin koronal bölgede ortalama bağlantı değerleri ve standart sapmaları (SD).

| Gruplar | n | Ortalama (mPa) | SD |
|----------------------|----|-------------------|-------|
| Nd-YAG 15Hz | 15 | 4,96 ^a | 0,389 |
| Nd-YAG 10Hz | 15 | 4,44 ^b | 0,459 |
| CO ₂ 1W | 15 | 4,19 ^b | 0,374 |
| CO ₂ 0,5W | 15 | 3,35 ^c | 0,528 |
| EDTA | 15 | 2,07 ^d | 0,252 |
| NaOCl | 15 | 1,04 ^e | 0,177 |

* Farklı harfler gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir (p<,05).

Apikal bölge için Nd-YAG 15 Hz - Nd-YAG 10 Hz grupları arasında ve Nd-YAG 10 Hz- CO₂ 1 w grupları arasında anlamlı farklılık elde edilememişken, orta ve koronalde sadece Nd-YAG 10 Hz- CO₂ 1 W arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmemiştir (p>,05). Bunun haricindeki bütün gruplarda, apikal,orta ve koronal bölgeler için istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p<,05).

Epiphany SE-Resilon kök kanal dolgu sistemiyle doldurulmuş örneklerin de apikal, orta ve koronal bölgeler için push-out testi sonucu ortalama bağlantı değerleri mPa olarak kaydedilmiştir.

Apikal bölge için ortalama bağlantı değerlerine göre en yüksek bağlantının izlendiği grup 1,88 mPa ile Nd-YAG 15 Hz grubu ve en düşük bağlantının izlendiği grup 0,51 mPa ile kontrol grubudur (Tablo 4.6).

Tablo 4.6 Epiphany SE-Resilon ile doldurulmuş örneklerin apikal bölgede ortalama bağlantı değerleri.

| Gruplar | n | Ortalama (mPa) | SD |
|----------------------|----|--------------------|-------|
| Nd-YAG 15Hz | 15 | 1,88 ^a | 0,210 |
| Nd-YAG 10Hz | 15 | 1,62 ^{ab} | 0,308 |
| CO ₂ 1W | 15 | 1,27 ^b | 0,141 |
| CO ₂ 0,5W | 15 | 0,78 ^c | 0,168 |
| EDTA | 15 | 0,66 ^d | 0,155 |
| NaOCl | 15 | 0,51 ^e | 0,095 |

* Farklı harfler gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir (p<,05).

Orta bölge için ortalama bağlantı değerlerine göre en yüksek bağlantının izlendiği grup 2,10 mPa ile Nd-YAG 15 Hz ve en düşük bağlantının izlendiği grup 0,63 mPa ile kontrol grubudur (Tablo 4.5).

Tablo 4.5 Epiphany SE-Resilon ile doldurulmuş örneklerin orta bölgede ortalama bağlantı değerleri ve standart sapmaları (SD).

| Gruplar | n | Ortalama (mPa) | SD |
|----------------------|----|-------------------|-------|
| Nd-YAG 15Hz | 15 | 2,10 ^a | 0,278 |
| Nd-YAG 10Hz | 15 | 1,98 ^a | 0,272 |
| CO ₂ 1W | 15 | 1,65 ^b | 0,162 |
| CO ₂ 0,5W | 15 | 1,15 ^c | 0,196 |
| EDTA | 15 | 0,73 ^d | 0,162 |
| NaOCl | 15 | 0,63 ^d | 0,117 |

* Farklı harfler gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir (p<,05).

Koronal bölge için ortalama bağlantı değerlerine göre en yüksek bağlantının izlendiği grup AH Plus-güta perka grubuna benzer olarak, 2,34 mPa ile Nd-YAG 15 Hz grubu ve en düşük bağlantının izlendiği grup 0,64 mPa ile kontrol grubudur (Tablo 4.4).

Tablo 4.4 Epiphany SE-Resilon ile doldurulmuş örneklerin koronal bölgede ortalama bağlantı değerleri ve standart sapmaları (SD).

| Gruplar | n | Ortalama (mPa) | SD |
|----------------------|----|-------------------|-------|
| Nd-YAG 15Hz | 15 | 2,34 ^a | 0,272 |
| Nd-YAG 10Hz | 15 | 2,06 ^b | 0,278 |
| CO ₂ 1W | 15 | 1,81 ^c | 0,162 |
| CO ₂ 0,5W | 15 | 1,24 ^d | 0,196 |
| EDTA | 15 | 0,86 ^e | 0,162 |
| NaOCl | 15 | 0,64 ^e | 0,117 |

* Farklı harfler gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir (p<,05).

Epiphany SE-Resilon kök kanal dolgu sistemi için, koronal orta ve apikal bölgelerde EDTA ve NaOCl grupları arasında anlamlı farklılık bulunmazken (p>,05), orta bölge için Nd-YAG 15 Hz ve Nd-YAG 10 Hz grupları arasında ve CO₂ 0,5 W ile EDTA grupları arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (p>,05). Değerlendirilen diğer tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmiştir (p<,05).

Kök kanalları doldurulmadan önce uygulanan her bir yüzey işlemi için, iki farklı kök kanal dolgu sisteminin (AH Plus-güta perka; Epiphany SE-Resilon) birbirleriyle karşılaştırılması yani her bir yüzey işlemi için kök-kanal patları arasındaki farklılıkların değerlendirilmesi amacıyla iki örneklem T-testi yapılmış ve veriler kaydedilmiştir. Veriler, koronal, orta ve apikal bölgeler için ayrı ayrı test edilmiştir.

Koronal bölgede test edilen bütün yüzey işlemlerinde AH Plus-güta perka ve Epiphany SE-Resilon arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=,00). AH-Plus-Güta Perka grubu, Epiphany SE-Resilondan grubundan daha yüksek kopma dayanım değerleri göstermiştir (Tablo 4.7).

Tablo 4.7 Farklı yüzey işlemleri için iki farklı kök kanal patının değerlendirilmesi (koronal).

| Yüzey işlemleri | n | Kök Kanal Dolgu Patları | Ortalama (mPa) | Standart Sapma (SD) | p |
|--------------------------|----------|--------------------------------|-----------------------|----------------------------|----------|
| Nd-YAG 15 Hz | 15 | AH Plus | 4,96 | 0,459 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 2,34 | 0,272 | |
| Nd-YAG 10 Hz | 15 | AH Plus | 4,44 | 0,389 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 2,06 | 0,278 | |
| CO ₂ 1 W | 15 | AH Plus | 4,19 | 0,374 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 1,81 | 0,162 | |
| CO ₂ 0,5 W | 15 | AH Plus | 3,35 | 0,528 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 1,24 | 0,196 | |
| EDTA | 15 | AH Plus | 2,07 | 0,252 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 0,86 | 0,162 | |
| NaOCl | 15 | AH Plus | 1,04 | 0,177 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 0,64 | 0,117 | |

Orta bölgede test edilen bütün yüzey işlemlerinde de AH -Plus-Güta Perka ve Epiphany SE-Resilon arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p=,00). AH Plus-güta perka, Epiphany SE-Resilon grubundan daha yüksek kopma dayanım değerleri göstermiştir (Tablo 4.8).

Tablo 4.8 Farklı yüzey işlemleri için iki farklı kök kanal patının değerlendirilmesi (Orta üçlü).

| Yüzey işlemleri | N | Dolgu Patları | Ortalama (mPa) | Standart Sapma | <i>p</i> |
|--------------------------|----|----------------|----------------|----------------|----------|
| Nd-YAG 15 Hz | 15 | AH Plus | 4,12 | 0,459 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 1,98 | 0,272 | |
| Nd-YAG 10 Hz | 15 | AH Plus | 3,35 | 0,389 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 1,24 | 0,278 | |
| CO ₂ 1 W | 15 | AH Plus | 4,66 | 0,126 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 2,10 | 0,187 | |
| CO ₂ 0,5 W | 15 | AH Plus | 3,35 | 0,145 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 1,24 | 0,247 | |
| EDTA | 15 | AH Plus | 4,12 | 0,142 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 1,98 | 0,442 | |
| NaOCl | 15 | AH Plus | 4,66 | 0,165 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany SE | 2,10 | 0,138 | |

Son olarak apikal bölgede de test edilen bütün yüzey işlemlerinde, AH Plus-güta perka ve Epiphany SE-Resilon grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır (p=,00). Yine bütün gruplar için AH Plus-güta perka grubu, Epiphany SE-Resilon grubundan daha yüksek kopma dayanım değerleri göstermiştir (Tablo 4.9).

Tablo 4.9 Farklı yüzey işlemleri için iki farklı kök kanal patının değerlendirilmesi (Apikal).

| Yüzey işlemleri | N | Dolgu Patları | Ortalama (mPa) | Standart Sapma | p |
|--------------------------|----|---------------|----------------|----------------|-------|
| Nd-YAG 15 Hz | 15 | AH Plus | 4,01 | 1,879 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany | 0,34 | 0,210 | |
| Nd-YAG 10 Hz | 15 | AH Plus | 3,85 | 1,617 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany | 0,32 | 0,308 | |
| CO ₂ 1 W | 15 | AH Plus | 3,56 | 1,265 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany | 0,19 | 0,141 | |
| CO ₂ 0,5 W | 15 | AH Plus | 2,84 | 0,783 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany | 0,48 | 0,168 | |
| EDTA | 15 | AH Plus | 1,68 | 0,655 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany | 0,26 | 0,155 | |
| NaOCl | 15 | AH Plus | 0,89 | 0,5080 | p=,00 |
| | 15 | Epiphany | 0,23 | 0,0947 | |

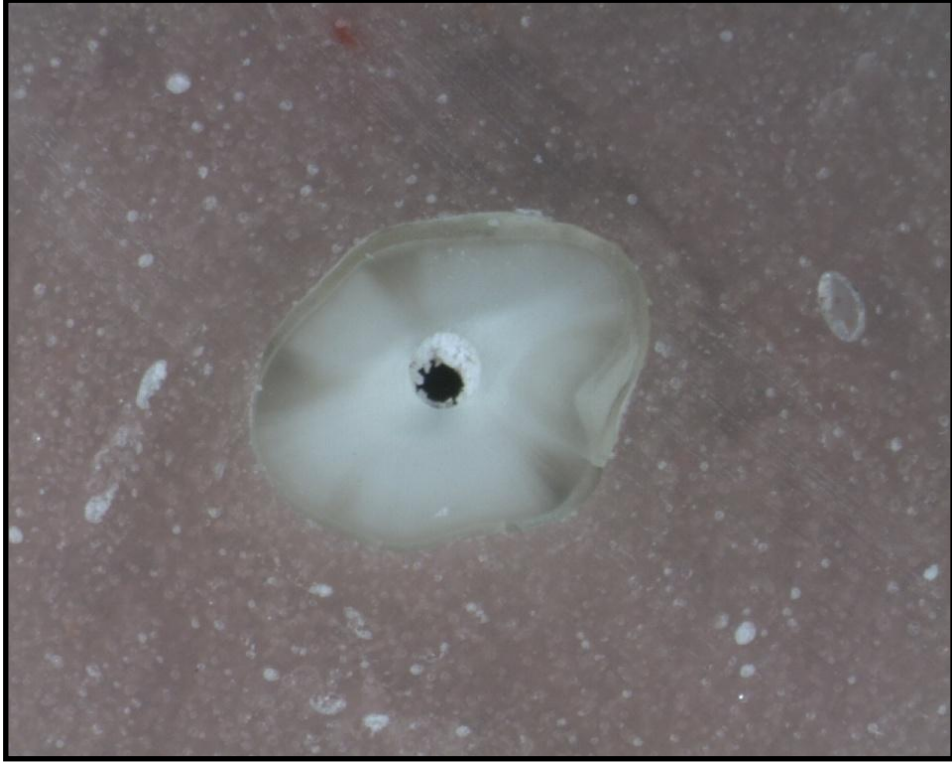
Farklı yüzey işlemlerinin kesitlerde izlenen başarısızlık tiplerine etkisi olduğu görülmüştür. Farklı patlar için değişen yüzey işlemlerinde adhesiv, kohesiv ve miks tipi başarısızlıklar oluşmuştur. Farklı yüzey işlemlerinde oluşan başarısızlık tiplerinin sayısal olarak gruplara dağılımı Tablo 4.10'da ve örnek fotoğraflar Şekil 1-2-3' de izlenmektedir.

Tablo 4.10. Farklı Yüzey İşlemleri ve Kanal Patları İçin İtme Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Sayıları

| Başarısızlık Tipleri | AH Plus (n) | | | | | | Epiphany SE (n) | | | | | |
|----------------------|-------------|-----------|-----------------------|---------------------|-------------|-------------|-----------------|-----------|-----------------------|---------------------|-------------|-------------|
| | NaOCl | EDTA | CO ₂ 0,5 W | CO ₂ 1 W | Nd-YAG 10Hz | Nd-YAG 15Hz | NaOCl | EDTA | CO ₂ 0,5 W | CO ₂ 1 W | Nd-YAG 10Hz | Nd-YAG 15Hz |
| Adhesiv | 20 | 14 | 9 | 9 | 6 | 5 | 29 | 25 | 20 | 19 | 17 | 17 |
| Kohesiv | 8 | 11 | 14 | 16 | 13 | 14 | 8 | 8 | 10 | 13 | 11 | 15 |
| Mix | 17 | 20 | 22 | 20 | 26 | 26 | 8 | 12 | 15 | 13 | 17 | 13 |
| Total | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 |



Şekil 3.2 Miks tip başarısızlığa bir örnek



Şekil 3.1 Koheziv başarısızlığa bir örnek



Şekil 3.3 Adeziv tip başarısızlığa bir örnek

5.TARTIŞMA

Adezyon, kimyasal, fiziksel veya mekanik çekim kuvvetleri tarafından iki farklı moleküler bileşim yüzeyinin birbirleri ile bağlanması işlemidir (Erickson 1992). Mekanik adezyon, bir materyalin doğal veya yapay kavitelelerinin diğer materyal bünyesi üzerine adapte olarak sıkışması sonucu, kimyasal adezyon kovalent veya metalik primer intramoleküler bağlar sonucu, fiziksel adezyon ise, Van der waals veya hidrojen bağları gibi sekonder intermoleküler bağlar sonucu meydana gelen adezyondur (Anusavice 2003). Gerçek anlamda bir adezyon oluşabilmesi için materyallerin birbirleri ile olan kontağı olabildiğince sıkı olmalıdır, bunun primer koşulu ise bu yaklaşma ve moleküler bağlanmayı temin eden, materyalin ıslanabilirliğidir (Erickson 1992). Endodontide adezyon, kök kanal patının, kök yüzey dentin duvarlarına yapışması ve konların kendi aralarında ve dentin duvarları ile bütünlük ilişkisinin sağlanması olarak tanımlanabilir (Sousa-Neto 2005)

Apikal ve koronal örtücülükteki gelişmeler ile endodontik tedavi görmüş dişin güçlendirilmesi, kök dentini ve adeziv kök kanal dolgusu arasında bağlantının sağlanması yoluyla monoblok yapının elde edilmesi de hedeflenmektedir (Friedman ve ark., 1997). Kök dentininde uygun bir adezyonun; total etch veya self-etch dentin adezivlerle ve metakrilat esaslı resin simanlarla sağlanabileceği düşünülmüştür (Teixeira ve ark., 2004). Kanal içerisinde monobloğun oluşturulması için, güta perka ile kanal dolgu patı arasında kimyasal bir bütünlüğün olması gerektiği düşünülebilir. Ancak güta perkadaki polizepran içeriği ile çinko oksit öjenol, epoksi rezin, kalsiyum hidroksit ve cam iyonomer esaslı patlar arasında kimyasal bağın oluşmaması sebebiyle bu mümkün olmamaktadır (Lee ve ark., 2002, Saleh ve ark., 2003).

Son zamanlarda bu engellerin üzerinde yoğun şekilde çalışılmakta ve metakrilat esaslı rezinlere bağlanabildiği öne sürülen polyeester esaslı termoplastik kanal dolgu maddesi (Resilon) ile sorunun çözüleceği iddia edilmektedir (Shipper ve ark., 2004) Bu çalışmada polieester esaslı termoplastik kanal dolgu maddesi (Resilon) ile metakrilat esaslı rezin patının (EpiPhanySE) ve güta perka ile

konvansiyonel kök kanal patının (AH Plus) farklı yüzey işlemleri uygulanmış kök kanal dentin yüzeyine bağlanma dayanımı açısından karşılaştırılmaları amaçlanmıştır.

Çekilmiş dişlerin saklanması ve dezenfeksiyonu için literatürde farklı yöntemler uygulanmıştır. %2 NaOCl + %4 formaldehit solusyonu (Wu ve ark., 1993)), %1'lik NaOCl (De Almedia ve ark., 2000), %10 formalin+ %5 NaOCl (Zmener ve ark., 1997)) bunlardan bazılarıdır. Bu çalışmada kullanılan dişler distile su içinde biriktirildi ve üzerlerindeki eklentiler uzaklaştırıldıktan sonra 1 saat % 2,5'luk NaOCl içinde bekletilip tekrar distile su ile yıkandı. Diş dokularında oluşabilecek değişiklikleri en aza indirmek ve dişleri deney süresince sürekli nemli tutmak için, örnekler deney başlangıcına kadar haftada bir değiştirilmek üzere serum fizyolojik solüsyonunun içinde saklandı.

Literatürdeki benzer çalışmalara paralel olarak kökler, içinde otopolimerizan akril materyali bulunan 10 mm. çap, 20mm. uzunluktaki silindirik plastik kalıplara bir paralelometre (Paraskop) yardımıyla yerleştirildi. Kök kanal içerikleri tirnerf kullanılarak çıkarıldıktan sonra çalışma boyu 15mm olarak belirlendi ve kanal genişletme işlemleri protaper anguldurvasıyla kullanılan S1, S2, F1, F2, F3, F4, F5 no'lu eğeler sırasıyla kullanılarak yapıldı. Kanallar her numara eğelemeden sonra bir sonraki eğeye geçmeden önce 3ml %5'lik NaOCl ile yıkandı (Sousa-Neto ve ark., Ungor ve ark., 2006).

Kök kanal tedavisinde irrigasyon materyali olarak sodyum hipoklorit uzun yıllardır kullanılmaktadır. Aslında bu solusyonun yara dezenfektanı olarak kullanılması 1915'lere kadar dayanmaktadır. Endodontik flora açısından etkili bir antimikrobiyal ajandır ve doku çözücü özelliği bulunması solusyonun preperasyon esnasında en yaygın kullanılan ürün olmasını sağlamıştır (Bystrom ve Sundqvist, 1985). Solusyonun antimikrobiyal özelliği hücre proteinlerini oksidize ve hidrolize etme yeteneğine bağlıdır. Bununla beraber hipertonic ortam oluşturması hücrelerdeki sıvı içeriğinin dışarı çıkmasına neden olmaktadır. Sodyum hipoklorit yaklaşık 11-12 civarında pH'a sahiptir ve doku proteinleri ile temas ettiği anda kısa

süre içerisinde nitrojen, formaldehit ve asetaldehit oluşturur, peptid bağlarını yıkar ve protein yapıyı çözer. Bu işlem esnasında amino grubundaki (-HN⁺) hidrojen yerine klorin (- NCl⁻) geçer ve antimikrobiyal özellikte önemli rol oynayan kloramin meydana gelir. Bu şekilde nekrotik doku artıkları çözülür ve antimikrobiyal ajan enfekte alanlara rahatlıkla ulaşabilir. Bunlar göz önünde bulundurularak yüksek konsantrasyonlarda sodyum hipokloritin toksik etki meydana getirebileceği de bilinmelidir. (Hauman ve Love, 2003). Bütün bunlar, sodyum hipokloritin etkili ve yaygın kullanılan kanal irrigasyon solüsyonu olmasını ve antimikrobiyal etkinliğini açıklamaktadır ancak kök kanal dolgusunun adhezyonu ve kanal patının dentin tübüllerine penetrasyonunu engelleyen smear tabakasını kaldırmada tek başına yeterli olmadığı da bir gerçektir (Goldman ve ark. 1981, Berg ve ark., 1986). Bu çalışmada da irrigasyon solüsyonu olarak 3 ml %0,5'lik NaOCl kullanılmıştır.

Farklı kök-kanal materyal tipleri, kök yüzeylerine uygulanan farklı kimyasallar ve uygulanan metodoloji, kök kanal patının gösterdiği adezyon değeri üzerinde etkili olabilmektedir. ADA' nın kök kanal patlarının adezyonunun değerlendirilmesi hususunda spesifik bir talimatının olmaması, bu konuda standardizasyonu olmayan çok sayıda deneysel modelin ortaya çıkmasına sebep olmuştur (Nunes ve ark. 2008). Push out testi bütün post yüzünde veya kalın kök dilimlerinde uygulandığında bağlanma ara yüzeyinde çok fazla düzenli olmayan stres geliştiği iddia edilmektedir (Patierno ve ark., 1996). Orijinal push-out tekniğindeki bu engeller örnek kalınlığının 1 mm'ye indirilmesi ile çözümlenmiştir. Bu modifiye teknik kök kanalı içinde bölgesel farkların da test edilebilmesine olanak vermiştir (Loxley ve ark., 2003). Bu yöntemin diğer bir avantajı bağlanma dayanımı düşük olsa bile kanal patlarının değerlendirilebilmelerine olanak tanınmasıdır (Ungor ve ark., 2006). Push out testinin daha güvenilir olduğu, mikrotensile testinde örneklerin hazırlanmasında çok sayıda prematür basarisızlık olduğu ve verilerin çok geniş bir aralıkta dağıldığı da rapor edilmiştir (Goracci ve ark., 2004).

Sousa-Neto ve ark.(2005) geliştirdikleri yeni yöntemde kök-kanal dolgu patlarının, kök- kanal dentinine adezyonunu ölçmek için kök yüzeylerinden elde

ettikleri silindirleri kullanmışlardır. Bu deneysel metot bize kök yüzey dentinine olan adezyonun, klinik koşullara en yakın olarak nasıl değerlendirilebileceği konusunda fikir verebilmektedir. Bu teknikte, kanal patı, daha farklı tübül düzenlemesine sahip düz koronal dentin yerine, orjinal anatomik yapısına uygun kök yüzey dentinine bağlanır. Bu sebeple kök yüzeyi pat ile doldurulduğu zaman, pat kanal şekline adapte olur, dentin tübüllerine penetre olur ve kök kanal dogusunda oluşan mekanik retansiyona paralel bir durum elde edilmiş olur. Saleh ve ark.(2002) kök yüzey işlemlerinin, patların dentin adezyonuna etkisine baktıkları çalışmalarında, dentin tübülleri ile aynı doğrultuda çekme kuvveti uygulayarak dentin/pat ve gutta bütünlüğünde rüptürasyon oluşmasını sağlamışlar ve elde ettikleri verileri kaydetmişlerdir. Bu çalışmada ise güncel literatüre (Sousa-Neto ve ark.2005, Nunes ve ark. 2008) paralel olarak kuvvet yine dentin/pat ve güta perka bütünlüğüne perpendikuler olarak uygulanmıştır. Elde edilen makaslama kuvveti gerçek kuvvetleri daha iyi taklit etmesi bakımından önemlidir. Daha önce yapılan deneysel modellerde çekme ve gerilme kuvvetleri esas alınırken bu teknikte makaslama kuvvetine göre elde edilen değerler esas alınmıştır. Kullanılan "Universal Testing Machine" yapılan testlerin tekrarlanabilirliğini ve standardizasyonunu sağlamaktadır (Ørstavik 1983). Makaslama kuvveti ile değerlendirmenin en önemli dezavantajı ise yükleme yapılacak uç kısmın adeziv yüzeye olan adaptasyonunun sağlanmasının zor olması ve kuvvetin uygun doğrultuda iletilememesi sonucu örnek üzerine istenmeyen yüklerin gelmesidir (Watanabe ve ark., 1999).

Dentin yüzey işlemlerinin en önemli amaçlarından birisi oluşan smear tabakasının kaldırılmasıdır. Bu tabaka ilk kez Boyde ve arkadaşları (1970) tarafından gözlenmiş ve şekli bozulmuş yüzey tabakası olarak adlandırılmıştır. McComb ve Smith benzer bir tabakanın varlığını genişletilmiş kök kanallarında yapmış oldukları taramalı elektron mikroskop çalışması ile göstermişler ve “smear” ifadesini kullanmışlardır (McComb ve Smith, 1975). Mader ve arkadaşları smear tabakasının dentin kanalcıklarını tıkayıp, dentin geçirgenliğini azalttığını ve kanal içi dezenfektanların ve kanal patlarının dentin kanalcıklarına penetrasyonunu engelleyebileceğini öne sürmüşlerdir (Mader ve ark., 1984) Aynı şekilde, Kennedy

ve arkadaşlarına (1986) göre de smear tabakası kök kanal örtülmesinde negatif bir faktördür çünkü, bu tabaka kolayca kök kanal patına adapte olur ve dentin duvarı ile oluşan ara yüzde düşük bağlantı dayanımı oluşturur. Bu tabakanın uzaklaştırılması ve kök kanalı içerisinde ideal antimikrobiyal etki sağlanması esastır. Smear tabakası farklı yıkama solusyonları, şelasyon ajanları, asitler, yeni geliştirilen ve bu amaçla da kök kanallarında kullanılmaya başlanan lazerler yardımı ile kök kanallarından uzaklaştırılabilir (Masumoto, 2000). Bu materyaller kök kanal dentinini kimyasal olarak yumuşatmakta, smear tabakasını uzaklaştırmakta ve dentinin geçirgenliğini arttırmaktadır. EDTA'nın %15-17 arası konsantrasyonlarda kullanılması önerilmektedir. EDTA'nın smear tabakasının inorganik elementlerini, NaOCl'nin ise organik komponentleri uzaklaştırma özelliğinden dolayı her iki irrigasyon solüsyonu birlikte kullanılması önerilmiştir (Hulsmann ve ark., 2003).

Yamazaki ve ark (2001), Chen (2002) , Soares ve ark (2008), Jahan ve ark (2006), Schoop ve ark. (2009) lazerin kök kanal tedavisinde kullanımının etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, lazerin su soğutması ile birlikte kullanımda kök kanal duvarlarında smear tabakası ve debris uzaklaştırmada etkin olduğunu, kök kanal içeriğinin temizlendiğini ve antibakteriyel olduğunu bildirmişlerdir. Pashley ve arkadaşları (1992) karbondioksit lazer enerjisinin, smear tabakasını eriterek koronal dentin kanal ağzlarını açtığını ve permeabiliteyi arttırdığını bildirmişlerdir. Melcer ve arkadaşları (1989), daha iyi bir prognoz için apikal ve koronal kök dentin yüzeylerinde CO₂ lazer uygulamasının öneminden bahsetmişler ve CO₂ lazerin dentin yüzeyini vitrifiye ederek su geçirmez bir yapı bu sayede de iyi bir bariyer oluşturduğunu ve başarısız olmuş kanal tedavilerinde kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Bununla birlikte Nd-YAG ve Er-YAG lazerlerin, endodontide kullanılabilirliği ile ilgili çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Er-YAG lazerlerin smear tabakasını kaldırdığı ve dentin tübüllerini açığa çıkardığı bilinmektedir (Takeda ve ark., 1998). Bununla birlikte Nd-YAG lazerlerin smear tabakasını kaldırdığı, dentin dokusunu eriterek rekristalize ettiği (Israel ve ark., 1997) ve epoksi bazlı kök kanal

patları ile kullanıldığında apikal sızdırmazlığı önemli ölçüde azalttığı da bilinmektedir (Park ve ark., 2001). Moshonov ve ark (1995), enfekte kök kanallarının dezenfeksiyonunda Nd:YAG lazer kullanımının bakterilerin yok edilmesinde önemli olduğunu bildirmişlerdir. Endodontik tedavi için ideal dalga boylarında olması, ince ve esnek uygulama başlıklarının olması da Nd-YAG lazerleri popüler hale getirmiştir.

Bu çalışmada da bu bilgilere paralel olarak her gruptaki örnekler ve kontrol grubu için % 5'lik NaOCl, bir diğer grup için şelasyon ajanı olarak %17'lik EDTA, 10 Hz ve 15 Hz' lik Nd YAG ile 0,5 kW ve 1 kW'lık CO₂ lazer uygulamaları AH Plus-güta perka ile Epiphany SE Resillon ile doldurulmuş kök kanalları için yapılmıştır.

Neto ve arkadaşları (2005), epoksi bazlı kök kanal patının, dentin yüzeyine uygulanan Er YAG ve Nd YAG lazerler sonucu bağlantı dayanımına baktıkları çalışmalarında, Nd YAG ve Er YAG lazer uygulamalarının kök-kanal patının dentin penetrasyonunu arttırdığı ve daha yüksek bağlantı dayanım değerleri elde edildiğini belirtmişlerdir. Nd YAG ve Er YAG lazer uygulanan örneklerin %17'lik EDTA uygulanan gruplardan daha yüksek bağlantı dayanım değerleri elde edilmesi, Nd-YAG lazer için her iki frekans değerinde de EDTA uygulanan gruplardan daha iyi bağlantı değerleri gösteren bizim çalışmamız ile paralellik göstermektedir.

Lee ve arkadaşları (2002) Nd-YAG lazer uygulaması sonucu dentinde meydana gelen yapısal değişiklikleri değerlendirdikleri çalışmalarında lazer uygulanan alanda dış halkada hidroksiapatit ve beta-trikalsiyum fosfat, orta bölgede amorf bir kompozisyon ve iç bölgede ise iyi kristalize olmuş hidroksiapatit kristalleri izlemişler, Nd-YAG lazerin dentin permeabilitesini arttırabileceği sonucuna varmışlardır.

Takeda ve arkadaşları (1999), CO₂ lazer, Er-YAG lazer, % 6 fosforik asit, % 6 sitrik asit ve %17 EDTA uyguladıkları çekilmiş mandibular premolar diş kök

yüzey dentininde smear tabakasının kaldırılma derecesine bakmışlardır. EDTA uyguladıkları grubu kontrol grubu olarak değerlendirmişler, orta ve koronal kök yüzey dentininde EDTA'nın smear tabakasını kaldırabildiği ancak apikal uçluda yetersiz kaldığını gözlemlemişlerdir. % 6 fosforik asit ve % 6 sitrik asit uygulamaları ile her bölge için EDTA'dan daha iyi sonuç elde etmişler ancak apikal bölge için yeterli olmadığını belirtmişlerdir. CO₂ lazer uygulamasının ise kök yüzey dentininin tamamında etkili bir rekristalizasyon gösterdiği, smear tabakasını erittiğini göstermişlerdir. Er-YAG lazerin ise diğer yöntemlerden daha etkili biçimde tüm kök yüzeyinde smear tabakasını uzaklaştırdığını ve dentin tübüllerini açtığını göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda ideal uygulama sürelerinde CO₂ lazer uygulamasının EDTA ve NAOCl uygulanan gruba göre daha yüksek bağlantı değerleri elde edildiği görülmüştür. Ek olarak Nd-YAG lazer, CO₂ lazere göre dentin tübüllerini daha etkili biçimde ortaya çıkarmış olabilir ve her iki kök-kanal dolgu sistemi için de Nd-YAG lazerde daha yüksek bağlantı değerleri elde edilmiş olabilir. Ancak dentin yüzey işlemi uygulanan bütün gruplarda koronal bölgeden apikal bölgeye doğru bağlantı dayanımında azalma izlenmiştir.

Ungor ve arkadaşlarının (2006) rezin bazlı Epiphany Resilon ile AH Plus + Resilon, AH Plus + güta-percha, Epiphany SE + güta-percha ile doldurdıkları kök kanallarında kopma dayanımlarına baktıkları çalışmalarında rezin içerikli Epiphany pat ve Resilon kon kombinasyonunun AH Plus + gutta percha kombinasyonundan daha üstün olmadığı sonucuna varmışlardır.

Patların dentin tübüllerine penetrasyonlarının değerlendirilmesinde penetrasyonun doldurma tekniği ile ilişkili olmadığı öncelikle dentin tübülünün geçirgenliğine ve patın kimyasal ve fiziksel özelliklerine bağlı olduğu belirtilmektedir (Şen ve ark., 1996; Kouvas ve ark., 1998). Resin esaslı olmayan patlar tübül içinde tanecikli bir yapı göstermekte fakat epoksi resin esaslı patlar yapısal bütünlük, homojenite ve tübül içinde sıkı bir örtüleme göstermektedir (White ve ark., 1984). Sızıntı veya artık mikroorganizmaların hapsedilmesi açısından tübül içinde homojen ve sıkı bir örtüleme belki de tübül penetrasyon derinliğinden daha önemlidir (Weis ve ark., 2004). Kök kanal patları için tavsiye edilen çözünürlük değerleri %3'tür. Bir çalışmada AH Plus'ın çözünürlüğü %0.32

olarak bildirilmiş ve karşılaştırılan diğer çinkooksit ojenol, cam iyonomer ve kalsiyum hidroksit esaslı patlar arasında en yüksek film kalınlığına sahip olduğu gösterilmiştir (McMichen ve ark., 2003).

Endodontik bağlanmada en önemli problem, derin, dar kanallarda büzülme stresinin rahatlamasının olmamasıdır (Davidson ve ark., 1991; Ferracane, 2005). Rezinin akması (rezin flow) ile stresin rahatlaması kavite geometrisine ve rezin film kalınlığına bağlıdır (Feilzer ve ark., 1987; Alster ve ark., 1997). Bağlanan yüzey alanının bağlanmayan yüzey alanına oranı konfigürasyon faktörü (C-faktörü) dır. Polimerizasyon esnasında bağlanmayan yüzeyin akması ve hareket etmesiyle (move and flow) büzülme stresi azalır. Bununla birlikte, ince uzun kanallarda olduğu gibi, bağlanmayan yüzey alanı küçük ise, akıcılıkla stresin azaltılması yetersizdir ve büyük ihtimalle bir veya daha fazla bağlanan alan çekerek ayrılacak (pull off) veya bağlanmayacaktır. Bu konu dual sertleşen patların kullanımında önemlidir çünkü hızlı koronal örtücülüğün sağlanması için patın kanal ağzından ışıkla sertleştirilmesi, rezinin akıcılığı ile elde edilecek stresin azaltılmasını engelleyecektir (Ferracane, 2005).

Kök kanal dolgusu ile dentin arasındaki bağlanma dayanımının push-out testi ile değerlendirildiği bir çalışmada Resilon/Epiphany sistemi ile elde edilen bağlanma dayanımının güta perka ve konvansiyonel epoksi rezin pat ile sağlanandan daha üstün olmadığı bildirilmiştir (Gesi, 2005). Aynı çalışmada güta perka örneklerinden farklı olarak, Resilon'la doldurulmuş kök kanallarında bağlanmada başarısızlık daha çok pat-dentin ara yüzünde görülmüştür. Bu durum smear tabakasının varlığına veya adezivlerin dentin tübüllerine penetre olamamasına bağlanmıştır. Resin patın düzenli olmayan dağılımı veya resin patın, polimerizasyon büzülmesi ile yarattığı boşlukların varlığı nedeniyle Resilon dentin ile direkt temasa geçmekte ve stres arttırıcılar oluşmaktadır(Li ve ark., 2003).

Nunes ve arkadaşları (2008) yaptıkları çalışmalarında, % 1'lik NaOCl ve % 1'lik NaOCl+% 17'lik EDTA ile yüzey işlemine tabi tutulmuş insan kök dentinlerinde Epiphany ve AH Plus kök kanal patlarının bağlantı dayanımlarına bakmışlar ve kök kanal yüzey işlemlerine bağlı olmaksızın bütün gruplarda AH

Plus kök kanal patında daha yüksek adhezyon değerleri elde etmişlerdir. Çalışma sonucunda AH Plus'ın dentin yüzeyine daha iyi penetre olduğu sonucuna varılabileceğini belirtmişlerdir.

Alfredo ve arkadaşları (2008), insan kök kanal dentinine farklı frekanslarda uyguladıkları Nd-YAG lazer uygulamaları sonucunda, AH plus ve Epiphany kök kanal patlarının bağlantı dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, lazer uygulanan ve AH Plus ile doldurulan kanallarda en yüksek bağlantı değerleri ($8,69 \pm 2,44$ mPa) elde etmişlerdir. Lazer uygulanmış ve Epiphany ile doldurulmuş kanallar ile yüzey işlemi yapılmamış kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulamamışlardır. Bu çalışmada da Epiphany kanal patının bağlantı dayanımındaki yeterlilik ve dentinal penetrasyonu sorgulanmıştır. Bununla beraber, Nd-YAG lazer uygulamasının her iki grup içinde kontrol grubuna göre bizim çalışmamıza paralel olarak bağlantı dayanımını anlamlı derecede arttırdığı gösterilmiştir.

Vilanova ve arkadaşları (2012) da Epiphany ve AH Plus'ın farklı yüzey işlemleri uygulanmış insan kök yüzey dentinine bağlantı dayanımlarına baktıkları çalışmalarında, AH Plus ile doldurulmuş ($8,74 \pm 2,75$ mPa) kök kanallarında Epiphany ($6,74 \pm 3,97$ mPa) ile doldurulan kök kanallarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağlantı dayanım değerleri elde etmişlerdir. Bu durum, AH Plus'ın Epiphany' e göre dentin tübüllerine her durumda daha iyi penetre olduğunu ve yüksek bağlantı dayanımları meydana getirebileceğini düşündürmektedir. Yine aynı çalışmada EDTA ile yıkanan kök kanallarında klorheksidin ve NaOCl ile irrigate edilen gruplara göre daha yüksek bağlantı dayanımı elde edilmiş ve EDTA'nın kök kanal dolgu patının dentin tübüllerine olan penetrasyonu arttırdığı vurgulanmıştır.

Gesi ve arkadaşlarının (2005) Epiphany- Resilon ve Ah Plus - güta perka 'nın interfasyal dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında grupların tamamına %3 NaOCl+ %17'lik EDTA uygulamışlar ve push out sonucunda rezin içerikli dual polimerize Resilon sistemin $0,50 \pm 0,41$ MPa 'lık bağlantı dayanım değeriyle

0,94±0,77 MPa bağlantı dayanımı olan güta-perkadan daha üstün olmadığı sonucuna varmışlardır. Sly ve arkadaşları (2007) da bu çalışmaya benzer olarak tek kanallı insan kanin dişlerini Resilon-Epiphany ve Ah Plus- güta perka ile doldurmuşlar aldıkları kesitlerden elde ettikleri push out verilerine göre Ah Plus- güta perkanın, Resilon-Epiphany SE' den istatistiksel olarak daha yüksek bağlantı dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır. Bahsedilen çalışmalardaki verilere paralel olarak bu çalışmada da kök kanallarında uygulanan farklı yüzey işlemleri ile kök kanalları daha önce bahsedildiği gibi iki değişik kök kanal restorasyon sistemi ile doldurulmuş ve alınan kesitler ile push-out testi yapılmıştır. AH Plus ve Epiphany SE kök kanal restorasyon sistemleri arasında da kopma dayanımı açısından bütün gruplarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmiştir (p=0,05). AH Plus grubu, bütün alt gruplarda Epiphany SE grubundan istatistiksel olarak daha yüksek kopma dayanımı göstermiştir. Epiphany SE-Resilon gruplarında beklenen yüksek bağlantı dayanımları bu çalışmada elde edilememiştir. Bunun sebepleri arasında; kök kanal dolgu patı ve dentin yüzeyi arasında var olan oksijen tabakasının polimerizasyon üzerinde negatif etki oluşturmuş olabileceği düşünülebilir. Franko ve arkadaşları (2002) oksijen tabakasının kompozit rezinlerdeki vinil polimerizasyonunu engelleyebileceğini ve karbon bağlarının %40-60 oranında daha az oluşabileceğini belirtmişlerdir. Buna dayanarak rezin içerikli kök kanal patının beklenen fiziko kimyasal özellikleri sergileyemeyebileceği düşünülmelidir. Bir diğer sebep ise metakrilat bazlı rezin içerikli kök kanal patının kanal içerisine uygulanmasından sonra hızlıca polimerizasyona başlaması ve yeterli akıcılık göstermeden sertleşmesi olabilir. Materyalin akıcılığının iyi olması ve dentin tübülllerine yeterli penetre olabilmesi adeziv başarısızlığı önemli derecede azaltacağı bir gerçektir. Buna ek olarak ışık ile sertleşen yeni nesil rezin içerikli kanal dolgu patlarında bu çalışmada da kullanılan Epiphany- Resilon kök kanal dolgu sisteminde uygulanan ışığın koronal bölgedeki etkisinin apikal bölge ile aynı olmadığı da bir gerçektir ve bu durum rezin içeriğinde reaksiyona girmemiş monomer miktarını arttıracak böylece patın kök yüzey dentinin tamamında standart yüzey özellikleri göstermesine engel olacaktır. Ancak bu çalışmada hem ışık ile sertleşen rezin içerikli patta hem de konvansiyonel kök kanal patında koronalden apikale doğru bağlantı dayanımında bir azalma izlenmiştir. Bu durumunun ilgili

yüzey işleminin uygulaması ile ilgili faktörler göz önüne alındığında, koronalde apikalden daha etkili olduğu söylenebilir. Bununla beraber yüzey işlemlerinin dentin tübüllerinin yapısını etkilediği de açıktır. Bağlantı dayanımının artması patın dentin tübüllerine penetrasyonunun artması ile sağlanabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- 1) Kök kanal sisteminde uygulanan yüzey işlemlerine bağlı olmaksızın, Epiphany SE- Resilon kök kanal dolgu sistemi ile restore edilmiş dentin yüzeyinde pat adezyonu, AH-Plus- Guta Perka ile restore edilmiş dişlere göre daha düşük bulunmuştur.
- 2) Nd-YAG lazer uygulamalarının olduğu gruplarda, CO₂ lazer gruplarına göre daha yüksek dentinal bağlantı değerleri elde edilmesi, Nd-YAG lazer uygulamalarının bağlantı dayanımının artırılmasında daha etkili olduğu sonucunu ortaya çıkarmaktadır.
- 3) Lazerlerde belirli sınırlar içerisinde daha yüksek güç ve enerji değerlerinde çalışılması, kök-kanal dolgu sistemlerinin dentin bağlantısını arttırabileceğini düşündürmektedir.
- 4) Buna göre EDTA' nın yüzey işlemi uygulamalarında, kök-kanal lazer sistemlerine alternatif olamayacağı görülmüştür.
- 5) Bütün bunlar göz önüne alındığında; günümüzde, klinisyenlerin rezin içerikli kanal dolgu sistemleri ile ilgili beklentileri yüksek olmasına rağmen, bu ürünlerin adeziv özelliklerinin yeterliliği hala tartışmalıdır.

7. KAYNAKLAR

- Ahmad M, Pitt Ford TR, Crum La. Ultrasonic debridement of root canals: An insight into the mechanisms involved. *J Endod.* 1987;13(3):93-101.
- Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent.* 2006;95(5):368-478.
- Alaçam T. *Endodonti, İkinci Baskı, Barış Yayınları Fakülteler Kitabevi.* Ankara. 2000
- Alfredo E, Silva SRC, Ozorio JEV, Sousa-Neto MD, Brugnera-Junior A, Silva-Sousa YTC (2008) Bond strength of AH Plus and Epiphany sealers on root dentine irradiated with 980 nm diode laser. *Int Endod J.* 2008;41(9):733-40
- Amass W, Amass A, Tighe B (1998). A Review of Biodegradable Polymers. *Polym Int*;47(3), 89-144. Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials.* 11th ed. Philadelphia: CV Saunders, 2003
- Ari H, Yasar E, Belli S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod* 2003;29(4), 248-51.
- Barbosa SV, Safavi, KE, Spangberg S.W. Influence of sodium hypochlorite on the permeability and structure of cervical human dentine. *Int Endod J,* 1994; 27(6): 309-312.
- Baumgartner JC, Mader CL. A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. *J Endod.* 1987;13(4):147-157.
- Behrend GD, Cutler CW, Gutmann JL. An in-vitro study of smear layer and microbial leakage along root-canal fillings. *Int Endod J.* 1996;29(3):99-107
- Berg MS, Jacobsen EL, Begole EA, Remeikis NA. comparison of five irrigating solutions: A scanning electron microscopic study. *J Endod.* 1986; 12 (6):192—197
- Bergmans L, Moisiadis P, De Munck J, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Effect of polymerization shrinkage on the sealing capacity of resin fillers for endodontic use. *J Adhes Dent.* 2005;7(4):321-9.
- Berkiten M, Berkiten R, Okar I. Comparative evaluation of antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation in root canals and dentinal tubules. *J Endod.* 2000;26(2): 268-70
- Bjorvatn K. Antibiotic compounds and enamel demineralization. An in vitro study. *Acta Odontol Scand.* 1982;40(5):341-52.

- Boyde A, Knight PJ. Scanning electron microscope studies of the preparation of the embrasure walls of class II cavities. *Br Dent J.* 1970; 129: 557-64.
- Boyde, A., Knight, P.J. (). Scanning electron microscope studies of the preparation of the embrasure walls of class II cavities. *Br Dent J.* 1970; 129(12):557-564.
- Brannstrom M, Nyborg H. Bacterial growth and pulpal changes under inlays cemented with zinc phosphate cement and Epoxylite CBA 9080. *J Prosthet Dent.* 1974;31(8):556-565
- Brenner M, Wong H, Yoong B, Wang NS, Chen JC, Budd, M, Hamilton A, Tadir Y, McKenna, R, Fischel, RJ, Hu, J, TrombergB, Wilson AF. .Comparison of Ho:YAG versus Nd:YAG thoracoscopic laser treatment of pulmonary bullae in a rabbit model. *J Clin Las Med Sur.* 1997,15(3): 103-108.
- Bystrom A, Sundqvist, G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *Int Endod J.* 1985;18(1): 35-40
- Carrotte P . Endodontics: part 8. Filling the root canal system. *Br Dent J.* 2004 11;197(11):667-72.
- Castellucci,A. (1996) A brief history of endodontics. *Endodontics.* Prato, Italy:2-5
- Cernavin I, Pugatschew A, Boer N, Tyas MJ. Laser applications in dentistry: A review of the literature. *Aust Dent J.* 1994;39(1):28–32.
- Chen WH. YSGG laser root canal therapy. *Dent Today.* 2002;21(5):74-77.
- Cohen S, Burns, RC. Obturation of the Cleaned and Shaped Root Canal System. In: *Pathways of the pulp, Sixth Ed.*, Eds: Nguyen, N. T., Ruddle, C. H., Mosby, St.Louis, 1994;219-272
- Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000 ;44(4):753-65.
- Cohen S, Hargreaves KM. *Pathways of the Pulp, 9th edn.* St Louis, USA: Mosby, pp. 2006;527–9.
- Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004;48(6):751-770.
- Cunningham WT, Balekjian AY. Effect of temperature on collagen - dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980;49(2):175-7.

- Czonstkowsky M, Wilson EG, Holstein FA. (). The smear layer in endodontics. Dent Clin North Am. 1990;34(1):13-25.
- Çalışkan MK. Endodontide Tanı ve Tedaviler. Birinci Baskı, Nobel Kitabevi, İstanbul. 2006;125-129.
- Dakin HD. (1915). On the use of certain antiseptic substances in the treatment of infected wounds. British Medical Journal, 2, 809-810, In: Çalışkan K. Endodontik materyallerin biyouyumluluğu ve kök kanallarının irrigasyonu. Endodontide Tanı ve Tedaviler. Nobel Matbaacılık, İstanbul, 2002; 315-350.
- Dayangaç B. Bonding Sistemleri, Cam İyonomer Simanlar. Kompozit Resin Restorasyonlar'da, Birinci Baskı, Günes Kitabevi Ltd. Sti., Ankara, 2000;21-38,92-97.
- Davidson CL, Van Zeghbroeck L, Feilzer AJ. Destructive stresses in adhesive luting cements. J Dent Res. 1991;70(5):880-2.
- De Almedia W, Leonardo MR, Filho MT, Silva LAB. Evaluation of apical sealing of three endodontic sealers. Int Endod J. 2000;33(1):25-7.
- Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry. Separating science from hype J Am Dent Assoc. 2004;135 (2): 204-212.
- Depraet FJ, De Bruyne, MA, De Moor R. J. The sealing ability of an epoxy resin root canal sealer after Nd:YAG laser irradiation of the root canal. Int Endod J. 2005;35(3): 302-309
- Dippel HW, Borggreven JM., Hoppenbrouwers PM. Morphology and permeability of the dentinal smear layer. J Prosthet Dent. 1984;52(5): 657-662
- Drummond JL. *In vitro* evaluation of endodontic posts. Am J Dent. 2000 ;13(Spec No):5B-8B.
- Economides N, Kokorikos I, Kolokouris I, Panagiotis B, Gogos C. Comparative study of apical sealing ability of a new resin based root canal sealer. J Endod. 2004;30(2):403-405.
- Elzubair A, Elias CN, Suarez JC, Lopes HP, Vieira MV. The physical characterization of a thermoplastic polymer for endodontic obturation. J Dent 2006;34(10):784-9.
- Erickson RL. Surface interactions of dental adhesive materials. Oper Dent. 1992;5(1):81-94.
- Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dent Mater. 2005;21(1):36-42.

- Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent*. 2000;13 (5): 255-260.
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*. 1987;66(11):1636-1639.
- Floratos DL, de la Rosette JJ. Lasers in urology. *BJU Int*. 1999;84(2):204-211.
- Fidel RAS, Sousa-Neto MD, Spanó JCE, Barbin LE, Pécora JD. Adhesion of calcium hydroxide-containing root canal sealers. *Braz Dent J*. 1994;5(1):53-57.
- Franco EB, Lopes LG, D'Alpino PH, Pereira JC, Mondelli RF, Navarro MF. Evaluation of compatibility between different types of adhesives and dual-cured resin cement. *J Adhes Dent*. 2002;4(4):271-275.
- Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR. Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*. 2005;26(14):2043-2052.
- Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J*. 1990;40(6):323-332.
- Friedman S, Torneck CD, Komorowski R, Ouzounian Z, Syrtash P, Kaufman A. In vivo model for assessing the functional efficacy of endodontic filling materials and techniques. *J Endod* 1997;23(9):557-561.
- Gesi A, Raffaelli O, Goracci C, Pashley DH, Tay FR, Ferrari M. Interfacial strength of Resilon and gutta-percha to intraradicular dentin. *J Endod*. 2005;31(11):809-13.
- Gettleman B H, Messer HH, ElDeeb ME. Adhesion of sealer cements to dentin with and without the smear layer. *J Endod*. 1991; 17 (1): 15-20.
- Gilboe DB, Svare CW, Thayer KE, Drennon DG. Dentinal smearing: an investigation of the phenomenon. *J Prosthet Dent*. 1980; 44(3): 310-316
- Gogos C, Economides N, Stavrianos C, Kolokouris I, Kokorikos I. Adhesion of a new methacrylate resin-based sealer to human dentine. *J Endod*. 2004 ;30(4):238-40.40.
- Goldberg F, Artaza LP, de Silvio A. Apical sealing ability of a new glass ionomer root canal sealer. *J. Endod* 1995; 21(2); 498-500
- Goldberg F, Spielberg C. The effect of EDTAC and the variation of its working time analyzed with scanning electron microscopy *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1982 ;53(1):74-7.

- Goldmacher VS, Thilly WG. Formaldehyde is mutagenic for cultured human cells. *Mutat Res.* 1983;116(3-4):417-422.
- Goldman LB, Goldman M, Kronman JH, Lin, PS. The efficacy of several irrigating solutions for endodontics: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1981;52(2):197-204.
- Gomes BPFA, Pinheiro ET, Gadê-Neto CR. Microbiological examination of infected dental root canals. *Oral Microbiol Immunol.* 2004;19(11):71-76.
- Gomes BPFA, Ferraz CCR, Vianna ME, Berber VE, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*. *Int Endod J.* 2001;34(6):424-8.
- Grossman LI. *Endodontic Practice*, 9th ed. Philadelphia: Lea & Febiger, ss. 1978;197-255.
- Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod.* 2005;31(6):608-612.
- Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004;112(5):353– 361.
- Gordon TM, Damato D, Christner P. Solvent effect of various dilutions of sodium hypochlorite on vital and necrotic tissue. *J Endod.* 1981;7(10): 466- 469
- Gurgel-Filho ED, Andrade Feitosa JP, Teixeira FB, Monteiro de Paula RC, Araújo Silva JB Jr, Souza-Filho FJ. Chemical and X-ray analyses of five brands of dental gutta-percha cone. *Int Endod J.* 2003;36(4):302-7.
- Gutierrez JH, Herrera, VR, Berg EH, Villena F, Jofre A. The risk of intentional dissolution of the smear layer after mechanical preparation of root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990;70(1):96-108.
- Gutknecht N, Franzen M, Schippers M, Lampert F. Bactericidal effect of a 980 nm diode laser in the root canal wall dentin of bovine teeth. *J Clin Laser Med Surg.* 2004 ;22(1):9-13.
- Gutknecht N, Apel C, Schafer C, Lampert F. Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared Class II cavities. *Lasers Surg Med.* 2001;28(4):371-4.
- Hansen E K, Asmussen E, Christansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Endod Dent Traumatol.* 1990 ;6(5):218-25.

- Hardee MW, Miserendino L, Kos W, Walia H. Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation. *J Endod.* 1994;20(8):377–380.
- Hauman CH, Love RM. Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy: a review. Part 1. Intracanal drugs and substances. *Int Endod J.* 2003;36(2):75-85.
- Haznedaroglu F, Ersev H. Tetracycline HCl solution as a root canal irrigant. *J Endod.* 2001;27(12):738–40.
- Heling I, Chandler P. Antimicrobial effect of irrigant combinations within dentinal tubules. *Int Endod J.* 1998 Jan;31(1):8-14.
- Hendler BH, Gateno J, Moorar P, Shrek HH. Holmium:YAG laser arthroscopy of the temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992;50(9):931-4.
- Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 2002 Spring;26(3):263-8.
- Hulsmann M, Heckendorff M, Lennon A. Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. *Int Endod J.* 2003;36(12):810-30.
- Ingle JJ, Bakland LK. *Endodontics*, Fifth Ed., BC Decker Inc., Hamilton, London. 2002;78-81.
- Israel M, Cobb CM, Rossman JA, Spencer P. The effects of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. An *in vitro* study. *J Clin Periodontol.* 1997 Sep;24(9 Pt 1):595-602.
- Jahan KM, Hossain M, Nakamura Y, Yoshishige Y, Kinoshita J, Matsumoto K. An assessment following root canal preparation by Er,Cr: YSGG laser irradiation in straight and curved roots, *in vitro*. *Lasers Med Sci.* 2006;21(4):229-234.
- Jainan A, Palamara JEA, Messer HH. (2007) Push out bond strength of the dentine sealer interface with and without a main cone. *Int Endod J.* 2007;40(11):882-90.
- Jodaikin, A., Austin, J. C. (1981). The effects of cavity smear layer removal on experimental marginal leakage around amalgam restorations. *Journal of Dental Research*, 60 (11),1861-1866
- Johnson WT. *Color Atlas of Endodontics*, First Ed., W.B. Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania, 2002

- Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Las Surg Med.* 1997;20 (1): 32-38.
- Kennedy W.A, Walker WA, Gough RW. Smear layer removal effects on apical leakage. *J Endod.* 1986;12(1): 21-27.
- Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *Int Endod J.* 2000;33(3):173-85.
- Kouvas V, Liolios E, Vassiliadis L, Parissis-Messimeris S, Boutsioukis A. Influence of smear layer on depth of penetration of three endodontic sealers: an SEM study. *Endod Dent Traumatol* 1998;14(4):191-5.
- Kurtz J.S, J. Perdigao, S. Geraldeli, J.S. Hodges, W.R. Bowles Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region *Am J Dent.* 2003 ;16 Spec No:31A-36A.
- Kutsch VK. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J Am Dent Assoc.* 1993;124 (2); 49-54.
- Lee BS, Lin CP, Lin FH, Lan WH. Ultrastructural changes of human dentin after irradiation by Nd:YAG laser. *Lasers Surg Med.*2002; 30(3): 246–252.
- Lee KW, Williams MC, Camps JJ, Pashley DH. Adhesion of endodontic sealers to
Leyhausen G, Heil J, Reifferscheid G, Waldmann P, Geurtsen W. Genotoxicity and cytotoxicity of the epoxy resin-based root canal sealer AH plus. *J Endod.* 1999;25(2):109-13.
- Leonardo MR, da Silva LA, Almeida WA, Utrilla LS. Tissue response to an epoxy resin-based root canal sealer. *Endod Dent Traumatol.* 1999;15(1):28-32.
- Li C, Schmid S, Mason J. Effects of pre-cooling and pre-heating procedures on cement polymerization and thermal osteonecrosis in cemented hip replacements. *Med Eng Phys* 2003;25(7):559-564.
- Lloyd A, Thompson J, Gutmann, JL, Dummer PM. Sealability of the Tripecta technique in the presence or absence of a smear layer. *Int Endod J.* 1995;28(1): 35-40.
- Loxley EC, Liewehr FR, Buxton TB. The effect of various intracanal oxidizing agents on the push-out strength of various perforation repair materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95(2):490–494.
- Mader CL, Baumgartner JC, Peters DD. Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls. *J Endod.* 1984 ; 10(10):477- 483
- Maiman T. H, Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960;187: 493

- Masumoto K: Laser in endodontics. *Dent Clin N Am* 2000;44(2):889-904
- Mc Comb D, Smith DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. *J Endod.* 1975; 1 (7): 238- 242
- McKinley I B Jr, Ludlow M O. Hazards of laser smoke during endodontic therapy *J Endod.* 1994;20(11):558-9.
- McMichen FR, Pearson G, Rahbaran S, Gulabivala K. A comparative study of selected physical properties of five root-canal sealers. *Int Endod J.* 2003;36(9):629-35.
- Melcer J, Dejardin J, Langret J, Gautier J. Short and middle-term results in human dentistry after CO₂ laser beam exposition. Proceedings of the 4th Congress of the International Society for Laser Surgery; session 12; Tokyo, Japan. 1981;s. 1-4
- Michelic, VJ, Schuster GS, Pashley DH. Bacterial penetration of human dentin in vitro. *J Dent Res.* 1980;59(8);1398- 1403.
- Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. *Br Dent J.* 1991;170(9):343-6.
- Miller M, Truhe, T. Lasers in Dentistry: An overview. *J Am Dent Assoc.* 1993;124 (2);32-35.
- Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J.* 2000;50(6):361-6.
- Mohammadi Z. Laser applications in endodontics: an update review. *Int Dent J.* 2009 ;59(1):35-46.
- Mannocci F, Ferrari M. Apical seal of roots obturated with laterally condensed guttapercha, epoxy resin cement, and dentin bonding agent. *J Endod.* 1998;24(1):41-4.
- Moodnik RM, Dorn SO, Feldman MJ, Levey M, Borden, B.G. Efficacy of biomechanical instrumentation: a scanning electron microscopic study. *J Endod.* 1976; 2(9): 261-266
- Moodnik RM, Dorn SO, Feldman MJ, Levey M, Borden BG. Efficacy of biomechanical instrumentation: a scanning electron microscopic study. *J Endod.* 1976;2(9):261-266
- Moritz A, Beer F. Oral Laser Application. Quintessence Publishing, USA. 2006;196-201

- Morris MD, Lee K-W, Agee KA, Bouillaguet S, Pashley DH. Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001;27(12):753-7.
- Morse DR, Esposito JV, Pike C, Furst ML. A radiographic evaluation of the periapical status of teeth treated by the gutta-percha-eucapercha endodontic method: a one-year follow-up study of 458 root canals. Part III. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1983;56(2):190-7
- Moshonov J, Orstavik D, Yamauchi S, Pettiette M, Trope M: Nd:YAG laser irradiation in root canal disinfection. *Endod Dent Traumatol*. 1995;11(5):220-224.
- Myers ML. The effect of laser irradiation on oral tissues. *J Prosthet Dent*. 1991 ;66(3):395-397.
- Neiburger EJ, Miserendino L. Pulp chamber warming due to CO₂ laser exposure. *NY State Dent J*. 1988;54(3):25-27.
- Nikaido T, Takano Y, Sasafuchi Y, Burrow MF, Tagami J. Bond strengths to endodontically-treated teeth. *Am J Dent*. 1999; 12 (4):177-180.
- Nunes VH, Alfredo E, Silva RG, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YTC. Adhesion of Epiphany and AH Plus sealers to human radicular dentin treated with different solutions. *Braz Dent J*. 2008;19(1):46-50.
- Ørstavik D. Physical properties of root canal sealers: measurement of flow, working time, and compressive strength. *Int Endod J*. 1983;16(3):99-107.
- Ørstavik D, Qvist V, Stoltze K. A multivariate analysis of the outcome of endodontic treatment. *Eur J Oral Sci*. 2004;112(3):224-320.
- Ørstavik D. Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. *Endod Topics*. 2005;12(8):25-38.
- Park DS, Yoo HM, Oh TS. Effects of Nd:YAG laser irradiation on the apical leakage of obturated root canals: an electrochemical study. *Int Endod J*. 2001 ;34(4):318-21.
- Pashley EL, Homer JA, Liu M, Kim S, Pashley DH. Effects of CO₂ laser energy on dentine permeability. *J Endod*. 1992 ;18(6):257-262.
- Pashley, D.H. (). Smear layer: overview of structure and function. *Proceedings of the Finnish Dental Society*, 88 Suppl 1, 1992;215-224
- Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Archives of Oral Biology*, 1988;33(4), 265-270

- Patierno JM, Rueggeberg FA, Anderson RW, Weller RN, Pashley DH. Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. *Endod Dent Traumatol.* 1996;12(5):227-236.
- Pawinska M, Kierklo A, Marczuk-Kolada G. New technology in endodontics – the Resilon-Epiphany system for obturation of root canals. *Adv Med Scie.* 2006;51(1):154-157.
- Perez F, Calas P, de Falguerolles A, Maurette A. Migration of a *Streptococcus sangius* strain through the root dentinal tubules. *J Endod.* 1993;19(6):297-301
- Pick RM, Colvard MD. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol.* 1993;64(7):589-602.
- Pick RM, Powell GL. Lasers in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 1993;37(2):281-296.
- Pommel L, About I, Pashley D, Camps J. Apical leakage of four endodontic sealers. *J Endod.* 2003;29(3):208-10.
- Prati C, Selighini M, Ferrieri P, Mongiorgi R. Scanning electron microscopic evaluation of different endodontic procedures on dentin morphology of human teeth. *J Endod,* 1994;20(4): 174-179.
- Ram, Z. Effectiveness of root canal irrigation. *Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathol.* 1997;44(2): 306-312.
- Renton-Harper P, Midda M. NdYAG laser treatment of dentinal hypersensitivity. *Br Dent J.* 1992 7;172(5):177.
- Rezende LM, Rached-Júnior FJ, Versiani MA, Souza Gabriel AE, Miranda CE, Silva-Souza YT, Souza Neto MD. A comparative study of physicochemical properties of AH Plus, Epiphany, and Epiphany SE root canal sealers. *Int Endod J.* 2009;42(9):789-793.
- Rohanizadeh R, Legeros RZ, Fan D, Jean A, Daculsi G. Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. *J Dent Res.* 1999 ;78(12):1829-35.
- Ruddle C J. Cleaning and shaping the root canal system. In: *Pathways of the Pulp*, Eight Ed., Cohen, S., Burns, R.C. Mosby Inc, Philadelphia, USA, 2002;231-291.
- Sahin B, Mazonakis M, Akan H, Kaplan S, Bek Y. Dependence of computed tomography volume measurements upon section thickness: an application to human dry skulls. *Clin Anat.* 2008;21(6):479-485.

- Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo M, Ørstavik D. The effect of dentine pre-treatment on the adhesion of root canal sealers. *Int Endod J.* 2002 ;35(10):859-66.
- Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo MP, Ørstavik D. Adhesion of endodontic sealers: scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy. *J Endod.* 2003;29(9):595-601.
- Sassone LM, Fidel R, Fidel S, Vieira M, Hirata R. The influence of organic load on the antimicrobial activity of different concentrations of NaOCl and chlorhexidine in vitro. *Int Endod J.* 2003;36(12):848-852
- Sevimay S, Kalayci A. Evaluation of apical sealing ability and adaptation to dentine of two resin-based sealers. *J Oral Rehabil.* 2005;32(2):105-110.
- Sevimay S, Dalat D. Evaluation of penetration and adaptation of three different sealers: a SEM study. *J Oral Rehabil.* 2003;30(9):951-955.
- Scelza MF, Pierro V, Scelza P, Pereira M. Effect of three different time periods of irrigation with EDTA-T, EDTA and citric acid on smear layer removal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004 ;98(4):499-503.
- Schoop U, Kluger W, Dervisbegovic S. Innovative wavelengths in endodontic treatment. *Lasers Surg Med.* 2006 ;38(6):624-30.
- Shabahang S, Torabinejad M (2003) Effect of MTAD on Enterococcus faecalis-contaminated root canals of extracted human teeth. *J Endod.* 2003;29(9):576-9.
- Schuller DE. Use of the Laser in the Oral Cavity. *Otolaryngol Clin North Am.* 1990 ;23(1):31-42.
- Shipper G, Ørstavik D, Teixeira FB, Trope M. An evaluation of microbial leakage in roots filled with a thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon). *J Endod* 2004;30(5):342-7.
- Siquera JF. Jr, Roças IN, Favieri A, Lima, KC. Chemomechanical reduction of the bacterial population in the root canal after instrumentation and irrigation with 1%, 25%, and 5.25% sodium hypochlorite. *J Endod.* 2000;26(6): 331-334
- Siqueira JF. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *Int Endod J.* 2001;34(1):1-10.
- Skinner RL, Himel VT. The sealing ability of injection-molded thermoplasticized gutta-percha with and without the use of sealers. *J Endod.* 1987;13(7):315-7.

- Sly MM, Moore BK, Platt JA, Brown CE. Push-out bond strength of a new endodontic obturation system (Resilon/ Epiphany). *J Endod.* 2007;33(7), 160–162
- Soares F, Varella CH, Pileggi R, Adewumi A, Guelmann M. Impact of Er,Cr:YSGG laser therapy on the cleanliness of the root canal walls of primary teeth. *J Endod.* 2008;34(4):474-477.
- Sousa-Neto MD, Coelho FI, Marchesan MA, Alfredo E, Silva- Sousa YTC. In vitro study of the adhesion of an epoxy based sealer to human dentine submitted to irradiation with Er:YAG and Nd:YAG lasers. *Int Endod J.* 2005;38(12):866-70.
- Spangberg LSW. Instruments, materials and devices. In: Cohen S, Burns RC. *Pathways of the Pulp*, 7th edn. St. Louis, MO, USA: Mosby, 1998;476–531.
- Spangberg LS, Barbosa SV, Lavigne GD. AH 26 releases formaldehyde. *J Endod* 1993;19(12):596-8.
- Spano JCE, Barbin EL, Santos TC, Guimaraes LF, Pecora JD. Solvent action of sodium hypochlorite on bovine pulp and physico- chemical properties of resulting liquid. *Braz Dent J.* 2001;12(3):154-7.
- Spielberg C, Lambergini F, Rucci M. Sealing properties of a new epoxy resin-based root-canal sealer. *Int Endod J.* 1997,30(2): 322-334.
- Stabholz A, Sahar-Helft S, Moshonov J (2004) Lasers in endodontics. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):809-32, vi.
- Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, Stabholz A. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24(12):935-48
- Stock C JR, Gulabivala K, Walker RT, Goodman JR. *Endodontics*, Second Ed. Mosby Wolfe, 1997,213-217.
- Sundqvist G, Figdor D, Persson S, Sjögren U. Microbiologic analysis of teeth with failed endodontic treatment and the outcome of conservative retreatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998 ;85(1):86-93.
- Şen BH, Wesselink PR, Türkün M. The smear layer; a phenomenon in root canal therapy. *Int Endod J.* 1995;28(3):141-8.
- Şen BH, Safavi KE, Spangberg LS. Antifungal effects of sodium hypochlorite and chlorhexidine in root canals. *J Endod.*1999;25 (4):235-238.
- Şen BH, Piskin B, Baran N. The effect of tubular penetration of root canal sealers on dye microleakage. *Int Endod J.* 1996;29(1):23-8.

- Tagger M, Tagger E, Tjan AH, Bakland LK. Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin. *J Endod.* 2002;28(5):351-4.
- Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *J Endod.* 1998;24 (8):548-551.
- 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.
- Takeda, F.H., Harashima, T., Kimura, Y., Matsumoto, K. A comparative study of thr removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. *Int Endod J.* 1999;32(1): 32-39
- Tanomaru Filho M, Leonardo MR, Rossi MA, Silva LAB. Scanning electron microscopic study of the cleaning ability of chlorhexidine as a root canal irrigant. *Int Endod J.* 2003;36(6):391-4.
- Tay FR, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Pashley DH, Mak YF, Lai CN, Raina R, Williams MC. Ultrastructural evaluation of the apical seal in roots filled with a polycaprolactone-based root canal filling material. *JEndod* 2005;31(7):514-9.
- Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(5):646-52
- Torabinejad M, Handysides R, Khademi AA, Bakland LK. Clinical implications of the smear layer in endodontics: a review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;94(6):658-66.
- Torabinejad M, Shabahang S, Aprecio R, Kettering JD. The antimicrobial effect of MTAD: an in vitro investigation. *J Endod.* 2003;29(6):400-3.
- Trepagnier, C.M., Madden, R.M., Lazzari, E.P. Quantitativestudy of sodium hypochlorite as an in vitro endodontic irrigant. *J Endod,* 1997,3(5):194-196
- Ungor M, Onay EO, Orucoglu H. Push-out bond strengths: the Epiphany–Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta-percha. *Int Endod J.* 2006;39(8):643-7.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28(3):215-35.
- Vilanova WV, Carvalho-Junior JR, Alfredo E, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YT Effect of intracanal irrigants on the bond strength of epoxy resin-based

- and methacrylate resin-based sealers to root canal walls. *Int Endod J* 2012;45(3):42–48.
- Vojinovic O, Nyborg H, Brannström M. Acid Treatment of cavities under resin fillings: bacterial growth in dentinal tubules and pulpal reactions. *J Dent Res*. 1973;52(6):1189-93.
- Walton, R.E., Rivera, E.M. Cleaning and shaping, "Principles and Practice of Endodontics" (Ed. Walton RE ve Torabinejad M)'de 3. baskı, WB Saunders Company, Philadelphia, 2002;s. 206-239.
- Watanabe LG, Marshall Jr GW, Marshall SJ. Variables influence on shear bond strength testing to dentine. *In: TagamiJ, ToledanoM, PratiC, eds. Proceedings of the Granada International Symposium 3–4 December 1999. Como,Italy: Advan Adhes Dent, 2000;ss. 75–90.*
- Wayman BE, Kopp WM, Pinero GJ, Lazzari EP. Citric and lactic acids as root canal irrigants in vitro. *J Endod*. 1979;5(9):258-265.
- Weichmann J.A., Johnson F.M. Laser use in endodontics. A preliminary investigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1971;31(3):416-420.
- Weis MV, Parashos P, Messer HH. Effect of obturation technique on sealer cement thickness and dentinal tubule penetration. *Int Endod J*. 2004;37(10):653-663.
- Wennberg A, Orstavik D. Adhesion of root canal sealers to bovine dentine and gutta-percha. *Int Endod J*. 1990;23(1):13-9.
- White RR, Goldman M Lin PS. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic filling materials. *J Endod*. 1984;10(12): 558-562.
- White RR, Goldman M, Lin PS. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by endodontic filling materials. Part II. *J Endod*. 1987;13(8):369-374.
- Whitworth J. Methods of filling root canals: principles and practices. *Endod Topics*. 2005;12(2):22–24.
- Wigdor, H., Abt E., Ashrafi S., Walsh J.T. The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc*. 1993;124 (2):65-70.
- Wu M.K., De Gee J., Wesselink P.R., Moorer W.R. Fluid transport and bacterial penetration along root canal fillings. *Int Endod J*. 1993;26(4):203-208.
- Yamazaki R, Goya C, Yu DG, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of erbium:chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study.*J Endod*. 2001;27(1):9-12.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Esra DURAN

Doğum Yeri: Ankara

Doğum Tarihi: 25.10.1983

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl): Ondokuzmayıs Üniv. Diş Hek. Fak.-2006

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl: Ondokuzmayıs Üniv. Diş Hek. Fak (2007-2011)
Ordu/Korgan Devlet Hastanesi (2011)
Samsun Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi (2011-)

E-posta: dt_esraduran@hotmail.com