

T.C.  
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**ER,CR:YSGG LAZER İLE KÖK KANAL  
ŞEKİLLENDİRMESİNİN DENTİNAL MİKRO ÇATLAK  
OLUŞUMUNA ETKİSİNİN IN VİTRO İNCELENMESİ**

**Dt. Fırat ERGİN**

**UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Hamdi Oğuz YOLDAŞ**

**ADANA 2019**

T.C.  
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**ER,CR:YSGG LAZER İLE KÖK KANAL  
ŞEKİLLENDİRMESİNİN DENTİNAL MİKRO ÇATLAK  
OLUŞUMUNA ETKİSİNİN IN VİTRO İNCELENMESİ**

**Dt. Fırat ERGİN**

**UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI**  
**Prof. Dr. Hamdi Oğuz YOLDAŞ**

Bu çalışma TDH-2017-8756 nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir.

**ADANA 2019**

## KABUL ve ONAY

Uzmanlık Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan  
"Er,Cr:YSGG Lazer İle Kök Kanal Şekillendirmesinin Dentinal Mikro Çatlak  
Oluşumuna Etkisinin In Vitro İncelenmesi"  
adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 29 / 03 / 2019

### TEZ SINAV JÜRİSİ

  
Prof. Dr. H. Oğuz Yoldaş  
Çukurova Üniversitesi  
Başkan

  
Prof. Dr. Kürşat Er  
Akdeniz Üniversitesi  
Üye

  
Prof. Dr. Emin Esen  
Çukurova Üniversitesi  
Üye

  
Doç. Dr. Aysin Dumani  
Çukurova Üniversitesi  
Üye

  
Doç. Dr. A. Şehnaz Yılmaz  
Çukurova Üniversitesi  
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun / / tarih ve  
kabul edilmiştir.

sayılı kararı ile

# ETİK BEYANI

T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI

## ETİK BEYANI

Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesini okuduğumu ve anladığımı ve Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
  - Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik kurallarına uygun olarak sunduğumu,
  - Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
  - Kullanılan verilerde ve ortaya çıkan sonuçlarda herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
  - Tez olarak sunduğum bu çalışmanın özgün olduğunu,
- bildirir, aksi bir durumda bu konuda hakkımda yapılacak tüm yasal işlemleri ve aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim. ..../...../20....

İMZA

Adı Soyadı

Dt.Fırat ERGİN

Kayıtlı olunan Program : Endodonti Anabilim Dalı  
Tezin Konusu : Er,Cr:YSGG Lazer İle Kök Kanal Şekillendirmesinin Dentinal Mikro Çatlak Oluşumuna Etkisinin In Vitro İncelenmesi

Tezin Türü :  Uzmanlık  Yüksek Lisans :  Doktora:

Danışmanın Adı-Soyadı : Prof. Dr. H. Oğuz YOLDAŞ

Danışmanın İletişim Bilgileri 1

Telefon :05323249261

E-Posta : oguzyoldas@gmail.com

Öğrencinin İletişim Bilgileri

Telefon : 05374086248

E-Posta : firatergin92@gmail.com

Adresi : Çukurova Üniversitesi Diş  
Hekimliği Fakültesi Endodonti  
Anabilim Dalı  
/ADANA

*\*Bu belgenin Lisansüstü eğitim tezleri savunmaya alınmadan önce öğrenci tarafından doldurulup imzalanarak Enstitü Müdürlüğüne teslim edilmesi gerekmektedir.*

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, değerli bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, destekleri ve hoşgörüsüyle her zaman güzel bir örnek olan, bana olan sevgisi ve inancıyla kendimi güvende hissettiren, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum ve duyacağım danışman hocam, Sayın Prof. Dr. H. Oğuz YOLDAŞ'a;

Eğitimim boyunca mesleki bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen, tez sürecimde bana her türlü desteği sağlayan, çalışma ve sosyal hayatımda her daim yanımda olup bana yol gösteren sevgili hocalarım,

Doç. Dr. Ayşin DUMANI'ye, Doç. Dr. A. Şehnaz YILMAZ'a ve Yrd. Doç. Dr. Z. Gonca BEK KÜRKLÜ'ye;

Birlikte başlamış olduğum ve yine kendisiyle birlikte bitireceğim uzmanlık eğitimim süresince, her koşulda yanımda olup sevincimi üzüntümü paylaşan ve bana destek çıkan sevgili arkadaşım Cemre SAPMAZ'a;

Eğitimim süresince birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım tecrübesi ve anlayışıyla beni her zaman motive edip cesaretlendiren değerli arkadaşım Dr. Dt.Cihan KÜDEN'e;

Birlikte çalışma fırsatı bulmuş olduğum, mutluluğumu ve üzüntülerimi paylaşan, ilgi ve sevgileriyle her zaman yanımda olan ve beni sahiplenen, değerli arkadaşlarım Uzm. Dt. Kadriye ÖZDAYI'ya, Dr. Dt. Zeynep ÖZPOLAT'a,

Uzm. Dt. Ayfer ATAV ATEŞ'e, Yrd. Doç. Dr. Bahar ALKAYA'ya ayrıca hemşirelerimiz Nevin YANIK ve Dilek YONAT'a;

Çalışmamın istatistiksel analizlerini gerçekleştiren Doç. Dr. İlker Ünal'a;

İyi ve kötü zamanlarımda yanımda olup, sabrı ve sevgisiyle destek olarak bana moral motivasyon sağlayan sevgili Selin ERKAN'a;

Vermiş olduğu destekler ile varlıklarını her zaman hissettiren değerli arkadaşlarım Anıl ÇETİN, Tolgahan ÇAYIR, Ergin ÖZTÜRK ve Oğuzhan KALE'ye, fiziksel ve psikolojik olarak bana vermiş olduğu katkılardan dolayı değerli spor hocam Kemal Anıl YUMUŞAK'a;

Hayatım boyunca bana göstermiş oldukları ilgi, sevgi, sabır ve vermiş oldukları maddi manevi destek ile başarımda en büyük paya sahip olan sevgili aileme;

Tüm içtenliğimle teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

## Sayfa No:

<b>KABUL ve ONAY</b> .....	ii
<b>ETİK BEYANI</b> .....	iii
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	iv
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	v
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	vii
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b> .....	viii
<b>ÖZET</b> .....	ix
<b>ABSTRACT</b> .....	x
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	xi
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	3
2.1. Cerrahi Olmayan Kök Kanal Tedavisi.....	3
2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi .....	3
2.3. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi İçin Kullanılan Eğeler.....	4
2.3.1. El Eğeleri ile Şekillendirme .....	4
2.3.2. Düşük Hızda Kullanılan Eğeler İle Şekillendirme .....	5
2.3.3. Nikel – Titanyum (Ni-Ti) Döner Eğe Sistemleri İle Şekillendirme .....	6
2.3.4. Lazer İle Şekillendirme.....	7
2.4. Kök Kanal Şekillendirmesi Sırasında Oluşabilecek Komplikasyonlar .....	7
2.4.1. Basamak (Ledge) .....	7
2.4.2. Yer Değiştirme (Transportasyon) .....	7
2.4.3. Fermuar (Zip).....	8
2.4.4. Dirsek (Elbow).....	8
2.4.5. Perforasyon .....	8
2.4.6. Kanalda Eğe Kırılması ve Kanalın Tıkanması .....	9
2.5. Kök Kanal Şekillendirmesi Sırasında Çatlak ve Kırık Oluşumu.....	9
2.6. Çatlak ve Kırık Oluşumunun Kanal Tedavili Dişlerin Prognozuna Etkisi.....	11
2.7. Lazer .....	12
2.7.1. Lazerin Tarihçesi .....	12
2.7.2. Lazer Işığının Özellikleri .....	13
2.7.3. Lazer Sisteminin Bileşenleri.....	13

2.7.4. Lazer Doku Etkileşimi .....	14
2.7.5. Lazerin Dokuda Oluşturabileceği Etkiler .....	15
2.7.6. Lazer Kullanım Parametreleri.....	16
2.7.7. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması .....	16
2.7.7.1. Lazer aktif maddesine göre.....	16
2.7.7.2. Lazer ışığının dalga boyuna göre.....	17
2.7.7.3. Lazer ışığının enerjisine göre.....	17
2.7.7.4. Lazerin çalışma yöntemine göre .....	17
2.7.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	17
2.7.8.1. Argon Lazerler .....	17
2.7.8.2. Diod Lazerler .....	17
2.7.8.3. CO <sub>2</sub> Lazerler.....	18
2.7.8.4. Nd:YAG Lazerler .....	18
2.7.8.5. Erbiyum Lazerler (Er:YAG , Er,Cr:YSGG) .....	18
2.7.9. Lazer Sistemlerinin Endodontideki Uygulama Alanları.....	19
2.7.9.1. Pulpa Canlılığının Belirlenmesinde Lazer Kullanımı.....	19
2.7.9.2. Dentin Aşırı Duyarlılığının Tedavisinde Lazer Kullanımı .....	20
2.7.9.3 Vital Pulpa Tedavilerinde Lazer Kullanımı.....	20
2.7.9.4. Kök Kanallarının Dezenfeksiyonunda Lazer Kullanımı .....	21
2.7.9.5. Kök Kanallarının Doldurulmasında Lazer Kullanımı .....	22
2.7.9.6. Apikal Cerrahide Lazer Kullanımı .....	22
2.7.9.7. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Lazer Kullanımı .....	22
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM .....</b>	<b>25</b>
3.1. Dişlerin Seçimi ve Hazırlanması .....	25
3.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi .....	26
3.3. Kesitlerin Alınması ve Mikroskopik İnceleme .....	30
3.4. İstatistiksel Analiz.....	30
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>31</b>
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>38</b>
<b>6. SONUÇLAR.....</b>	<b>44</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>45</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>54</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b><u>Şekil No:</u></b>	<b><u>Sayfa No:</u></b>
<b>Şekil 3.1.</b> Örneklerin hazırlanması .....	26
<b>Şekil 3.2.</b> Lazer uygulaması öncesi konvensiyonel genişletme.....	27
<b>Şekil 3.3.</b> Er,Cr:YSGG Lazer.....	27
<b>Şekil 3.4.</b> Lazer kontrol paneli .....	28
<b>Şekil 3.5.</b> Çalışır haldeki lazer başlığı.....	29
<b>Şekil 3.6.</b> RFT2 (a) ve RFT3 (b) lazer uçları .....	29
<b>Şekil 4.1.</b> Kanalları genişletilmiş örneklerden alınan kesitlere ait stereomikroskop görüntüleri; el egesi ile genişletilmiş (a), 1,25 W lazer (b), 2 W lazer (c), 3 W lazer (d), 4 W lazer (e), Rodamin B toz boyası ile boyanmış kesit (f) .....	32
<b>Şekil 4.2.</b> Lazer ile genişletilmiş bir örneğin koronal bölgesinden alınan kesitie ait mikroskop görüntüsü (a), aynı örneğin apikal bölgesinden alınan kesit (b), kesitin x100 büyütülmüş görüntüsü (c) .....	34



# ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge No:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Çizelge 3.1. Fiber optik lazer uçlarının özellikleri .....	29
Çizelge 4.1. Mikro çatlak miktarının gruplara göre dağılımı .....	31
Çizelge 4.2. Mikro çatlak miktarının bölgelere göre dağılımı .....	33
Çizelge 4.3. Apikal bölgedeki mikro çatlak sayıları .....	34
Çizelge 4.4. Apikal bölgeye ait Ki-Kare testi .....	35
Çizelge 4.5. Orta üçlü bölgesindeki mikro çatlak sayıları .....	35
Çizelge 4.6. Orta üçlü bölgesine ait Ki-kare testi .....	36
Çizelge 4.7. Koronal bölgedeki mikro çatlak sayıları .....	36
Çizelge 4.8. Koronal bölgeye ait Ki-kare testi .....	37

## ÖZET

### Er,Cr:YSGG Lazer İle Kök Kanal Şekillendirmesinin Dentina Mikro Çatlak Oluşumuna Etkisinin In Vitro İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı el eğesi kullanılarak yapılan ve erbium, chromium:yttrium, scandium, gallium, garnet (Er;Cr:YSGG) lazer (Waterlase iPlus; Biolase Technology, Inc., San Clemente, CA, ABD) ile EndoLase Radial firing tip (RFT) lazer ucu kullanılarak yapılan kök kanal şekillendirmesi sonrası bu sistemlerin kök dentininde mikro çatlak oluşumuna etkisini karşılaştırmaktır.

Bu çalışmada 150 adet çekilmiş tek köklü insan mandibular premolar dişi kullanılmıştır. Dişler kök boyları 13 mm olacak şekilde su soğutmalı elmas frezle dekorone edilmiştir. Periodontal ligamenti taklit etmesi amacıyla köklerin sement yüzeyleri silikon ölçü maddesiyle kaplanmıştır ve akrilik bloklara gömülmüştür. Örneklerin çalışma boyları anatomik apeksten 1mm kısa olacak şekilde ayarlanmıştır. Şekillendirme için hazır hale getirilen 150 adet örnek rastgele 5 gruba ayrılmıştır. El eğesi grubundaki örnekler (n=30) İSO standartlarına göre #40'a kadar standart K tipi el eğesi ile genişletilmiştir. Lazer ile şekillendirilecek diğer 4 gruptaki 120 örnek öncelikle #25'e kadar K tipi el eğeleri ile genişletilip farklı güç (1.25 W, 2 W, 3 W, 4 W) değerlerinde ve ortak olarak üreticinin tavsiyesi doğrultusunda 50Hz frekans, %34 su, %24 hava olacak şekilde ayarlar yapılarak Er,Cr;YSGG lazer (RFT2 and RFT3, Endolase, Biolase Technology) kullanılarak genişletilmiştir. Şekillendirmeler tamamlandıktan sonra örneklerin 3,6 ve 9. mmlerinden kesitler alınmıştır ve kesitlerin yüzeyleri stereomikroskopta incelenerek mikro çatlak açısından değerlendirilmiştir.

Elde edilen sonuçlara göre oluşan mikroçatlakların yüzdesi değerlendirildiğinde, el eğesiyle şekillendirilen grup ve Er,Cr;YSGG lazer ile şekillendirilen diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. (p>0.05)

Sonuç olarak Er,Cr;YSGG lazer tekniğinin kök kanallarının şekillendirilmesini kolaylaştırdığı ve el eğesi tekniğiyle karşılaştırıldığında mikro çatlak oluşumuna etkisinin benzer olduğu görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Kök kanal şekillendirmesi, Er,Cr;YSGG lazer, RFT lazer ucu, Mikro çatlak

## ABSTRACT

### Dentinal Microcrack Formation during Root Canal Preparations by Er,Cr:YSGG Laser

The purpose of this study was to compare the formation of microcracks following root canal preparation performed with hand files and erbium, chromium:yttrium, scandium, gallium, garnet (Er;Cr:YSGG) laser (Waterlase iPlus; Biolase Technology, Inc., San Clemente, CA, USA) irradiation with the EndoLase Radial firing tip (RFT) Root Canal Therapy Kit.

In this study one hundred and fifty extracted single-rooted human mandibular premolar teeth were decoronated by using a diamond coated bur with water-cooling, leaving roots 13 mm in length. A silicon impression material was used for coating the cemental surface of roots to simulate periodontal ligament space. All roots were then embedded in acrylic blocks. The working length was set at 12 mm, 1 mm short of the anatomical apex. 150 samples prepared for shaping are divided into 5 separate groups. In the hand instrumentation group (n=30 teeth), the samples were prepared conventionally using standard K-files enlarged up to master apical file ISO size 40. Other 120 samples to be expanded by laser are divided into 4 groups. Instrumentation of samples in these 4 groups was done up to #25 K-file and then the canals of each group were irradiated by an Er;Cr:YSGG laser using (RFT2 and RFT3, Endolase, Biolase Technology) with the different power settings (1.25 W, 2 W, 3 W, 4 W) and the other panel settings; 50 Hz frequency, 34 % water, and 24% air according to manufacturers' recommendations. Roots were then sectioned at 3, 6, and 9 mm from the apices, and the cut surfaces were observed under a microscope and checked for presence of dentinal microcracks.

As a result, the prevalence of microcracks showed no significant difference ( $p>0.05$ ) between the roots prepared with the hand files when compared with the other groups prepared with the Er;Cr:YSGG laser.

In conclusion the Er,Cr:YSGG laser technique facilitated enlargement of root canals and showed similar microcrack formation when compared with the hand instrumentation technique.

**Keywords:** Root canal preparations, Er,Cr:YSGG laser, Radial firing tip (RFT), Micro crack

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>Niti</b>	: Nikel Titanyum <sup>[1][1]</sup> <sub>[SEP]</sub>
<b>SS</b>	: Paslanmaz Çelik <sup>[1][1]</sup> <sub>[SEP]</sub>
<b>KKT</b>	: Kök Kanal Tedavisi
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>NaOCl</b>	: Sodyum Hipoklorit
<b>EDTA</b>	: Etilen diamin tetraasetik asit
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbon Dioksit
<b>SAF</b>	: Self Adjusting File
<b>Er,Cr:YSGG</b>	: Erbium, cromium, yittrium, scandium, garnet, galium
<b>Micro-CT</b>	: Mikro Bilgisayarlı Tomografi
<b>SEM</b>	: Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>VKK</b>	: Vertikal Kök Kırığı
<b>°</b>	: Derece
<b>SD</b>	: Standart Sapma

# 1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisinin amacı, periapikal doku veya pulpa hastalığı bulunan dişlerin, biyolojik ortamla uyumlu bir biçimde, ağız içinde idamesini sağlamaktır. Tedavinin başarısı, doğru bir teşhisin sonrasında, yeterli bir giriş kavitesinin hazırlanması, kök kanalının etkili bir şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesi, son olarak da üç boyutlu olarak hermetik bir şekilde doldurulmasına bağlıdır.<sup>1</sup> Kanalların temizliği ve şekillendirilmesi işlemleri KKT'nin temel aşamalarındandır ve sonraki aşamalar olan dezenfeksiyon ve obturasyonu doğrudan etkilemektedir. Kök kanallarında yapılacak düzgün bir genişletme işlemi kanallardaki artık pulpa dokusunun, mikroorganizmaların ve yan ürünlerinin daha kolay uzaklaştırılmasını sağlar.<sup>2</sup>

KKT yapılırken kanalların şekillendirilmesi sırasında perforasyon, transportasyon, basamak oluşumu, çatlak ve VKK gibi komplikasyonlarla karşı karşıya gelinebilir.<sup>3</sup> Kök dentininde meydana gelen mikro çatlaklar tanı ve tedavisi zor olan klinik sorunlardan bir tanesidir ve yaygın bir şekilde diş çekimine sebep olan nedenlerden bir tanesidir.<sup>4</sup> KKT esnasında oluşan mikro çatlaklar bir çok faktöre bağlı olarak gelişebilir.<sup>5</sup> Kanal şekillendirmesi esnasında kullanılan konsantrasyonu yüksek yıkama ajanları, kanal dolum tekniklerinden biri olan lateral kondensasyon tekniği sırasında spreader kullanımı ve kanal yenileme işlemleri dentin yapısında zayıflamaya ve mikro çatlak oluşumuna neden olabilir. Kanal tedavisi yapıldıktan sonra çiğneme kaslarının diş üzerinde meydana getirdiği fonksiyonel kuvvetler de mikro çatlak oluşumuna neden olabilirler.<sup>6</sup> Çoğu zaman dişin çekimiyle sonuçlanan VKK, bir mikro çatlağın veya çatlak hattının okluzal kuvvetlerin neden olduğu tekrarlayan sıkıştırıcı kuvvetler nedeniyle ilerlemesi sonucu meydana gelebilir.<sup>7</sup>

Kök kanallarının şekillendirilmesi, kanal tedavisinin en önemli aşamalarından biri olup; teknik hassasiyet ile el becerisi gerektiren, kanallarda yeteri kadar dezenfeksiyon ve şekillendirme yapma kaygısı nedeniyle ve ayrıca hastaya ya da dişe bağlı diğer faktörler sebebiyle hekimin, uzun süre dikkatlice uğraş göstermesi gereken bir aşamadır. Günümüzde bu kaygı ve zaman kaybını minimize etmek, kanal şekillendirmesini kolaylaştırmak adına el eğelerine alternatif olarak geliştirilen döner

eğeler ve diş hekimliğinde kullanılan lazer sistemleri oldukça popüler ve güncel bir konu haline gelmiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan lazer tipleri; argon lazer, diyot lazer, Nd:YAG, Er,Cr:YSGG lazer, Er:YAG lazer, Ho:YAG lazer, KTP lazer ve karbondioksit lazerdir.<sup>8</sup> Lazer sistemleri endodontide dişin canlılığının tespitinde, çürüğün uzaklaştırılmasında, vital pulpa tedavilerinde, giriş kavitesinin açılmasında, pulpanın çıkarılmasında, kök kanal şekillendirmesinde, kök kanal dezenfeksiyonunda, tekrarlayan endodontik tedavilerde kök kanal dolgusunun uzaklaştırılmasında ve endodontik cerrahide kullanılabilir.<sup>9,10</sup>

Nd:YAG lazer ya da sert doku lazerleri olarak bilinen erbiyum lazerler (Er:YAG, Er,Cr:YSGG) ince fiber uçlarla birlikte kullanıldığında kök kanallarındaki dentin kaldırılıp kanal şekillendirmesi yapılabilmektedir.<sup>11</sup> Erbiyum lazerler, hava su spreyi sayesinde etkin bir soğutma sağlayarak sert doku uzaklaştırmasında başarılı sonuçlar vermektedirler. Er,Cr:YSGG lazerin etkileri, termal etkiden ziyade, sert doku üzerindeki veya içerisindeki suyun ani buharlaşması ile ilişkili mikro patlamalarla açıklanmaktadır.<sup>12,13</sup>

Er,Cr:YSGG lazerin kanal tedavisi sırasında çeşitli aşamalarda kullanımı ve diş dokularına etkileri üzerine yapılan çalışmalar literatürde bulunmaktadır. Ancak kök kanal şekillendirmesi için kullanılması sırasında mikro çatlak oluşumuna etkisi ve bu etkinin diğer şekillendirme yöntemleriyle karşılaştırılması üzerine yapılmış yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı; KKT yapılırken kanalların şekillendirilmesi sırasında Er,Cr:YSGG lazer ve el eğesi kullanımının kanalda mikro çatlak oluşumuna etkisinin stereo mikroskop yöntemiyle incelenip, karşılaştırılmasıdır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Cerrahi Olmayan Kök Kanal Tedavisi

Kron ve kök pulpasının yani pulpa dokusunun tamamen anestezi altında çıkarılmasının ardından, kök kanallarının mekanik olarak genişletilip; mikroorganizmalardan temizlenmeye çalışılmasından sonra kök ucuna kadar eksiksiz doldurulması işlemine KKT adı verilir.<sup>14</sup>

Kök kanallarının doğru bir biçimde şekillendirilmesi, tedavinin başarıya ulaşmasında en önemli basamaklardan birisidir ve yalnızca mekanik bir girişim olarak düşünülmeyp aynı zamanda biyolojik ilkeler içinde ele alındığından biyomekanik şekillendirme adıyla da bilinmektedir.<sup>14</sup> Kanal şekillendirmesi ve temizliği genellikle zor ve zaman gerektiren bir işlemdir. Kök kanal şekillendirmesi işlemi eksik yapılması ve iatrojenik hatalar; tedavi sonucunda elde edilen başarının düşük olmasına neden olmaktadır.<sup>15</sup>

Sızdırmaz bir kanal dolumundan önce kök kanallarının etkili bir şekilde temizlenmesi için yapılması gerekenler mekanik şekillendirme ve kimyasal irrigasyondur. Günümüzde bu iki kavram birbirinden ayrı düşünülmeyp birlikte kemomekanik şekillendirme olarak adlandırılmaktadır. Bu durumun sebebi bu iki yöntemin birbirlerini tamamlayıp etkinliklerini arttırmalarıdır. Kanalların bir irrigasyon solüsyonu ile yıkanması, kök kanal kompleksi içerisinde hem mekanik olarak ulaşılabilinen hem de ulaşılabilen bölgelerin mikroorganizmalardan arındırılması ve etkili bir temizlik için önemlidir.<sup>16</sup>

Kök kanallarının temizliği ve şekillendirilmesinden sonra kanallar, apikalden itibaren üç boyutlu ve sızdırmaz bir şekilde doldurulmalıdır. Kanal dolumunda sızdırmazlığın tam olarak sağlanamaması, kanal tedavisinin başarısızlıkla sonuçlanmasına sebep olan önemli etkenlerdendir.<sup>17</sup>

### 2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Yeterli bir temizleme ve şekillendirme kök kanal tedavisinde gösterilmesi gereken özen ve hassasiyetin yoğunlaştığı aşamalardır. İyi bir şekillendirme; pulpa dokusunun ve debrisin kaldırılmasını kolaylaştırır ve irrigasyon ile sağlanan mikroorganizma eliminasyonunu artırır.<sup>18,19</sup> Kök kanallarını temizleme ve şekillendirme

işlemi canlı ya da nekrotik pulpa dokusunun tamamen uzaklaştırılması ile sınırlı kalmayıp mikroorganizmalar ve yan ürünleriyle enfekte olmuş dentin dokusunun kök kanal duvarlarından uzaklaştırılmasını da sağlamalıdır. Ayrıca bu aşamada antimikrobiyal irrigasyon solüsyonları kullanılarak mekanik temizleme işlemine kimyasal olarak destek olunmalıdır. Şekillendirme işlemi tamamlanmış bir kök kanalı, orijinal kök kanalı anatomisiyle uyum göstermeli ve doldurma işleminin kolayca yapılmasına izin verecek yapıda olmalıdır.<sup>2,20</sup>

### **2.3. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi İçin Kullanılan Eğeler**

#### **2.3.1. El Eğeleri ile Şekillendirme**

Kullanılan kanal eğeleri ilk olarak karbon çelikten üretilmiş ve endodontide 1960'ların sonuna kadar bu alaşım kullanılmıştır. Bu alaşım, yapısal olarak korozyona yatkındır ve sterilizasyon ile yapısı bozulabilmektedir. Bu gibi nedenlerle hammadde olarak kullanmak için farklı materyal arayışına girilmiştir. Bu dönemlerde paslanmaz çeliğin endodontide kullanıma girmesiyle bu arayışa bir cevap bulunmuştur. Paslanmaz çelik kanal eğeleri temel olarak turnerf, reamer ve eğe olmak üzere üç farklı tasarıma sahiptirler.<sup>21</sup>

Turnerfler, çelik tellerden üretilir, düz ve dikenli olan türleri vardır. Pulpanın kanaldan çıkarılması için kullanılırlar. En küçük turnerfin çapı 25 nolu eğenin çapıyla aynıdır. Bu nedenle dar kanallarda kullanımı uygun değildir.<sup>22</sup>

Reamerlar, pulpanın uzaklaştırılması ve kök kanallarının şekillendirilmesi için ve sadece reaming hareketi ile kullanılabilirler. Reaming tekniğinde, reamer ile kanalda direnç hissedilen noktaya kadar ilerlenir sonrasında ilerleyebilmek için saat yönünde 90° çevrilir ve geri çekilir. Bu işlem ile kanala konik bir şekil verilmiş olur.<sup>1</sup>

K-tipi eğeler kare veya üçgen kesite sahip paslanmaz çelik telin kendi etrafında bükülmesiyle ya da bu tele yapılan tornalama işlemleriyle üretilmektedirler. Bu kanal eğeleri "çevir-çek", "eğeleme" ya da "dengeli kuvvet" yöntemleriyle kullanılmaktadır.<sup>14</sup>

Hedström (H) tipi kanal eğeleri silindirik ve açılı bir paslanmaz çelik tele torna işlemi yapılarak hazırlanır. Kesitlerinde üst üste sıralanmış bir dizi koni görünümü mevcuttur. Kenarları oldukça keskin olduğu için eğeleme hareketi ile oldukça fazla



madde kaldırır, fakat kor çaplarının küçük olması sebebiyle kırılma dirençleri düşüktür.<sup>23</sup>

K tipi eğe kırılmaya karşı H tipi eğeden daha dayanıklıdır. Burularak üretilen K tipi eğede, vida adımları açılım gösterirken; H tipi eğe frezlenerek üretildiği için torsiyon kuvvetleri karşısında daha az uzama meydana gelir. Bu farklılık H tipi eğelerin kullanılırken herhangi bir belirti vermeden kırılabileceği sonucunu gösterir.<sup>24</sup> K tipi eğelerin uçları kesici değildir, bu özelliği ile apikalden perforasyon yaratma ihtimali H tipi eğelere göre daha azdır. K tipi eğeler, kanal yolu bulma ve kanalın apikal üçlüsünü genişletmede kullanılırken, H tipi eğelerden koronal kısmı genişletmede faydalanılır.<sup>25</sup>

Bu el eğelerinin 16 mm'lik kısmında kesici bıçak bulunmaktadır. Eğelerin uç kısmından itibaren her 1 mm'de eğe çapı 0,02 mm artmaktadır. K ve H tipi eğelerin çalışma ilkeleri birbirinden oldukça farklıdır. K-tipi el eğeleri rotasyonel ve düz ileri-geri hareketler ile kullanılabilirken, H tipi eğeler ile sadece ileri-geri eğeleme hareketi ile çalışılabilir.<sup>26</sup> Bu eğeler paslanmaz çelikten üretildikleri için yeterli elastikiyet gösterememeleri sebebiyle karşılaşılan en önemli sorun eğimli kanallarda iyatrojenik hasar yaratabilmeleridir.

Paslanmaz çelik eğeler kullanılarak yapılan kanal şekillendirmesinde eğelerin açılarının azlığı nedeniyle hacmi ve konikliği daha düşük bir kanal yapısı oluşması sonucunda kullanılan irrigasyon solüsyonunun kanalda daha düşük miktarlarda bulunmasına neden olup debris ve diğer artıkların apikalde birikimine yol açabilmektedir.<sup>26</sup>

Daha sonraki yıllarda nikel-titanyum (Ni-Ti) alaşımdan üretilen Ni-Ti kanal eğeleri üstün elastisite özelliklerinden dolayı eğri kök kanallarında yaşanan sorunlar çözüme ulaşsa da paslanmaz çelik eğelere göre daha az aşındırıcı olmaları sebebiyle diğer bir önemli problem olan; çalışma süresinin uzunluğuyla karşılaşmıştır.<sup>27</sup>

### **2.3.2. Düşük Hızda Kullanılan Eğeler İle Şekillendirme**

Bu eğeler tam türlü döner başlıklarla ve düşük hızda kullanılırlar. Bu gruba dahil olan en önemli eğeler Gates-Glidden “drill”leri ve Peeso “reamer”lardır. Gates Glidden frezler daha çok kanal ağızlarını ve koronal 1/3'lük kısmı genişletmek için kullanılır. Peeso Reamerler ise post boşluğu hazırlamada faydalanılan eğelerdendir. Bu eğeler

kanalda eğimli bölgeye kadar kullanılmalıdır, dikkat edilmediği durumlarda perforasyona veya eğenin kırılmasına neden olunabilir.<sup>28</sup>

### 2.3.3. Nikel – Titanyum (Ni-Ti) Döner Eğe Sistemleri İle Şekillendirme

Paslanmaz çelik kanal eğelerinin yeteri kadar esnek olmamaları ve kırılğan olmaları yeni materyallerin araştırılmasını gerektirmiştir. Sonuç olarak 60'lı yılların başlarında W.F.Buehler tarafından Ni-Ti eğeler geliştirilmiştir.<sup>29</sup> Eğelerin kalınlıklarının artmasıyla esneklikleri de gittikçe azalmaktadır. Bu da şekillendirme sırasında birçok komplikasyona (kök kanalında transportasyon, perforasyon, çatlak vb.) neden olabilmektedir. Paslanmaz çelik eğelerin orjinal şekline dönme eğiliminde olması nedeniyle meydana gelen kanal kurvatür düzleşmesi problemi, süperelastisite özelliğine sahip NiTi alaşımlardan üretilen eğeler ile oldukça azaltılmıştır.

Ni-Ti eğeler sahip olduğu özelliklerinden dolayı düşük devirli anguldruvalarla kullanılmaya başlanmıştır. Son zamanlarda yapılan araştırmalara göre, Ni-Ti döner eğelerin Ni-Ti el eğeleriyle karşılaştırıldıklarında, daha yuvarlak kesitli kök kanalları oluşturdukları ve daha az transportasyona yol açtıkları görülmektedir.<sup>30-32</sup> Döner ege sistemleri ile kanal şekillendirmesi, şekillendirme süresini kısaltmaları, çalışma sırasındaki güvenilirlikleri, kesmeyen güvenli ege uç yapıları, apikalden koronale doğru artan koniklikte şekillendirme yapmaları, farklı kesit alanlarının olması, nikel titanyumdan üretilmiş olmaları nedeniyle torsiyonel kuvvetlere yüksek direnç göstermeleri ve farklı koniklik açısında eğelere sahip olmaları nedenleriyle oldukça avantajlıdır.<sup>33</sup> Ni-Ti eğeler kırılmaya karşı dirençli eğelerdir, paslanmaz çelik eğelerde olan plastik deformasyon bu eğelerde gözlenmez onun yerine döngüsel yorgunluk oluşur. Bu sebeple özellikle eğri kanallarda bu eğelerin dikkatli kullanılması ve kontrol edilmesi gerekir.<sup>34</sup> Ni-Ti esaslı döner eğelerin genellikle Crown-down tekniğine uygun kullanılmaları tavsiye edilmektedir. Bu eğelerin kanal duvarıyla temasta olan kısmı ne kadar az ise, kanal içerisinde sıkışma ve kınılma olasılığı da o kadar düşük olmaktadır. Bu sebeple eğelerin, aşırı basınç uygulamadan, sadece hafif dokunuşlarla kök kanalı içerisinde ilerletilmesi gerekmektedir. Bu eğelerle çalışılırken dikkat edilmesi gereken diğer önemli noktalar ise; eğelerin üreticinin önerdiği tork ve dönme hızında ve doğru sırayla kullanılması, yeteri kadar irrigasyon yapılması ve iyi bir görüş sağlanması için giriş kavitesinin yeterli büyüklükte açılmasıdır.<sup>35,36</sup>

Günümüzde artan ihtiyaçlara cevap verebilmek, döner sistemlerin kullanımı artırmak ve kolaylaştırmak veya geliştirmek adına, farklı üretim teknikleriyle üretilen, daha esnek ve dayanıklı ya da daha üstün yapısal özelliklere sahip döner eğeler geliştirilmektedir ve her geçen gün yeni ege sistemleri kullanıma sunulmaktadır.

#### **2.3.4. Lazer İle Şekillendirme**

Lazerin küçük çaplı optik fiber uçlar kullanılarak uygulanması sonucu pulpa dokusunun uzaklaştırılması, kök kanallarının şekillendirilmesi, smear ve debrisin uzaklaştırılması gibi işlemler yapılabilmektedir. Ancak daha çok düz ve hafif eğimli kanalların bu tür tedavinin endikasyonları içinde yer aldığı öne sürülmektedir.<sup>37</sup> Yapılan çalışmalarda lazerin kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında geleneksel yöntemlerle birlikte kullanıldığında daha etkili bir şekillendirme ve temizleme sağladığı üzerine sonuçlar bulunmuştur.<sup>38</sup>

### **2.4. Kök Kanal Şekillendirmesi Sırasında Oluşabilecek Komplikasyonlar**

#### **2.4.1. Basamak (Ledge)**

Eğimli kök kanal duvarlarında hatalı şekillendirme sonucu yapay olarak yaratılan ve eğenin apekte çalışma boyuna kadar ilerlenmesini engelleyen düzensizliktir. Kanal içinde belirli bir mesafeden sonra kanal eğesi ilerlemez ve ucunda da künt bir temas hissedilir, bu noktadan sonra gereğinden fazla bir kuvvet uygulanırsa apikale ulaşmadan dentin duvarında çentik ya da basamak oluşacaktır. Basamak oluşumu genellikle giriş kavitesinin yetersiz açılması durumunda veya özellikle eğri kanallarda büyük çaplı eğelerin aşırı kuvvet ile uygulanması sonucu oluşmaktadır. Eğimli kanallarda basamak oluştuktan sonra eğelerle aşırı kuvvet uygulanmaya devam edilirse perforasyon oluşturulabilir.<sup>39</sup>

#### **2.4.2. Yer Değiştirme (Transportasyon)**

Foramen apikalenin ya da orjinal kanal yolunun yapılan hatalı eğeleme sonrasında yer değiştirmesidir. Genelde eliptik şekilde olur, zaman zaman kökte stripping tarzda perforasyona sebep olabilir. Kök kanalında aşırı şekillendirme yapılması sonucu apikal foramenin genişletildiği ya da yerinin değiştirildiği durumlarda 'external

transportasyon' terimi kullanılmaktadır. Kanal sisteminin kök içerisindeki hareketini tanımlamak istendiğinde ise 'internal transportasyon' terimi kullanılmaktadır.<sup>40</sup>

#### **2.4.3. Fermuar (Zip)**

Kök kanal eğeleri, kanalın şekline uyum sağlasalar da elastik hafızaları nedeniyle ilk hallerine dönme eğilimindedirler.<sup>20</sup> Eğelerin kalınlıkları arttığında esneklikleri de azalacağından bu eğilim daha da belirgin bir hal alacaktır. Bu durum hatalı kanal şekillendirmeleriyle sonuçlanabilmektedir.<sup>20,41-43</sup> Kanal boyu henüz tespit edilmediğinde ya da yanlış tespit sonucu kanala yerleştirilen ilk ege apikal forameni geçtiyse ve bu boyda daha geniş eğelerle çalışılmaya devam edilirse kök kanalının apeksinde düzensiz ve geniş bir alan meydana gelir. Bu alan enine kesitlerde su damlasına meziyo-distal yönde ise kum saatine benzeyen bir görüntü oluşturur.<sup>39</sup> Kök kanalında zip oluştuğu zaman foramen apikalenin yeri değişecektir ve kök ucundaki bu düzensiz geniş alan gütta perka konlar veya ısıtılmış gütta perka teknikleriyle tam olarak doldurulamayacaktır. Bu da dışın prognozunu oldukça kötü etkileyen bir durumdur.<sup>44</sup>

#### **2.4.4. Dirsek (Elbow)**

Zip oluşumunun koronalinde, eğriliğin orta bölümden meydana gelen kum saati şeklinin en dar kısmına verilen isimdir.<sup>20</sup> Dirsek oluşan vakaların çoğunda kök kanal dolgusu ancak bu dar bölgeye kadar uzanabilir ve apikaldeki zip bölgesi temizlenemez, doldurulamaz.

#### **2.4.5. Perforasyon**

Kök perforasyonları pulpa boşluğu ve periodontal dokular arasındaki ilişkinin bozulmasına neden olan yapay açılmalardır. Kök kanalında perforasyon genelde basamak ya da transportasyon oluşumunu takiben meydana gelir. Basamak oluşumu farkedilmez ya da basamağı aşmak için fazla kuvvet uygulanırsa bu perforasyona yol açabilir.<sup>39</sup>

Bunun dışında az eğimli bir kanalın koronalinin aşırı genişletilmesi sonucunda strip perforasyonlara neden olunabilir.<sup>45</sup> Pulpa taşı olan bir kanalda şekillendirme yapılırken, tıkalı kanalları açmaya çalışırken ya da ege kırılmış bir kanalda kırık egenin yanından geçmeye çalışılırken de perforasyon meydana gelebilir.

Perforasyon olmuş bir dişin prognozunun iyi olabilmesi için, perforasyon alanının gingival sulkus ile bağlantısını kesecek, biyouyumlu bir materyalle en kısa sürede tamiri yapılmalıdır böylece periodontal enflamasyon oluşumunu engellenebilir.

#### **2.4.6. Kanalda Eğe Kırılması ve Kanalin Tıkanması**

Kök kanal şekillendirmesi sırasında Ni-Ti eğenlerde, etkisinde kaldıkları kuvvetler ve stresler nedeniyle kırıklar oluşabilmektedir. Kanal eğimi, Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluk nedeniyle kırılmasında en önemli etkidir.<sup>18</sup>

Kanalın tıkanması, dentin ve doku artıklarının kanalın ucuna doğru itilip orada biriktirilerek sert bir bariyer oluşturması ya da kanal eğesinin kırılması sonucu apikal foramene kadar ulaşılamaması sonucu oluşan durumdur.<sup>18</sup>

#### **2.5. Kök Kanal Şekillendirmesi Sırasında Çatlak ve Kırık Oluşumu**

Vertikal kök kırıkları KKT'nin çeşitli aşamaları sırasında oluşabilecek ve genellikle dişin çekimine neden olan bir komplikasyondur. KKT işlemleri direkt vertikal kırıklara neden olabileceği gibi ilerde VKK oluşumuna yol açacak çatlaklara ya da tamamlanmamış kırıklara neden olabilirler.<sup>46,47</sup>

Kök kanal şekillendirmesi sırasında zamandan tasarruf ve hekime kolaylık sağlamak adına sürekli yeni bakış açıları ve teknikler gündeme gelmektedir. Bu alanda piyasaya sürülen yeni sistemlerin dentin üzerindeki etkileri oldukça popüler bir konudur.

Bu sebeple literatürde çatlak oluşumuna etkisi en çok incelenen endodontik işlem basamağı kanal şekillendirmesi olmuştur.

Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan eğelerin konikleşme açıları dentinde çatlak oluşumunda etkili olmaktadır. Literatürde yapılan çalışmalarda el eğesi gruplarında ya hiç çatlağa rastlanmamıştır ya da anlamlı düzeyde çatlak oluşmadığı tespit edilmiştir.<sup>7,48,49</sup> El eğelerinin çatlak oluşturmamasının önemli nedenlerinden birisi olarak düşük ve sabit bir taper açısına sahip olması gösterilebilir. Bununla birlikte el hassasiyeti sayesinde manüplasyonun yönlendirilip kuvvetin kontrol edilebilmesi de önemli bir etkidir. Tüm bu verilere dayanılarak el eğesinin dentinde çatlak oluşturma açısından en güvenilir yöntem olduğu kabul edilmektedir ve çalışmalarda kontrol grubu olarak kullanılmaktadır.

Döner eğelerle kök kanalı şekillendirmesinin tamamlanması için yapısal özellikleri ve kullanım tekniğindeki farklılıkların etkisiyle el eğelerine kıyasla çok daha fazla dönme hareketine ihtiyaç vardır. Dönme sayısının fazla olması, daha fazla sert doku uzaklaştırılmasına, böylece dentin yapısında daha fazla hasar oluşumuna neden olabilir.<sup>50</sup> Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında fazla işlem yapılması ya da fazla sayıda eğe kullanılması kök kanal duvarlarında oluşan hasar miktarında artışa sebep olabilir.<sup>5</sup> Kanalda şekillendirme sırasında kullanılan eğe sayısı arttıkça meydana gelen deformasyon ve oluşan stress birikimi ile dişlerde çatlak oluşumu riski de artmaktadır. Diğer yandan tek eğe ile şekillendirme yapılan sistemlerde dentin duvarı ile eğe arasındaki sürtünme katsayısının fazla olması ve bu sistemlerin eğelerinin genellikle yüksek taper içermesi de çatlak oluşumu riskini artırmaktadır.

Şekillendirme sistemlerinin dentine etkilerinin incelendiği ve birbirleriyle kıyaslandığı çalışmaların sonuçları değerlendirildiğinde literatürde tam bir fikir birliği sağlanamadığı görülmekle birlikte üzerinde ortak görüşe varılan tek sistemin SAF olduğu söylenebilir.<sup>7,51,52</sup> SAF eğesi kanalın içine yerleştiğinde esnek yapısı ile kanalın şeklini alır ve kanal duvarına hafif bir basınç uygulayarak genişletir, hem de kanallar genişletilirken sistemin kendiliğinden sürekli irrigasyon yapma özelliğinin olması SAF eğesi ile kanal duvarının sürtünmesini minimize eder. Sonuç olarak ise bu sistemin dentinde oluşturduğu mikroçatlak miktarının diğer tüm döner sistemlerden anlamlı derecede düşük olduğu söylenebilir.

Kök kanal şekillendirmesi sırasında irrigasyon ajanı olarak kullanılmakta olan NaOCl, dentinin fiziksel ve kimyasal yapısına etki ederek, vital ve nekrotik dokuları çözer ve aynı zamanda antibakteriyel etkinlik de sağlar.<sup>53,54</sup> Bu solüsyon dentinle temas ettiğinde kollajenin yapısını bozar ve peptit zincirlerinin parçalanmasına neden olur. Bu durum dentinin organik yapısının bozularak esneklik, elastiklik modülü, kırılma direnci gibi mekanik özelliklerinin değişmesine etki edebilir.<sup>55</sup> Sim et al. yaptıkları çalışmada kanal irrigasyonunda kullanılan %5,25'lik NaOCl'nin serum fizyolojik ile kıyaslandığında kırılma direncini anlamlı derecede azalttığını ve dentinin Young modülünde azalma görüldüğünü tespit etmişlerdir.<sup>56</sup> Sıklıkla kullanılan bir diğer irrigasyon solüsyonu olan EDTA, bir şelasyon ajanıdır ve smear tabakasını kaldırıp dentinin geçirgenliğini arttırmak için kullanılmaktadır. EDTA, inorganik yapısı kalsiyum ve fosfattan oluşan dentinle karşılaştığında dentin, dekalsifikasyona uğrayarak

kalsiyum iyonları uzaklaşır ve çözünme meydana gelir. Sonuç olarak EDTA, dentin mikrosertliğinde azalmaya neden olur.<sup>57</sup>

## **2.6. Çatlak ve Kırık Oluşumunun Kanal Tedavili Dişlerin Prognozuna Etkisi**

KKT sırasında oluşan çatlak ve benzeri defektler dişin fonksiyonu esnasında dişe gelen kuvvetlerin etkisiyle ilerleyerek kök kırıklarının meydana gelmesine öncülük etmektedir. Oluşan çatlakların kökte dikey yönde ilerleyerek tam bir kırık oluşmasıyla meydana gelen VKK, endodontik tedavi uygulanmış dişlerin prognozunu köktü etkileyen en önemli komplikasyonların başında gelir. Vertikal kök kırıkları genellikle endodontik tedavi görmüş dişlerde görülmektedir.<sup>58</sup> Kök kanallarının şekillendirilmesi ve temizlenmesi kök kırığı oluşumu riskini arttırmaktadır.<sup>59</sup>

Kök kanal şekillendirmesi sırasında veya post yuvası hazırlanması sırasında aşırı miktarda dentin uzaklaştırılması ya da oval kanallarda dairesel kanal şekillendirmesi yapıldığı sonucunda kalan dentin kalınlığı azalacağı için dişte kırık oluşma riski artacaktır.<sup>60,61</sup> Çatlak dişlerin VKK oluşturma riski %13,1 olarak tespit edilmiştir. VKK, radyografide J şeklinde lezyon, çiğneme sırasında keskin ağrı şikayeti, dişte mobilite, ilgili bölgede görülen fistül oluşumu ve hasta periodontal olarak sağlıklı olmasına rağmen tespit edilen derin cep varlığı ile karakterize olmaktadır. En sık üst 1. molarlarda daha sonra alt 1. molar, alt 2. molar ve üst 2. molarlarda ve de kırklı yaşlarda görülmektedir.<sup>62</sup>

VKK ile ilgili semptomlar genellikle akut olmayıp hastalar uzun zaman rahatsızlık çekebilir. Bazı hastalar dişin tedavi edilmesi ya da çekilmesi yerine ağızda bırakılmasını isteyebilir; fakat ilgili diş ağızda kaldığı sürece periodontal sorunlara yol açacağı, kemik kaybının devam edeceği, bu durumun ileride yapılacak cerrahi ve restoratif tedavileri zorlaştıracağı konusunda hasta bilgilendirilmeli ve ağızda kalan vertikal kırıkların yaratacağı komplikasyonlar nedeniyle tedavi veya çekim arasında karar verilmelidir.<sup>63,64</sup> Dişin çatlak mı yoksa kırık mı olduğunun tespit edilmesi tedavi planlaması yapılmasında önemlidir. Kırık fragmanların birbirinden ayrıldığı gözlenmesi, kemik kaybı olması, radyografik değişikliklerin görülmesi durumunda dişte vertikal kök kırığı olduğu kabul edilir ve çekim seçeneği düşünülebilir. Dişin sadece çatlak olup kemik kaybının olmadığı durumlarda ise konservatif yöntemlerle tedavi

planlaması yapılabilir.<sup>65</sup> Puruden et al.<sup>66</sup> yaptıkları çalışmada %25 vakanın çatlağın ilerlemesini engelleyen yeterli dentin bulunduğundan müdahale gerektirmediğini, %25 vakaya endodontik tedavi ve çekim, %50 vakaya da kuron yapılabileceğini bildirmişlerdir ve en iyi koruma yönteminin dişi kronlamak olduğu sonucuna varmışlardır.

Vertikal kök kırıklı dişleri ağızda tutmak için herhangi bir spesifik tedavi yöntemi bildirilmemiştir.<sup>67,68</sup> Çok köklü dişlerde kırık kökün çıkarılması, kök amputasyonu ile yapılan tedaviler başarılı olabilmektedir.<sup>69,70</sup> Bu tür kırık parçanın çıkarılabildiği posterior dişlerde prognozun iyi olduğu söylenebilir.

Tek köklü dişlerin genel olarak prognozu kötüdür ve sıklıkla tercih edilen tedavi yaklaşımı dişin çekimidir. Çekime alternatif tedavi yaklaşımı olarak planlı (intentional) replantasyon öne sürülebilir. Bu yöntemde öncelikle diş periodontal dokulara mümkün olduğunca zarar verilmeden çekilir, ekstraoral olarak kök kanal dolgusu ve granülasyon dokusu uzaklaştırılır, kırık parçalar adeziv rezin sementle birleştirilir ve son olarak dişin replantasyonu gerçekleştirilir.

Yapılan çalışmalarda çeşitli vertikal kök kırığı tedavi girişimleri mevcuttur. Ancak uzun dönem başarıları ve prognozları tartışmaya açık olmakla birlikte daha uzun takipler gerektirmektedir.

## **2.7. Lazer**

“Laser” kelimesi, ingilizce “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden türetilmiş bir kısaltmadır ve türkçedeki karşılığı “radyasyon salınımının uyarılması (emisyonu) ile ışık şiddetinin artırılması”dır. Teknolojinin hızla gelişimi ile birlikte üstün nitelikli sistemlerin kullanımı, tıbbın her alanında olduğu gibi diş hekimliğinde de giderek artmaktadır. Lazer, son yıllarda gelişmiş teknolojinin diş hekimliğine kazandırdığı en önemli ekipmanlardan bir tanesidir.

### **2.7.1. Lazerin Tarihçesi**

Lazer ışını teorisi ilk olarak 20. yy başlarında Albert Einstein tarafından tanımlanmıştır. Einstein; fotonları ve lazerin ana ilkesi olan uyarılmış salınımı (Stimule Emisyon) tanımlayarak yaptığı çalışmayla Nobel ödülüne de layık görülmüştür.<sup>71</sup> 1960



yılında Theodore Maiman, yakut (ruby) kristalinin yaydığı derin kırmızı renkli ışık demeti ile çalışan ilk lazer eğesini geliştirmiştir. Maiman'ın pulsasyonlu bu lazeri günümüz lazer teknolojisinin temelini oluşturmuştur.<sup>8</sup> Bundan bir yıl sonra 1961'de Snitzer, Neodmiyum lazeri geliştirmiştir. Lazerin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması 60'lı yıllarda Stern ve Sognaes ile Goldman et al.<sup>72,73</sup> tarafından yakut lazerin dental dokularda uygulamasına dayanır.

Endodontide lazerin ilk kullanımı 1971 yılında Weichman ve Johnson tarafından in vitro olarak CO<sub>2</sub> lazer ile apikal forameni tıkama girişimidir.

Yapılan bu çalışmada olumlu bir sonuç elde edilememiştir.<sup>74</sup>

### **2.7.2. Lazer Işığının zellikleri**

Bütün lazerlerde işığın ortak özellikleri řu şekilde açıklanabilir:

1. Doğrusallık (kolimasyon): Lazer işığının oluşturulduğu aktif madde odasında iki ayna bulunmaktadır. Işın buradan kontrollü olarak çıkarılmaktadır. Bu odadan sadece aynı yönde hareket eden işınlar çıktığı için paralel özelliğe sahiptirler.
2. Eş fazlı olması (koherent): Lazer işığındaki fotonların hareketi aynıdır yani en yüksek seviyeye çıkış ve inişleri aynı zamanda olur.
3. Tek renkli (monokromatik): Işık dalgalarının tümü aynı renktedir.<sup>75,76</sup>

### **2.7.3. Lazer Sisteminin Bileşenleri**

Lazer, elektrik enerjisini işık enerjisine dönüştüren bir sistemdir. Lazer sistemi genel olarak üç kısımdan meydana gelir:

- Aktif ortam (katı, sıvı, gaz); lazer enerjisinin kaynağı olup içerisinde bulunan aktif maddesine göre lazerin ismini belirler. Örneğin, CO<sub>2</sub> lazerde ortamda karbon dioksit gazı bulunur.
- Rezonatör; bir tarafında %100 (tam geçirgen), diğer tarafında %90 yansıtıcı ayna (yarı geçirgen) bulunan rezonans odası. Işık bu aynalar arasında ileri,geri yansır. Rezonans frekansına ulaşan lazer işığı, yarı geçirgen aynadan geçerek kullanılacak alana gönderilir.<sup>77</sup>

- Enerji kaynağı; aktif maddenin bulunduğu rezonans odasına enerji yollayan eksitasyon kaynağıdır.<sup>78,79</sup>

#### 2.7.4. Lazer Doku Etkileşimi

Lazer ışığı bir dokuya uygulandığında lazer enerjisi dokuda emilebilir (Absorbsiyon), doku tarafından yansıtılabilir (Reflection), doku içerisinde saçılabilir (Scattering) ve doku içerisinde daha derinlere ilerleyebilir (Transmission).<sup>80</sup>

**Absorbsiyon (emilim):** Lazer enerjisinin uygulandığı dokuda emilmesidir. Bir lazerin biyolojik bir etki gösterebilmesi için enerjisi doku tarafından absorbe edilmelidir. Dokudaki emilim miktarı, lazerin dalga boyu ve hedef dokunun optik özellikleri ile ilişkilidir. Uzun dalga boyları, su ve hidroksiapatit ile daha fazla etkileşmektedir. Absorbe olan lazer enerjisi su moleküllerinin ısı ve kinetik enerjisini artırarak mikro patlamalar meydana getirir.<sup>8,80,81</sup> Erbiyum lazerler ve karbondioksit (CO<sub>2</sub>) lazerler, su ve hidroksiapatit tarafından yüksek oranda absorbe edilmektedirler. Bu nedenle diş sert dokularında en etkili lazerlerdir.<sup>8,81,82</sup>

**Yansıma (reflection):** Lazer enerjisinin uygulandığı doku yüzeyinden dışarı doğru yansıtılmasıdır. Yansıyan lazer enerjisi miktarı ve oluşacak zarar, uygulanan dokuya ve enerji miktarına göre değişir. Yansıyan enerji miktarı fazla ise dokuya iletilecek enerji miktarı az olur. Parlak ve sert yüzeylere çarpan enerji daha fazla yansyarak çevre dokulara zarar verebilir. Bu durum lazer operasyonlarının ana güvenlik endişesidir.

**Saçılma (scattering):** Lazer enerjisinin doku içerisinde bir molekülden başka moleküle geçerek dağılmasıdır. Dağılan bu enerji dokuda daha geniş bir hacime ulaşabilir. Saçılma, lazer enerjisinin hedeflenen dokudan farklı dokulara sapmasına neden olarak lazer enerjisinin gücünü azaltır. Kısa dalga boyları daha geniş bir alana saçılır, uzun dalga boyları ise daha derine penetre olur. Saçılma, komşu dokuya ısı transferine ve istenmeyen doku hasarlarına neden olabilir.

**Geçme (transmission):** Lazer ışığı doku içerisinde hiçbir etki göstermeden derinlere ilerleyip, dokuyu terk edebilir. 'Geçme' etkisi dalga boyuyla doğrudan ilgilidir. Lazer ışığının dalga boyu uygulandığı doku tarafından ne kadar az absorbe ediliyorsa, ışık doku içerisinde o kadar derine geçebilmektedir.<sup>80</sup>

Örneğin su molekülü; Argon, diyot ve Nd:YAG gibi kısa dalga boyuna sahip lazerlerin enerjisini absorbe etmez ve gelen enerji su tarafından emilmeyeceği için direkt çevre dokulara iletilir. Bunun yanında su ve doku sıvıları, CO<sub>2</sub> ve erbiyum lazerlerin ışıklarını çok iyi absorbe eder ve çok az bir enerji çevre dokulara geçer.<sup>8,81,82</sup>

### 2.7.5. Lazerin Dokuda Oluşturabileceği Etkiler

Lazer ışığının dokular tarafından absorbe edilmesi, lazer enerjisinin dokuda etkili ve en çok istenilen durumdur. Lazer enerjisi doku tarafından absorbe edildiği zaman dört tip etki meydana gelir. Bunlar; fotokimyasal etki, fototermal etki, fotomekanik etki ve fotoelektriksel etkidir.

**Fotokimyasal etkiler:** Fotokimyasal etki, lazer ışığının uygulandığı hedef dokuda herhangi bir termal etki olmaksızın oluşturduğu kimyasal değişiklikler olarak tanımlanabilir. Kompozit materyallerin sertleşmesi için lazer kullanımı bu tip etkiye örnek gösterilebilir.<sup>83,84</sup> Patolojik durumlarda da bu etkileşimin fotodinamik etkisinden yararlanılabilmektedir.

**Fototermal etkiler:** Lazerin temel etkisi fototermal etkidir. Işık enerjisinin doku elemanları ve molekülleri tarafından absorbe olması sonucu ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşmesiyle bu etkileşim meydana gelir. Oluşan ısı artışı derecesinin, kullanılan lazerin gücünün, ışınlama zamanının ve emisyon modunun da bu etkileşimin oluşmasındaki yeri önemlidir.<sup>8</sup> Lazer ışığının dokuda ısıyı arttırması sonucunda:

37-50 °C arasında hipertermi, 60 °C'nin üzerinde koagülasyon ve protein denatürasyonu, 70-90 °C arasında dehidratasyon ve doku kaynaması, 100-150°C arasında buharlaşma, 200 °C'nin üzerinde karbonizasyon ve yanmalar meydana gelir.<sup>83</sup>

**Fotomekanik ve fotoelektriksel etkiler:** Fotoparçalanma, fotoayırışma, fotoplazmoliz ve fotoakustik etkiler çok kısa atımlarda (10<sup>-6</sup> sn) ve yüksek enerji yoğunluklarında lazer-doku etkileşimi sonucu ortaya çıkan termal olmayan etkilerdir.

Fotoablasyon sırasında ortaya çıkan yüksek enerji seviyeleri ve hızlı emilim, moleküller arası bağları ya da atomik bağları kopartacak hızlı bir genişlemeye veya şok dalgalarının oluşmasına neden olur. Böylelikle vibrasyonel kinetik enerji oluşur. Bu şok dalgaları maddeyi mekanik olarak parçalar veya ayrıştırır, dokular bu şekilde uzaklaştırılır. Termal olmayan fotoablasyon oluşması için çok yüksek enerji seviyeleri

ve çok kısa atımlar gerekir. Excimer lazerler gibi yüksek foton enerjili, kısa dalga boylu lazerler (<319 nm) bu etkiyi oluşturur.

### 2.7.6. Lazer Kullanım Parametreleri

*Joule (j)* : Enerji birimidir.

*Watt (W)* : Üretilen enerjinin gücünü belirtir.

*Enerji*: Güç x zaman olarak açıklanır (Wxt).

*Güç Yoğunluğu (Power Density)*: Birim alanda bulunan güç miktarı veya foton konsantrasyonudur (W/cm<sup>2</sup>).

*Enerji Yoğunluğu (Energy Density)*: Santimetrekareye düşen enerji miktarıdır (j/cm<sup>2</sup>).

*Frekans*: Bir saniyede tekrarlanan atım sayısı olarak tanımlanır. Hertz (Hz) ile gösterilir. Saniyedeki atım sayısı (pulse per second) da aynı anlamda kullanılmaktadır.

*Dalga boyu*: Ardışık dalgalarda eş noktalar arasındaki mesafeye denir. Bir dalga örüntüsünün tekrarlanan birimleri arasındaki mesafedir. Dalga boyu frekansla ters orantılıdır.

*Atım süresi (Pulse Duration)*: Tek bir lazer atımının oluşturulduğu süredir (sn).

*Atım aralığı (Pulse Pause)*: İki lazer atımı arasında geçen süreyi ifade eder (sn).

*Atım enerjisi (Pulse Energy)*: Tek bir lazer atımının sahip olduğu enerjidir (j/pulse).

*Ortalama çıkış gücü (Average output power)*: Atımlı lazerlerde atım gücü atım esnasında maksimum düzeye çıkar ve atım aralıklarındaki bekleme sürelerinde sıfıra düşmesi sonucunda cihazdan dışarı verilen ortalama güçtür (W).<sup>8</sup>

### 2.7.7. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

#### 2.7.7.1. Lazer aktif maddesine göre

- Katı lazerler (Er:YAG, Nd:YAG, Ho:YAG, Ruby, Alexandrite, Er,Cr:YSGG)
- Gaz lazerler (CO<sub>2</sub>, Argon, HeNe, Excimer (Excited Dimer), Ultraviyole (UV))
- Yarı iletken lazerler (Diyot lazerler)
- Kimyasal aktif maddeli lazerler

### **2.7.7.2. Lazer ışığının dalga boyuna göre**

- a. Mor ötesi (ultraviolet-UV) lazerler (140-400 nm)
- b. Görünür (visual-VIS) lazerler (400-700 nm)
- c. Kıızıl ötesi (infrared-IR) lazerler (700 nm ve üstü)

### **2.7.7.3. Lazer ışığının enerjisine göre**

- a. Yumuşak (soft, athermic) lazerler (HeNe, GaAs, GaAlAs)
- b. Sert (hard, thermic) lazerler (CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Argon, Excimer, Ho:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG)
- c. Mid lazerler (Diyot lazer)

### **2.7.7.4. Lazerin çalışma yöntemine göre**

- a. Sürekli ışık veren lazerler (Continuous)
- b. Atımlı ışık veren lazerler (Pulsed)
- c. Kesikli ışık veren lazerler (Chopped)

### **2.7.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler**

Diş hekimliğinde günümüzde daha sıklıkla kullanılan lazerler; Argon, Diod, CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerdir.

#### **2.7.8.1. Argon Lazerler**

Aktif madde olarak argon gazı içeren lazerlerdir. 488 nm ve 514 nm olmak üzere iki farklı dalga boyunda görünür ışın yayan argon lazerler çürük tespiti ve kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılırlar. Argon lazerler her iki dalga boyunda da sert dokular tarafından emilmezler, etkili hemostatik özellikleriyle periodontal işlemlerde, kist çıkarılması, hemanjiom tedavisi ve diş beyazlatmada kullanılabilirler.<sup>85</sup>

#### **2.7.8.2. Diod Lazerler**

Katı aktif ortamlarında Alüminyum, Galyum ve Arsenit bulunduran lazer tipidir. Genellikle dokuyla temas halinde kullanılan bu lazerler 800 le 980 nm arası dalga boyunda ışın üretirler. Diod lazer pigmente dokular tarafından çok iyi absorbe edilirler ancak argon lazerde olduğu gibi diş dokuları ve su ile etkileşimleri çok düşüktür. Bu

nedenle gingiva ve mukoza koagülasyonu, yumuşak doku küretajı veya sulkular debridement gibi yumuşak doku cerrahisi işlemlerinde oldukça başarılı bir lazerdir. Hedef dokuda hızlı ısı artışı yapması nedeniyle sürekli ışınlama modunda kullanılırken dikkatli olunmalıdır.<sup>83</sup>

### **2.7.8.3. CO<sub>2</sub> Lazerler**

Dalga boyu 10600 nm, aktif ortamında gaz içeren ve non iyonize görünmeyen kızılötesi özelliğine sahip lazer türüdür. Su tarafından iyi absorbe olur ancak doku penetrasyonu sınırlıdır, hızlı bir şekilde yumuşak doku kaldırma kabiliyetine sahiptir.<sup>83</sup> CO<sub>2</sub> lazer insizyonu ile yapılan bölgedeki buharlaşan dokuyu oldukça sığ bir koagülasyon nekroz alanı çevreler. Mukozal lezyonların tedavisinde bu nemlidir. Bu nedenle cerrahi ve periodontal işlemlerde yumuşak doku kaldırma sırasında sıklıkla tercih edilir.<sup>86</sup>

### **2.7.8.4. Nd:YAG Lazerler**

Bu tip lazerler katı aktif ortamlıdır, neodimium katılmış yttrium-alüminyum-garnet kristali ve fiberoptik yolla serbest-running vurumlu modda doku ile kontak halinde kullanılırlar. 1064 nm dalga boyunda ve elektromanyetik spektrumun yakın kızılötesi bölgesinde yer alırlar. Nd:YAG lazerin renkli doku hücresine ilgisi yüksektir. Melanin, hemoglobin gibi renkli doku hücreleri tarafından iyi emilip genellikle yüksek hemostatik özelliği ile yumuşak dokuların kesimi ve koagülasyonu için kullanılırlar.

Bu tip lazerler su ve hidroksiapatit tarafından iyi emilmezler. Sert dokularda kullanıldıklarında termal etkileri fazladır. Derin dokulara penetre olabilirler. Lazerin ısı etkisi temel olarak dokuların su içeriği üzerinde olmakta ve sıcaklığı artırmaktadır.<sup>8,76</sup>

### **2.7.8.5. Erbiyum Lazerler (Er:YAG , Er,Cr:YSGG)**

Erbium lazerin iki farklı dalga boyunda benzer özellikli iki tipi vardır. Her ikisi de orta kızılötesi görünmeyen noniyonize ışına sahip lazerlerdir.

Erbium ile kombine edilmiş yttrium alüminyum garnet kristallerinden oluşan aktif ortama sahip olan Er: YAG lazer 2940 nm dalga boyuna sahiptir.

Er:YAG lazer, su ve hidoksiapatit tarafından absorpsiyonu en yüksek lazer olmasına bağlı olarak yumuşak dokuların su içeriğinin yüksek olması sayesinde bu dokularda geniş uygulama olanağına sahiptir.<sup>8,83</sup>

Er:YAG lazerler, atım aralığı 50-1000  $\mu$ sn arasında değişen kısa atım süresiyle maksimum atım gücüne erişerek dokularda termal hasar oluşturmadan çalışabilirler.<sup>8,83,87</sup> Lazer enerjisinin seçici olarak doku yüzeyindeki su ve diğer su içeren organik yapılar tarafından soğurulması sonucunda, moleküllerdeki ani ve aşırı ısınma ile mikro patlamalar oluşmaktadır. Bu termal mikro patlamalarla dokular arasındaki bağların da oznmesiyle doku buharlaşarak uzaklaşır.<sup>88,89</sup>

Er,Cr:YSGG lazer 2.78  $\mu$ m dalga boyuna sahip olmakla birlikte aktif maddeleri olan erbiyum ve kromiyum üzerine itriyum, skandiyum, galyum ve garnet kaplanması ile oluşmuştur. Bu lazer sistemi, atış ışınlama sistemi ile su buharı/hava karışımından oluşan bir soğutma sisteminden meydana gelmektedir. Hava su spreyi kullanılan bu sistemde lazer ışını fiber kablo ve safir uç vasıtasıyla iletilmekte ve atımlı veya sürekli modda uygulanabilmektedir. Sert dokuların içeriğinde bulunan suyla lazer etkileşimi sayesinde çok hassas kesiler yapılabilmekte ve bu yüzden “hidrokinetik sistem” olarak adlandırılmaktadır. Lazer enerjisi su spreyiyle doku yüzeyine gönderilen damlacıklarda şiddetli patlayıcı kuvvetler oluşturarak hidrokinetik etki sağlamaktadır. Er,Cr:YSGG lazerler ile uygulanan tedavilerde aeretr kullanımı ile gündeme gelen titreşim, basınç, ses gibi etkilerin elimine edildiği bildirilmektedir. Bu gibi nedenlerden dolayı hastada oluşabilecek korku, endişe ve ağrı hissi elimine edilebilmektedir. Er,Cr:YSGG lazerin kanal tedavisindeki etkinliği, antibakteriyel özellik göstermesi ve hızlı çalışması bu lazerin diğer avantajları olarak ifade edilebilir.<sup>90,91-94</sup>

## **2.7.9. Lazer Sistemlerinin Endodontideki Uygulama Alanları**

### **2.7.9.1. Pulpa Canlılığının Belirlenmesinde Lazer Kullanımı**

Lazer Doppler Flowmetry ile diş pulpasının vitalite tespitinin prensibi, pulpa hastalıklarında kırmızı kan hücrelerinin akışındaki değişimlere dayanır.<sup>11,95</sup> LDF yaydığı çok düşük enerjili (1-2 mWatt) helyum-neon (HeNe) veya Diod (810 nm) lazer ışınları ile pulpa içerisindeki kan akımında hareket eden kırmızı kan hücrelerinin lazer ışını geri yansıtma ya da soğurma yüzdelerini karşılaştırarak bir veri üretir.<sup>37</sup> Minesi

ve dentini ince olan ön dişlerin canlılığının belirlenmesinde genelde bir problem yaşanmaz. Oysa büyük azı dişlerin minesini ve dentini kalındır gönderilen lazer ışınının yansımından elde edilen değerler her zaman doğru sonuçlar vermemektedir.<sup>96</sup> Elektrikli pulpa testi ve diğer termal testlere göre bu tekniğin en büyük avantajı, dişin canlılığını belirlemek için ağrı hissini ortaya çıkışına dayanmamasıdır. Yeni travma geçirmiş dişler kan desteğini ve pulpa vitalitesini bütün halinde tutabilmesine rağmen hissedebilme yeteneğini kaybedebilir.<sup>97</sup>

### **2.7.9.2. Dentin Aşırı Duyarlılığının Tedavisinde Lazer Kullanımı**

Uygunsuz beslenme alışkanlıkları, hatalı diş fırçalama tekniği, diş eti çekilmesi ve diğer faktörler sonucunda aşırı dentin hassasiyeti meydana gelebilir. Dentin duyarlılığı, dentin tübüllerindeki dentin lenfinin hidrodinamik mekanizma ile uyarılmasıyla açıklanmaktadır.<sup>98</sup> Hassasiyet tedavisi için kullanılan lazerler 2 gruba ayrılmaktadır. Bunlar: Düşük çıkış güçlü lazerler (He-Ne ve GaAlAs lazerler) ile orta çıkış güçlü lazerlerdir (Nd:YAG ve CO<sub>2</sub>). He-Ne lazer ışını dental pulpanın içerisindeki sinir liflerinin elektrik aktivitesini değiştirerek, CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazer ise dentin tübüllerini tıkayarak ve daraltarak etki gösterirler.<sup>99</sup>

### **2.7.9.3 Vital Pulpa Tedavilerinde Lazer Kullanımı**

Vital pulpa tedavilerini yapılırken elde etmek istenen sonuç etkilenen dişin canlılığını sürdürerek ağız için içinde sağlıklı bir şekilde kalmasını sağlamaktır. Pulpal hastalığın büyüklüğüne bağlı olarak pulpa tedavisi kuafaj veya pulpotomi işlemlerini içerebilir.<sup>100</sup> Bu işlemler için çeşitli teknikler ve kalsiyum hidroksit, MTA, formokrezol, glutraldehid, demir sülfat ve lazer uygulamaları gibi çeşitli malzemeler kullanılmış olsa da ideal teknik konusunda henüz bir fikir birliği sağlanamamıştır.

Bu prosedürler için lazer kullanılırsa dokuyu koagule ve vaporeze etmek ve küçük kan damarlarını mühürleyerek tıkmak daha kolay olacaktır.

Bunun yanından tedavi edilmiş yara yüzeyinin sterilizasyonu da sağlanmış olacaktır. Vital pulpa tedavilerinde lazer kullanılırken güç değerleri çok güçlü olduğu takdirde tedavinin başarısız olma riski mevcut olabilmektedir.<sup>95</sup>



#### 2.7.9.4. Kök Kanallarının Dezenfeksiyonunda Lazer Kullanımı

Kanal tedavisi sırasında uygulanan kanal şekillendirme işlemleri kök kanal duvarlarında organik ve inorganik bileşenlerden oluşan ve smear tabakasının oluşmasına neden olur. Smear tabakası hem dentin tübüllerini tıkayarak dentinin geçirgenliğini azaltır hem de dentin tübülleri içerisindeki mikroorganizmalara dezenfeksiyon ajanlarının ulaşmasını engelleyerek etkisini azaltır. Bu sebeplerden dolayı, smear tabakasının uzaklaştırılması, kök kanal sisteminin etkili bir şekilde temizlenebilmesi adına önem kazanır.

Mikroorganizmalar kök dentinine 1 mm'den daha fazla penetre olabilmeye yeteneğine sahipken dezenfeksiyon solüsyonları ancak 100 µm derinliğe kadar ulaşabilirler.<sup>101,102</sup> Ek olarak, *E. faecalis* ve *C.albicans* gibi bazı mikroorganizmalar biyofilm oluşturma kapasitesine sahip oldukları için kontrol edilmeleri iyice zorlaşır.<sup>103,104</sup>

Lazer enerjisi dentin dokuları ve tübüllerine 1mm kadar penetre olarak tübüler ağına daha önceden ulaşamayan kısımlarına daha iyi ulaşım sağlarlar ve derin dentin dokusunda da dezenfeksiyon etkisi sağlarlar.<sup>96,105</sup> Lazer ışınları kuru şartlarda dezenfeksiyon yapabiliyorken kanal içi sıvı varlığında kanal duvarlarında ablyasyon yaparak dentin kollajenini (organik) ve smear tabakasını da kaldırabilmektedir.

Lazer destekli kök kanal dezenfeksiyonu için öncelikle geleneksel yaklaşımla kanalların şekillendirilmesi gerekmektedir. Bunun nedeni dezenfeksiyon için kullanılan değerlerin dentin dokusu içerisinde ablyasyon yapmamalarıdır. Kök kanal sistemi boyunca dağılan lazer enerjisi ve dentin dokusu tarafından emilimi kök kanallarının dezenfeksiyonu için önemlidir. Enerjinin emilim miktarı dentinin yapısal değişimini ve kök kanal sistemindeki bakteriyel biyofilmin uzaklaştırılmasını etkileyecektir.

CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Diod ve Erbiyum lazerler gibi kızılötesi lazerler kök kanal dezenfeksiyonu sağlamak için çalışmalarda kullanılmıştır.

Yapılan araştırmalarda lazerler genellikle hava su spreyleriyle birlikte veya bekleme periyodlarıyla kullanılmaktadır. Bu işlemler sırasında güç, ışınlama süresi ve atım aralığı değerleri değiştirilerek de kök yüzeyindeki ısı artışı kontrol edilebilmektedir.

### **2.7.9.5. Kök Kanallarının Doldurulmasında Lazer Kullanımı**

Kanal dolum aşamasında dolgu maddesi olarak kullanılan gütta perkanın lazerlerle yumuşatılarak, kök kanallarının doldurulması bazı çalışmalarda araştırılmıştır.

Nd:YAG lazer kullanılan bir çalışmada lateral kondensasyon, sistem B ve lazer ile yumuşatılmış guta perka teknikleriyle kanallar doldurulmuş ve apikal sızıntı yönünden karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgulara göre apikal sızdırmazlık açısından bu teknikler arasında anlamlı bir farklılık ortaya çıkmamıştır.<sup>106</sup>

Nd:YAG, CO<sub>2</sub> ve Argon lazerlerin karşılaştırıldığı bir diğer çalışmada guta perka lazerlerle yumuşatılıp kanal dolumu yapılmış ve sızdırmazlıkları değerlendirilip birbirine benzer sonuçlar elde edilmiştir. Argon lazer apikal üçlüde üstün olsa da lazerlerin hiçbiri kanalları tam olarak dolduramamıştır.<sup>107</sup>

### **2.7.9.6. Apikal Cerrahide Lazer Kullanımı**

Yeniden kanal tedavisinin uygun olmadığı durumlarda apikal cerrahi, dişi korumak tercih edilen bir klinik uygulamadır. Apisektomi, periapikal lezyonun ortadan kaldırılmasını, kök ucunun rezeke edilmesini ve retrograd kök kanal dolumu uygulamalarını içerir.<sup>108</sup>

Apikal cerrahinin başarısızlığı, geride kalan mikroorganizmanın sızıntısına, bunların ürünleri ve kök kanal sisteminden periapikal bölgesine sızıntısına, retrograd dolgu materyallerin yetersiz kapatma kapasitesinden dolayı retrograd dolgu ve kavite duvarları arasından veya rezeke edilen yüzeyde açıkta bulunan dentin tübüllerinin içerisinden meydana gelen penetrasyona bağlıdır.<sup>109,110</sup>

Cerrahi modları bulunan Er:YAG, Er,Cr:YSGG, Nd:YAG ve CO<sub>2</sub> lazer gibi lazerlerin bu tür ameliyatlar için kullanımında, hızlı doku kaldırmaları, drill ya da freze gerek kalmadan termal veya yapısal hasarların önüne geçmeleri, kanamasız cerrahi saha oluşturmaları, etkili pıhtılaşma sağlamaları gibi lazerlerin olağan yetenekleri sayesinde hekime kolaylık; ses ve titreşim oluşturmamaları sayesinde de hastalara konfor sağlanmaktadır.<sup>95</sup>

### **2.7.9.7. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Lazer Kullanımı**

Endodontik işlemlerde kullanımı giderek yaygınlaşan lazerler, kanal tedavisi sırasında giriş kavitesi hazırlığında, sert doku kaldırılmasında, fiber optik uçların

girebileceği kadar genişletilen düz ve hafif eğri kanallarda kanalların şekillendirilmesinde, smear tabakasının uzaklaştırılmasında ve kök kanallarının dezenfeksiyonunda kullanılabilirler.

Lazerlerle kanal şekillendirilmesi ile ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde genellikle yüksek güçlü lazerler olarak da bilinen Nd:YAG, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerin kullanıldığı görülmektedir. Bu lazerler kesmek, koagüle etmek, dezenfeksiyon, buharlaştırmak gibi amaçlarla kullanılırlar.

Vurumlu Nd:YAG lazer ile kanal şekillendirilirken termal enerji hedef dokuya transfer edilmekte, doku ısınmakta ve buharlaşmaktadır. Nd:YAG lazerden geçen enerji fiber optik bir uç vasıtasıyla apikale doğru ilerleyerek kök kanalının ucuna yönlendirilmekte ve bu esnada çıkan enerji ile doku buharlaşarak kök kanalı şekillendirilmektedir.<sup>14</sup>

Er:YAG lazer ile şekillendirme yapmak istenildiğinde lazer ucunun kanal duvarına hava su spreyi soğutması altında ve uygulama sırasında ucun apikalden koronale doğru yavaş ve yuvarlak hareketlerle kaydırılarak çalışılması tavsiye edilmektedir.

Apikal bölümde lazer atımı gerçekleştirilirken tavsiye edilen güç ve frekans değerlerinde çalışılmasına, lazer ucunun apekten en az 1 mm uzakta olmasına ve artıkların periapikal dokuya itilmemesine dikkat edilmelidir. Fiber ucun kök kanalı içine uygulanamadığı durumlarda, lazer tedavisi ancak kök kanallarının klasik yöntemle genişletilmesi işlemini takiben uygulanabilir.<sup>37</sup>,

Er,Cr:YSGG lazerin kök kanal tedavisinde kullanılmak üzere piyasaya ilk sürülen 'forward emitting tip' lazer uçları ışının büyük bir kısmını direkt, doğrusal olarak kök ucuna olarak iletmektedir. Bu sebeple üretici firma tarafından kök kanallarında lazer ışınının dağılımını kanal duvarlarına daha çok yönlendirebilmek için çevresel ışınlama yapılmasını sağlayan RFT (Radial Firing Tip) uçları geliştirilmiştir. Geliştirilen bu yeni uçlarla kök kanal duvarlarına doğru daha homojen bir ışınlama yapılmasını sağlanabilmektedir.

Birçok araştırmacı kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında lazerin tek başına değil de geleneksel genişletme yöntemleriyle beraber kullanılmasının daha etkili bir temizleme ve şekillendirme sağladığını ileri sürmüştür.<sup>38,81</sup>

Bu çalışmanın amacı; KKT yapılırken kanalların şekillendirilmesi sırasında Er,Cr:YSGG lazer ve el eğesi kullanımının kanalda mikro çatlak oluşumuna etkisini stereo mikroskop yöntemiyle inceleyip, karşılaştırmaktır.



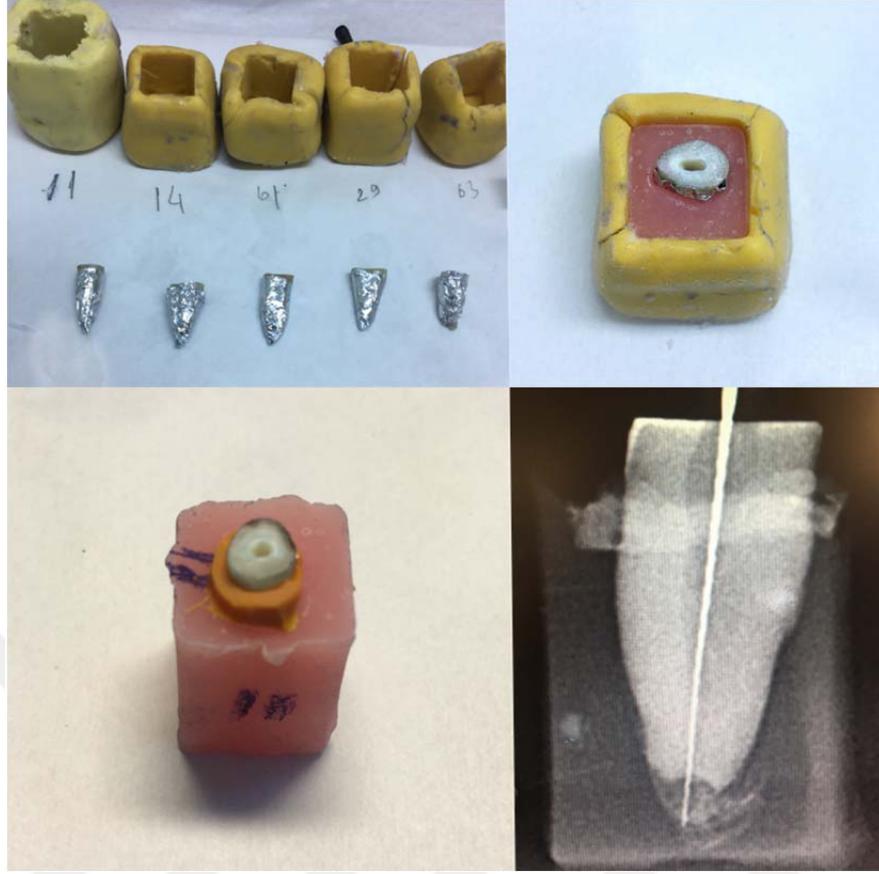
### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1. Dişlerin Seçimi ve Hazırlanması

Çalışmamızda, çekim nedenleri bilinmeyen, 150 adet düz ve tek köklü insan mandibular premolar dişi kullanılmıştır. Tüm dişlerin kök yüzeyleri operasyon mikroskopunda (Pico; Carl Zeiss, Jena, Almanya) 12X büyütmeyle dış yüzeyde çatlak, rezorbsiyon ve/veya çürük açısından değerlendirilmiştir. Açık apeksli veya anatomik düzensizliklere sahip dişler çalışma dışında bırakıldı. Bütün dişlerin üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları küret yardımıyla temizlendi. Radyolojik olarak kök kanallarında herhangi bir tıkanıklık olmayan ve eğri, kalsifiye veya "S" şeklinde kanal bulundurmayan, kök boylarının benzer olduğu ve 10 no'lu kanal eğesinin apikal foramene ulaşabildiği dişler çalışmaya dahil edildi. Foramen apikalenin başlangıç genişliği #20'den büyük olan dişler çalışma dışı bırakıldı. Dişler deney başlangıcına kadar 37°C'de distile su içerisinde bekletildi. Bekleme solüsyonu haftalık periyotlarla değiştirilerek dişlerin taze olarak saklanması sağlandı.

Dişler kökleri yaklaşık 13 mm olacak şekilde elmas separe yardımıyla su soğutması eşliğinde dekorone edilmiştir. Çalışma uzunluğu kanala #10 K file geri çekilip kök ucunda görülene kadar yerleştirilip apikal foramenden 1mm kısa olacak şekilde tespit edilmiştir. Periodontal ligamenti taklit etmesi amacıyla her örnekte kök yüzeyine bir kat alüminyum folyo kağıdı sarılıp akrilik rezin blok içerisine gömüldü. Akriliğin sertleşmesinin ardından alüminyum folyo çıkarılıp yerine ince bir polieter ölçü maddesi yerleştirildi. Böylelikle polieter ölçü maddesinin kalınlığının homojenitesi sağlanmış oldu.

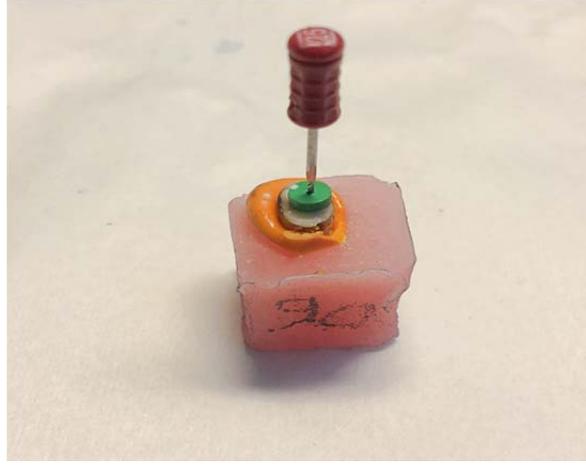


Şekil 3.1. Örneklerin hazırlanması

### 3.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Örnekler her grupta 30 tane olacak şekilde 5 gruba ayrılmıştır. El ile şekillendirilen gruptaki örnekler standart K eğesi kullanılarak ISO standartlarına göre #40 a kadar konvensiyonel olarak prepare edilmiştir. Konvensiyonel şekillendirme sırasında her eğe sonrası kanallar 2ml %2,5 luk NaOCl ile irrigate edilip en son 2ml distile su ile yıkanmıştır.

Diğer 4 grup ise lazer ile prepare edilmiştir. Kanal içerisinde çalışma boyunca lazer ucunun konumlandırılabilmesi için öncelikle kanalda yeterli genişliğin sağlanması gerekmektedir. Bu nedenle lazerle kanal genişletmesi yapılacak gruplarda ilk olarak örnekler standart K eğesi kullanılarak ISO standartlarına göre #25'e kadar konvensiyonel olarak prepare edilmiştir.



**Şekil 3.2.** Lazer uygulaması öncesi konvensiyonel genişletme

Lazer ile şekillendirilecek 4 gruptaki örnekler Er,Cr:YSGG Lazerde (Waterlase MD Endolase) “Endo” – “Clean and Shape” modu seçilerek sırasıyla 1.25, 2, 3, 4 W lık güç değerleri ve ortak olarak 50 Hz frekans, %34 su ve %24 hava değerlerinde sırasıyla RFT2 (Radial Firing Tip 2) ve RFT3 (Radial Firing Tip 3) uçları takılarak kanallar prepare edilmiştir.



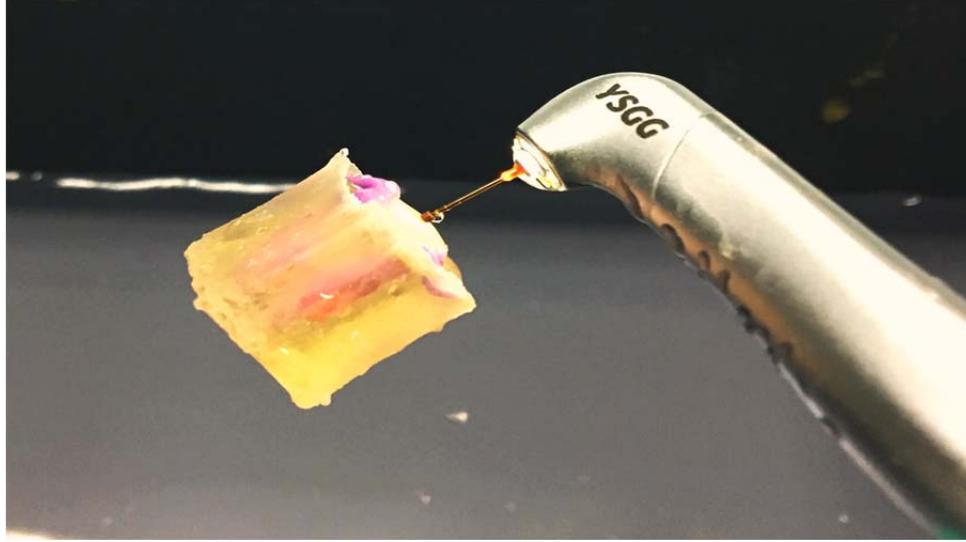
**Şekil 3.3.** Er,Cr:YSGG Lazer



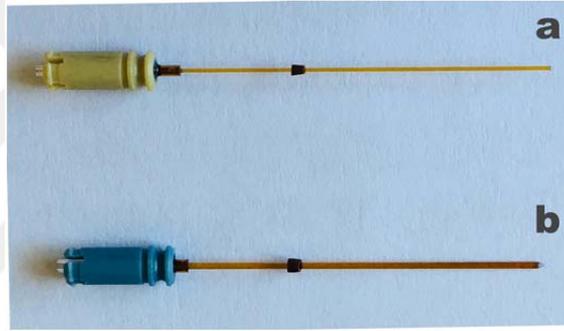
Şekil 3.4. Lazer kontrol paneli

İlk olarak RFT2 lazer ucu çalışma boyunda kanal içerisine yerleştirilmiş ardından lazer aktifleştirilerek ışınlama başlatılmış ve uç ışınlama sırasında kanal duvarlarına temas ettirilerek 1mm/s hızla koronale doğru hareket ettirilmiştir. Daha sonra RFT3 lazer ucu apikal ve orta üçlü arasında konumlandırılmış ve ardından lazer aktifleştirilerek ışınlama başlatılmış ve yine uç ışınlama sırasında kanal duvarlarına temas ettirilerek 1mm/s hızla koronale doğru hareket ettirilmiştir. Bu işlem her örnek için RFT2 ve RFT3 uçları ile 3 defa uygulanmıştır. Lazer ile prepare edilen örneklerde kanallar ışınlamadan önce distile su ile doldurulmuştur ve her ışınlamadan sonra da 2ml distile su ile irrigasyon yapılmıştır.





Şekil 3.5. Çalışır haldeki lazer başlığı



Şekil 3.6. RFT2 (a) ve RFT3 (b) lazer uçları

Çizelge 3.1. Fiber optik lazer uçlarının özellikleri

	RFT2	RFT3
Fiber uç genişliği, $\mu\text{m}$	275	415
Fiber uç uzunluğu, mm	25,21	21,17
Maximum güç	4 Watt	4 Watt
Kalibrasyon faktörü	0.55	0.85

### **3.3. Kesitlerin Alınması ve Mikroskopik İnceleme**

Örneklerin genişletilmesi tamamlandıktan sonra apikalden 3, 6 ve 9 mm uzaklıkta düşük hızda çalışan bir testere yardımıyla su soğutması altında yatay yönde kesitler alınmıştır. Kesitler daha sonra bir stereomikroskop (Olympus SZ61, Tokyo, Japonya) yardımıyla 40x büyütme ile incelendi ve stereomikroskoba bağlanabilen bir dijital kamera ile fotoğraflar elde edildikten sonra her kesite ait mikro çatlak sayıları kaydedilmiştir.

### **3.4. İstatistiksel Analiz**

Elde edilen verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS Statistics Versiyon 21.0 paket programı kullanıldı. Kategorik ölçümler sayı ve yüzde olarak, sayısal ölçümler ise ortalama ve standart sapma olarak özetlenmiştir. Kategorik ölçümlerin gruplar arasında karşılaştırılmasında Ki Kare test istatistiği kullanıldı. Grupların karşılaştırılmasında Bonferroni düzeltmesi yapılmış Mann Whitney U testi kullanıldı. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi 0.05 olarak alındı.

## 4. BULGULAR

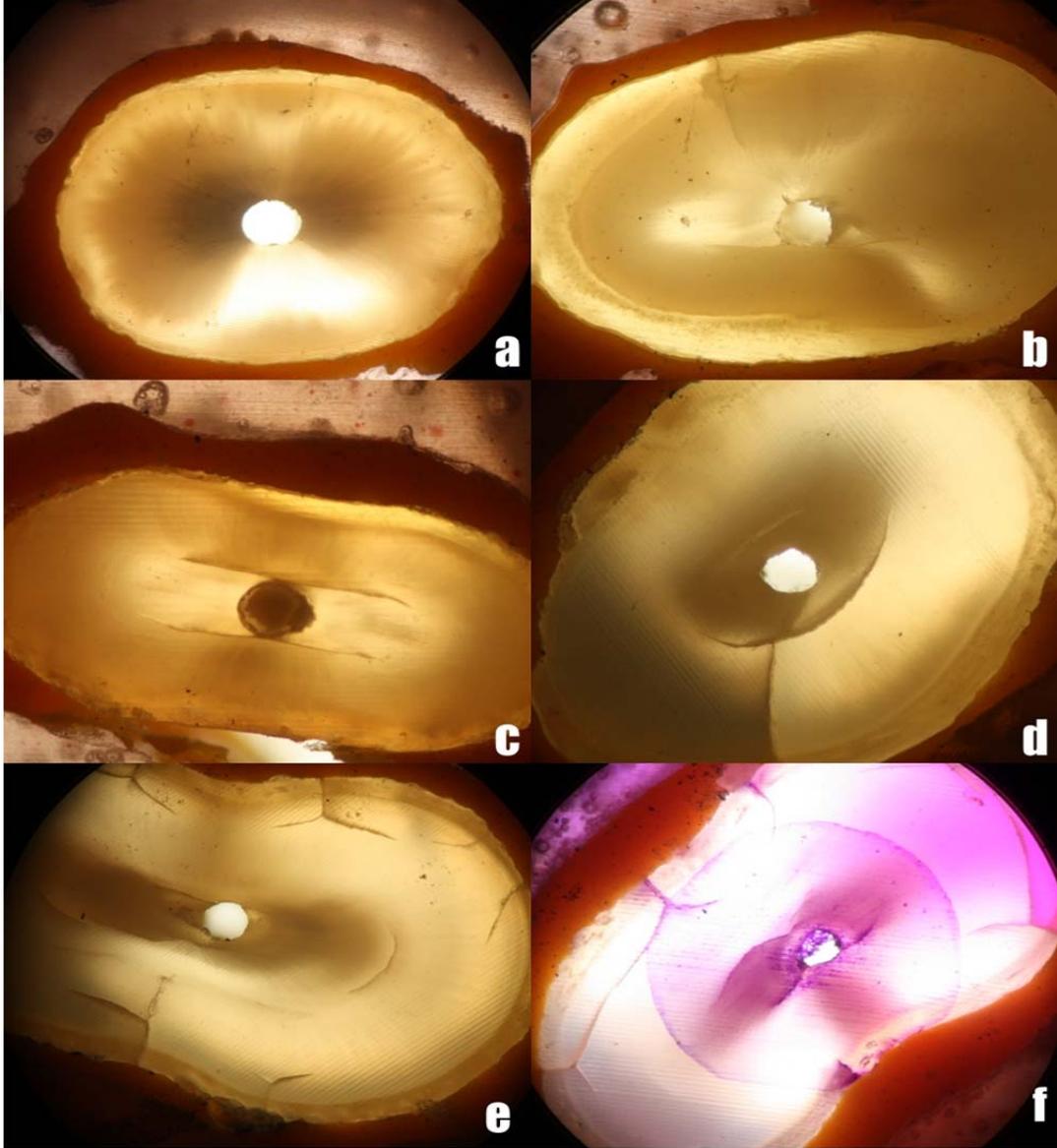
Çalışmamızda 150 adet mandibular premolar diş kökü; bunlardan 120 tanesi lazerle ve farklı güç değerlerinde (1.25W, 2W, 3W, 4W), 30 tanesi de K tipi eğeler ile konvansiyonel olarak genişletilmiştir. Genişletilen her örneğin apikal, orta üçlü ve koronalinden yatay kesitler alınarak meydana gelen çatlak sayıları kaydedilmiş ve gruplar arasında karşılaştırma yapılmıştır.

Elle genişletilen 30 örneğin 4 tanesinde (%13,3), lazer ile genişletilen 120 örneğin ise 37 tanesinde (%30.8) mikro çatlak tespit edilmiştir. Oluşan mikro çatlak sayısının gruplara göre dağılımı çizelge 4.1’de gösterilmiştir.

**Çizelge 4.1.** Mikro çatlak miktarının gruplara göre dağılımı

<b>Gruplar (n=30)</b>	<b>Mikro Çatlak Yok (-)</b>	<b>Mikro Çatlak Var (+)</b>	<b>Mikro Çatlak %</b>
<b>El ile Şekillendirme Grubu</b>	26	4	%13,3
<b>Lazer ile Şekillendirme 1,25W Grubu</b>	22	8	%26,7
<b>Lazer ile Şekillendirme 2W Grubu</b>	24	6	%20
<b>Lazer ile Şekillendirme 3W Grubu</b>	21	9	%30
<b>Lazer ile Şekillendirme 4W Grubu</b>	16	14	%46,7
<b>Toplam</b>	109	41	%27,3

Elle ile genişletilen örnekler ve lazer ile genişletilen örnekler arasında bir karşılaştırılma yapıldığında el ile genişletilen örneklerde en az sayıda mikro çatlak tespit edilmiş olsa da bütün gruplar arasında mikro çatlak sayısı bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık ortaya çıkmamıştır. ( $p=0.08$ )



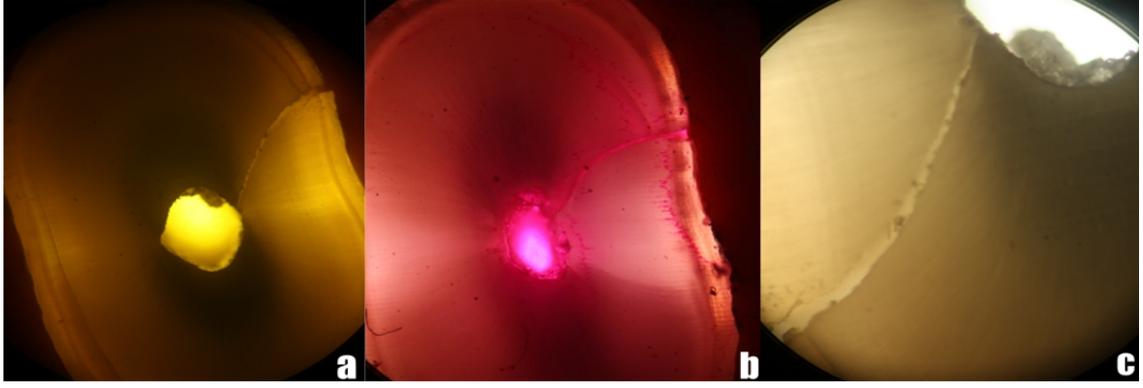
**Şekil 4.1.** Kanalları genişletilmiş örneklerden alınan kesitlere ait stereomikroskop görüntüleri; el eğesi ile genişletilmiş (a), 1,25W lazer (b), 2W lazer (c), 3W lazer (d), 4W lazer (e), Rodamin B toz boyası ile boyanmış kesit (f)

Oluşan mikro çatlakların kesitin alındığı bölgelere göre dağılımı ise çizelge 4.2’de görülmektedir.

Çizelge 4.2. Mikro çatlak miktarının bölgelere göre dağılımı

<b>Gruplar (n=30)</b>	<b>Mikro Çatlak Oluşan Kesit Miktarı</b>		
	<b>Apikalde</b>	<b>Orta Üçlüde</b>	<b>Koronalde</b>
<b>El ile Şekillendirme Grubu</b>	4	3	4
<b>Lazer ile Şekillendirme 1,25W Grubu</b>	2	6	8
<b>Lazer ile Şekillendirme 2W Grubu</b>	5	2	1
<b>Lazer ile Şekillendirme 3W Grubu</b>	7	5	3
<b>Lazer ile Şekillendirme 4W Grubu</b>	6	9	10
<b>Toplam</b>	24	25	26

Örneklerin apikal, orta üçlü ve koronal bölgelerinden alınan kesitlerdeki mikro çatlak sayıları karşılaştırıldığında bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır. ( $p>0.05$ )



**Şekil 4.2.** Lazer ile genişletilmiş bir örneğin koronal bölgesinden alınan kesite ait mikroskop görüntüsü (a), aynı örneğin apikal bölgesinden alınan kesit (b), kesitin x100 büyütülmüş görüntüsü (c)

**Çizelge 4.3.** Apikal bölgedeki mikro çatlak sayıları

<b>Gruplar (n=30)</b>	<b>Mikro Çatlak Yok (-)</b>	<b>Mikro Çatlak Var (+)</b>	<b>Mikro Çatlak %</b>
<b>El ile Şekillendirme Grubu</b>	26	4	%13,3
<b>Lazer ile Şekillendirme 1,25W Grubu</b>	28	2	%6,7
<b>Lazer ile Şekillendirme 2W Grubu</b>	25	5	%16,7
<b>Lazer ile Şekillendirme 3W Grubu</b>	23	7	%23,3
<b>Lazer ile Şekillendirme 4W Grubu</b>	24	6	%20
<b>Toplam</b>	126	24	%16

Çizelge 4.4. Apikal bölgeye ait Ki-Kare testi

	Değer	Df	P değeri
Pearson'un Ki-kareli sınaması	3,360 <sup>a</sup>	4	,499
Olabilirlik oranı	3,785	4	,436
Doğrusal çakışma	1,168	1	,280
Toplam örnek sayısı	150		

Çizelge 4.5. Orta üçlü bölgesindeki mikro çatlak sayıları

Gruplar (n=30)	Mikro Çatlak Yok (-)	Mikro Çatlak Var (+)	Mikro Çatlak %
El ile Şekillendirme Grubu	27	3	%90
Lazer ile Şekillendirme 1,25W Grubu	24	6	%80
Lazer ile Şekillendirme 2W Grubu	28	2	%6,7
Lazer ile Şekillendirme 3W Grubu	25	5	%16,7
Lazer ile Şekillendirme 4W Grubu	21	9	%30
Toplam	125	25	%16,7

Çizelge 4.6. Orta üçlü bölgesine ait Ki-kare testi

	Değer	df	P değeri
<b>Pearson'un Ki-kareli sınıması</b>	7,200 <sup>a</sup>	4	,126
<b>Olabilirlik oranı</b>	7,258	4	,123
<b>Doğrusal çakışma</b>	2,885	1	,089
<b>Toplam örnek sayısı</b>	150		

Çizelge 4.7. Koronal bölgedeki mikro çatlak sayıları

<b>Gruplar (n=30)</b>	<b>Mikro Çatlak Yok (-)</b>	<b>Mikro Çatlak Var (+)</b>	<b>Mikro Çatlak %</b>
<b>El ile Şekillendirme Grubu</b>	26	4	%13,3
<b>Lazer ile Şekillendirme 1,25W Grubu</b>	24	6	%20
<b>Lazer ile Şekillendirme 2W Grubu</b>	29	1	%3,3
<b>Lazer ile Şekillendirme 3W Grubu</b>	27	3	%30
<b>Lazer ile Şekillendirme 4W Grubu</b>	20	10	%33,3
<b>Toplam</b>	126	24	%16



**Çizelge 4.8.** Koronal bölgeye ait Ki-kare testi

	<b>Değer</b>	<b>df</b>	<b>P değeri</b>
<b>Pearson'un Ki-kareli sınaması</b>	13,821 <sup>a</sup>	4	,008
<b>Olabilirlik oranı</b>	14,741	4	,005
<b>Doğrusal çakışma</b>	,808	1	,369
<b>Toplam örnek sayısı</b>	150		



## 5. TARTIŞMA

Endodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri olan kök kanal şekillendirmesi, kök kanalının mekanik ve kimyasal yolla temizlenmesinin yanı sıra yeterli genişletmenin oluşturulması ile kök kanal sisteminin dolgu için hazırlanması aşamalarını içermektedir. Son yıllarda, kök kanallarının şekillendirmesi, temizlenmesi ve doldurulması ile pek çok yeni ege, cihaz ve yöntem geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşan lazerler de endodontik tedavinin aşamalarında geleneksel veya kullanılmakta olan diğer yöntemlere alternatif olarak değerlendirilmeye ve kullanılmaya başlanmıştır. Lazerlerin kanalların şekillendirilmesi ve dezenfeksiyonunda kullanımı ve diş dokularına etkileri ile ilgili çalışmalar bulunmasına rağmen lazerin şekillendirme işlemi sırasında kanalda mikro çatlak oluşturma etkisi üzerine yapılmış bir çalışma bulunmamaktadır. Yapmış olduğumuz çalışmada KKT yapılırken kanalların şekillendirilmesi sırasında Er,Cr:YSGG lazer ve el egesi kullanılmış ve kanalda mikro çatlak oluşumuna etkisini stereo mikroskop yöntemiyle incelenip, karşılaştırılmıştır.

Endodontide diş kırığına karşı direnç sağlamak önemli bir amaçtır çünkü bu kırıklar uzun süreli sağkalım oranını düşürebilir. Yapılan bir çalışmada<sup>7</sup>, Kök kanal şekillendirmesi sırasında aşırı dentin uzaklaştırılmasının, post boşluğu hazırlama ve spreader ile yapılan dolgu işlemlerinin dişlerde kırıklar yaratabildiğini göstermiştir. Araştırmalara göre , VKK'nın muhtemelen anlık bir olay olmadığını, daha çok kök duvarının kademeli olarak bütünlüğünün bozulmasının bir sonucu olduğunu göstermektedir.<sup>46,111</sup> Bier et al.<sup>48</sup> vertikal kırıkların kanal şekillendirmesinden hemen sonra meydana gelmediğini öne sürmüştür. Bununla birlikte Wilcox et al.<sup>47</sup> şekillendirme sonrası %4 ile %16 oranında çatlak çizgileri oluştuğunu ve bunların retreatment işlemleri ya da çiğneme gibi uzun süreli fonksiyonel streslerden sonra kırıklara dönüşebileceğini bildirmiştir. Kanal şekillendirmesi için uygulanan prosedürler ile meydana gelen kuvvet ve stresler sonucu oluşan mikro çatlakların yapılan endodontik tedavinin başarısını ve dişin ağız içerisinde idamesini etkilediği söylenebilir.

Kök kanallarının şekillendirilmesinin aşamaları, bu aşamaların KKT'nin başarısına etkileri ve mekanik şekillendirmenin kök kanallarını temizlenmesine olan etkileri daha önceki çalışmalarda tartışılmıştır.<sup>112,113</sup> Dentin dokusu şekillendirme

sırasında reamer, el eğesi ya da döner eğelerin kesici kenarlarına zarar vermektedir ve bu eğeler de şekillendirme sırasında ortaya çıkan debrisleri apikal yönde itme eğilimindedirler.<sup>114</sup> Kök kanallarının mekanik şekillendirilmesinde kullanılan kanal eğelerine ve şekillendirme yöntemlerine alternatif bir yöntem bulmak amacıyla, önceki çalışmalarda farklı tip lazerlerin potansiyel uygulamaları incelenmiştir. Nd:YAG, CO<sub>2</sub> ve argon lazerlerin debris ve smear tabakasını kök kanal duvarlarından buharlaştırabildiği gösterilmiştir.<sup>115,116</sup> Ayrıca, antibakterisidal etki<sup>117</sup>, bakteriyel redüksiyon<sup>118</sup> ve dentinal tübüllerin sızdırmazlığı ve Nd:YAG lazer ışınımının ardından dentin yapısının füzyonu veya yeniden kristalleşmesi<sup>119</sup> de farklı çalışmalarda rapor edilmiştir. Diğer yandan su ve hidroksiapatite<sup>120</sup> yüksek affinitesi olan Er:YAG ve Er,Cr;YSGG lazerlerin sağlıklı veya çürük diş sert dokularının kaldırılmasında ya da kavite şekillendirmesinde etkili olduğu bildirilmiştir.<sup>93,121,122</sup> Bununla birlikte Er,Cr;YSGG lazerlerin pulpa ve çevre dokulara minimum termal hasar vermesi<sup>123-125</sup> ve de kök kanal duvarlarından debris ve smear tabakasını uzaklaştırmadaki etkinlikleri önceki çalışmaların bazılarında doğrulanmıştır.<sup>126,127-129</sup> Anić et al.<sup>115</sup>, atımlı Nd:YAG veya CO<sub>2</sub> gibi yüksek güçlü lazerlerin, dentin tabakası ve kök kanalı duvarlarında kalan kalıntıların giderilmesi için etkili olmakla birlikte kök kanal duvarlarında kömürleşme, erime ve mikro çatlak oluşumu gibi istenmeyen durumlara da sebebiyet verebildiğini tespit etmiştir. Jahan et al.<sup>130</sup> Er,Cr;YSGG lazer ile yaptığı çalışmada lazerin, debris ve smear tabakasını kaldırıp dentin yüzeyini temizlediğini gözlemlerken kömürleşme ya da erimeye dair bir kanıt bulamamıştır. Yamazaki et al.<sup>129</sup> da çalışmasında 2W güç değerine kadar su ve hava soğutmasıyla birlikte Er,Cr;YSGG lazer kullanımında kök kanal duvarlarında bir miktar mikro çatlak tespit ederken karbonizasyon ve erime bulgusuna rastlamamıştır. Çalışmamızda da kök kanallarının şekillendirilmesi yapılırken Er,Cr:YSGG lazer, üreticinin talimatlarına uygun değerlerde (%34 su, %24 hava) soğutma ile kullanılmıştır.

Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan eğelerin etkilerinin incelenmesinde çekilmiş insan dişleri ya da akril bloklardaki yapay kök kanalları kullanılmaktadır. Akril kök kanallarında, çap, uzunluk ve eğim standart bir şekilde uygulanabilmektedir, ayrıca akril bloklar şekillendirme etkilerinin kanalın bütün uzunluğu boyunca üç boyutlu olarak incelenebilmesine de izin vermektedir. Bununla birlikte kusursuz yuvarlak yapıları ve dentinin ne yapısını ne de sertliğini yansıtmayan

içeriklerinden dolayı yapay kanallar klinik koşulları temsil etmeyebilirler. Bu nedenlerle akrilik rezinden imal edilmiş kök kanalları her çalışmada kullanılmamalıdır.<sup>131,132</sup> Her ne kadar gerçek dişler, kök kanal morfolojisi açısından birbirleriyle büyük farklılıklar gösterse de şekillendirme tekniklerinin incelenmesinde hala en iyi seçenek olarak gözükmektedirler.<sup>133</sup> Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak için yaş aralığı birbirine yakın olan tek köklü ve tek kanallı, bukko-lingual ve mezio-distal genişliği birbirine yakın olan alt küçük azı dişleri kullanıldı ve çalışmada kullanılacak dişler deney başlangıcına kadar 37°C’de distile suda bekletildi. Bekletme solüsyonu birer haftalık periyotlarla değiştirilerek dişlerin taze olarak saklanması sağlandı.

Klinik koşullar, kuvvet dağılımını etkileyebilecek olan periodontal ligament varlığı nedeniyle oldukça karmaşıktır. Viskoelastik özellikleri nedeniyle periodontal ligamentler, dişlere gelen yükten dolayı oluşan gerilimi dağıtmada oldukça önemli bir role sahiptirler.<sup>134</sup> Bortoluzzi et al.<sup>135</sup> çatlak oluşumunu inceleyen çalışmalarda periodontal ligamentin taklit edilmesinin gerekli olduğunu tespit etmiştir. Çalışmamızda periodontal ligamenti taklit etmek amacıyla diğer çalışmalarda da olduğu gibi polieter ölçü maddesi kullanılmıştır.<sup>136,137</sup> Bu elastomerik ölçü materyalleri periodontal ligamente benzer şekilde lineer olmayan viskoelastik özelliklere sahiptir.<sup>138</sup>

Kanal tedavisinde, kanalların şekillendirilmesi ve dolumu için belirlenen çalışma boyu tartışmalıdır. Souza<sup>139</sup> özellikle periapikal lezyonlu dişlerde, şekillendirmenin apikal foramenin 1-2 mm kadar ilerisinde bitirilmesi gerektiğini söylemiştir. Bunun aksine Wu et al.<sup>140</sup> ise şekillendirmenin, vital dişlerde 2-3 mm, enfekte kanallara sahip dişlerde ise 0-2 mm apeksin gerisinde sınırlı olması gerektiğini ileri sürmüştür. Çalışmamızda kök kanallarının şekillendirilmesi diğer birçok çalışmada<sup>7,48,141</sup> olduğu gibi apeksin 1mm gerisinde bitirilmiştir.

Endodontik yıkama solüsyonu olarak kullanılan NaOCl’in dentinin mekanik özelliklerini değiştirdiği yapılan pek çok çalışma ile kanıtlanmıştır.<sup>142,143</sup> NaOCl, irigasyon solüsyonu olarak yüksek konsantrasyonda kullanıldığında dentin dokusunun elastiklik modülünü ve esneklik kabiliyetini önemli ölçüde düşürmektedir. Düşük konsantrasyonlarda ise bu sorunla karşılaşmamaktadır.<sup>56</sup> Bu nedenlerden dolayı bizim çalışmamızda da şekillendirme sırasında, klinikte sıklıkla tercih edilen distile su ve %2,5’lik NaOCl ile yıkama yapılmıştır ve son yıkama solüsyonu olarak distile su kullanılmıştır.

Çalışmamızda kontrol grubu olarak 30 adet örnek, İSO standartlarına göre #40'a kadar K tipi eğeler kullanılarak el ile konvansiyonel olarak prepare edilmiştir. Lazer ile şekillendirilecek gruplarda yer alan diğer 120 adet örnek de şekillendirmeye başlanacak lazer ucu olan RFT2'nin (275 µm) çalışma boyunda kanala yerleştirilebilmesi için önceki çalışmalarda<sup>144-146</sup> olduğu gibi #25'e kadar K file eğeler ile genişletilmiştir. Lazer kullanılan grupların, lazer uçları (RFT2, RFT3) ile şekillendirme işlemleri üreticinin kullanım talimatlarına göre yapılmıştır. Lazerle genişletme sırasında en son kullanılan uç olan RFT3'ün çapı 415 µm olup bu da yaklaşık İSO standartlarına göre #40'a denk gelmektedir.

Literatürde kanal şekillendirmesinden sonra çatlak oluşum oranını inceleyen çalışmalarda Bier et al.<sup>48</sup> %4-16; Shemesh et al.<sup>6</sup> %12, Yoldaş ve arkadaşları<sup>7</sup> %25-60; ayrıca Bürkliken et al.<sup>147</sup> ise %3-33 oranında çatlak oluşumu bildirdiği gözlenmektedir; bizim çalışmamızda ise mikro çatlak oranı %13,3 ile %46,7 gibi bir aralıkta gözlemlenmiştir. De Deus et al.<sup>148</sup> ise kadavra modellerden elde ettikleri maksilla kesitlerinde premolar dişler üzerinde ve döner eğelerle yaptıkları mikro çatlak çalışmasında, şekillendirme öncesi ve sonrası kaydettikleri mikro-CT görüntülerini karşılaştırmışlardır ve sonuçları değerlendirdiklerinde sadece bir örnekte mikro çatlak bulgusu tespit ederlerken bu örneğin şekillendirme öncesinde de mikro çatlak barındırdığını gözlemlemişlerdir.

Literatür incelendiğinde pek çok çalışmada kontrol grubu olarak seçilen el eğesi gruplarında çoğunlukla çatlağa rastlanmaması dikkat çekicidir.<sup>7,48,147</sup> Çalışmamızda ise kontrol grubunda %13,3 oranında mikro çatlak tespit edilmiştir. Bu sonucun nedeni örneklerden kesit alırken kullanmış olduğumuz yöntem olabilir. Kesit alma yöntemi, tahrip edici agresiflikte olması ve mikro çatlak oluşumunu indükleyebilmesi açısından önemli bir dezavantaj oluşturabilmektedir.<sup>149-151</sup>

Er,Cr;YSGG lazerler sert dokuların içeriğinde bulunan suyla lazer etkileşimi sayesinde çok hassas kesiler yapılabilmektedir. Lazer enerjisi su spreyiyle doku yüzeyine gönderilen damlacıklarda şiddetli patlayıcı kuvvetler oluşturarak hidrokinetik etki sağlamaktadır.<sup>90,91-94</sup> Biz de çalışmamızda bu lazeri, farklı güç değerlerinde(1,25W, 2W, 3W, 4W) kullandık. Kullanmış olduğumuz lazer uçları olan RFT uçlarının maksimum atım gücü 4W'tır. Çalışmamızda en çok mikro çatlak oluşumu tespit edilen grup 4W grubu (%46,7), ikinci en çok mikro çatlak oluşan grup ise 3W grubudur

(%30). Bu durum, lazerin ışınlama güç değeriyle, hidrokinetik etki sonucu diş sert dokularında oluşan ısı ve moleküllerin parçalanması, buharlaşması sonucu ortaya çıkan enerji miktarında da artış olması ile birlikte ilgili dokuda daha fazla mikro çatlak oluşumunun indüklenmesi şeklinde açıklanabilir. Ishizaki et al.<sup>145</sup> çalışmalarında genişletmiş oldukları kök kanallarına farklı güç değerlerinde (2W, 3W, 5W) Er,Cr;YSGG lazer uygulamışlar ve kanal duvarlarındaki sıcaklık artışını ve morfolojik değişiklikleri gözlemlemişlerdir, bunun sonucunda kömürleşme, erime ya da dokulara zararlı bir sıcaklık artışıyla karşılaşmamakla birlikte uygulanan lazer güç değeriyle kök yüzeyinde meydana gelen sıcaklık derecesinin de arttığını tespit etmişlerdir. Yine Yamazaki et al.<sup>129</sup> da Er,Cr;YSGG lazer kullanarak yaptıkları çalışmada 1 ile 6W arasındaki güç değerlerinde su soğutmalı ve soğutmasız olarak lazer ışını uygulayıp kök yüzeylerindeki sıcaklık artışlarını karşılaştırmışlardır ve su soğutması yapılmayıp 1W'ın üzerinde güç uygulanan gruplarda kök yüzeyindeki sıcaklığın, kemik için kritik sıcaklık olan 47°C nin üzerine çıktığını ve ayrıca kanal duvarlarında kömürleşme, erime ve çatlak gibi oluşumların meydana geldiğini gözlemlemişlerdir. Su soğutmasıyla ışınlama yaptıkları gruplarda ise güç artışıyla orantılı olarak kök yüzeyi sıcaklıkları da artmış olsa da bu artış kabul edilebilir miktarda olup morfolojik olarak kötü bir durumla karşılaşmamışlardır. Bizim çalışmamızda da her ne kadar güç değeri arttıkça oluşan mikro çatlak miktarı artsa da elle genişletme yapılan kontrol grubu ve lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır.

Döner eğelerle yapılan kanal şekillendirmesi sonucu çatlak oluşumunu karşılaştıran önceki çalışmalarda, apikal kesitlerde koronal ve orta üçlüden alınan kesitlere nazaran daha fazla çatlak oluştuğu sonucuna varılmış ve bunun nedeni olarak da kullanılan eğelerin apikaldeki koniklik açılarının fazla olması olarak gösterilmiştir.<sup>49,151,152</sup> Çalışmamızda apikal, orta üçlü ve koronal bölgelerdeki mikro çatlak sayıları karşılaştırıldığında (apikal:24, orta üçlü:25, koronal:26) sonuçlar birbirine oldukça yakın çıkmıştır. Kullanmış olduğumuz Er,Cr;YSGG lazerin kanal şekillendirme ve genişletme modunun kullanım talimatları gereğince, lazer ucunun çalışma boyunda kanala yerleştirilebilmesi için kanallar öncelikle K eğeler ile #25'e kadar konvansiyonel olarak genişletilmiştir ardından kök kanalının içi distile su ile doldurulup lazer ucu kanala çalışma boyunda yerleştirilmiş ve lazerle ışınlamaya

başlanmış, ışınlama süresince uç 1mm/sn hızla apikalden koronale doğru ve kök yüzeylerine temas ederek hareket ettirilmiştir. Oluşan mikro çatlak sayısı bakımından bölgeler arasında önemli bir fark çıkmaması; lazer ile çalışmaya başlamadan önce el eğiyle genişletilmesi sebebiyle lazer ucunun apikal bölgede herhangi bir sıkışma ya da dirençle karşılaşmayıp strese neden olmaması, ışınlama yapılırken lazer ucunun sürekli hareket halinde olması sebebiyle aynı bölgenin uzun süre ışınlamaya maruz kalmaması, kullanılan lazer ucunun (RFT) ışınları dairesel olarak dağıtması sonucu lazer ışınının apikale doğru yoğunlaşmaması ve Er,Cr;YSGG lazerin çalışma prensibi dolayısı ile lazer enerjisinin su molekülleriyle birlikte daha homojen bir şekilde yayılması gibi gerekçeler gösterilerek açıklanabilir.

Dentin yapısındaki mikro çatlakların tespitinde, periodontal sondlama, kırık hattının boyanması, operasyon mikroskobuyla inceleme, radyografi, stereomikroskopla inceleme ve mikro-CT en çok kullanılan tanı teknikleridir.<sup>153,154</sup> Son zamanlarda kullanılan mikro-CT yöntemi, kesit alınma işlemi sonucunda dişin üzerinde oluşabilecek mikro çatlakların çalışmanın sonucunu etkilemesini engellemek için etkili olan yöntemlerden biridir. De-Deus et al.<sup>149,150</sup> farklı eği sistemlerinin dentin üzerinde defekt oluşumuna etkisini araştırmak için mikro-CT kullanmışlardır. Bunun yanı sıra X ışını ve bilgisayarlı tomografik görüntülemenin kullanılmasının, X-ray dozuna ve maruz kalma süresine bağlı olarak değişen miktarlarda ısı ürettiği tespit edilmiştir. Yüksek çözünürlüklü mikro-CT taramalarının kullanımı sonucunda artan sıcaklığın, örneklerin dehidratasyonunu ve dolayısıyla mevcut mikro çatlak araştırmasının sonucunu etkileyebileceği veya hali hazırda mevcut olan çatlakların büyümesine neden olabileceği öne süren araştırmacılar mevcuttur. Fakat bu bilginin doğruluğunun yapılacak yeni çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.<sup>151</sup> Stereomikroskop ile yapılan incelemelerde ise görüntü sadece optik büyütme ve dalga boyu ile sınırlıdır. Örneklerden kesit alınması işleminden sonra stereomikroskop ile incelenmesi aşamasında farklı büyütme ile inceleme yapılmıştır.

Çalışmamızda da kanal şekillendirilmesi sonrası oluşacak mikro çatlakların en iyi şekilde değerlendirilebilmesi amacıyla, x40 büyütme ile görüntüler değerlendirilip fotoğrafları alınmıştır.

## 6. SONUÇLAR

1. Kanal şekillendirilmesi için Er,Cr;YSGG lazer ile el eğesi kullanımı karşılaştırıldığında lazer gruplarında daha fazla mikro çatlak oluşumu tespit edilmiş olsa da istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşmamıştır.
2. Farklı güç değerleri ile ışınlama yapılan lazer grupları karşılaştırıldığında; güç değeri arttıkça mikro çatlak sayısının da arttığı görülmüş olsa da gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır.
3. Apikal, orta üçlü ve koronal bölgelerdeki şekillendirme sonrası mikro çatlak sayıları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır.
4. Bu bulgular ışığında mikro çatlak oluşumu değerlendirildiğinde Er,Cr;YSGG lazer ile kök kanal şekillendirilmesinin, klinikte diğer sistem ve yöntemlere alternatif olarak kullanılabilir güvenli bir yöntem olduğu söylenebilir.



## KAYNAKLAR

1. **Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC.** *Ingle's Endodontics 6.* Hamilton: BC Decker; 2008.
2. **Schilder H.** Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, **1974**; 18(2):269–296.
3. **Ricucci D, Russo J, Rutberg M, Burleson JA, Spångberg LSW.** A prospective cohort study of endodontic treatments of 1,369 root canals: results after 5 years. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, **2011**; 112(6):825–842.
4. **Versiani MA, Souza E, De-Deus G.** Critical appraisal of studies on dentinal radicular microcracks in endodontics: methodological issues, contemporary concepts, and future perspectives. *Endodontic Topics*, **2015**; 33(1):87–156.
5. **Shemesh H, Roeleveld AC, Wesselink PR, Wu M-K.** Damage to Root Dentin During Retreatment Procedures. *Journal of Endodontics*, **2011**; 37(1):63–66.
6. **Shemesh H, Bier CAS, Wu M-K, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR.** The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *International Endodontic Journal*, **2009**; 42(3):208–213.
7. **Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z.** Dentinal Microcrack Formation during Root Canal Preparations by Different NiTi Rotary Instruments and the Self-Adjusting File. *Journal of Endodontics*, **2012**; 38(2):232–235.
8. **Coluzzi DJ.** Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America*, **2004**; 48:751–770.
9. **Fransson H, Larsson KM, Wolf E.** Efficacy of lasers as an adjunct to chemo-mechanical disinfection of infected root canals: a systematic review. *International Endodontic Journal*, **2013**; 46(4):296–307.
10. **Asnaashari M, Zadsirjan S.** Application of laser in oral surgery. *Journal of lasers in medical sciences*, **2014**; 5(3):97–107.
11. **Mohammadi Z.** Laser applications in endodontics: an update review. *International dental journal*, **2009**; 59(1):35–46.
12. **van As G.** Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*, **2004**; 48(4):1017–1059.
13. **Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K.** Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, **1999**; 17(4):155–159.
14. **Alaçam T.** *Endodonti.* Ankara: Özyurt Matbaacılık; **2012.**
15. **Bergenholtz GH, Horsted Bindslev P, Reit C.** *Textbook of Endodontology.* 2nd baskı. Singapore: Wiley - Blackwell; **2010.**
16. **Haapasalo M, Endal U, Zandi H, Coil JM.** Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic Topics*, **2005**; 10(1):77–102.
17. **Orstavik D, Pitt Ford TR.** *Essential Endodontology: Prevention and Treatment of Apical Periodontitis.* Blackwell Science; **1998.**

18. **Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH.** Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, **2005**; 10(1):30–76.
19. **Young GR, Parashos P, Messer HH.** The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian dental journal*, **2007**; 52(1 Suppl):S52-63.
20. **Weine FS, Kelly RF, Lio PJ.** The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *Journal of Endodontics*, **1975**; 1(8):255–262.
21. **Tepel J, Schäfer E, Hoppe W.** Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of Endodontics*, **1997**; 23(3):141–145.
22. **Çalışkan MK.** *Endodontide Tanı ve Tedaviler*. 2. baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; **2006**.
23. **Pitt Ford TR, Rhodes JS (John S., Pitt Ford HE).** *Endodontics : problem-solving in clinical practice*. 1. baskı. London: Martin Dunitz; **2002**.
24. **Bramipour D, Svec T, White K, Powers J.** Wear Resistance of Cryogenically Treated Stainless Steel Files. *Journal of Endodontics*, **2001**; 27(3):212–213.
25. **Seto B, Nicholls J, Harrington G.** Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *Journal of Endodontics*, **1990**; 16(8):355–360.
26. **Elizabeth M. S.** Hand instrumentation in root canal preparation. *Endodontic Topics*, **2005**; 10(1):163–167.
27. **Kazemi RB, Stenman E, Spångberg LS.** Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, **1996**; 81(5):596–602.
28. **Küçükay S, Küçükay I, Yılmaz B.** *Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri*. İstanbul: Promat Matbaası; **2004**.
29. **Coleman CL, Svec TA, Rieger MR, Suchina JA, Wang MM, Glickman GN.** Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging. *Journal of endodontics*, **1996**; 22(11):603–607.
30. **Leseberg DA, Montgomery S.** The effects of Canal Master, Flex-R, and K-Flex instrumentation on root canal configuration. *Journal of Endodontics*, **1991**; 17(2):59–65.
31. **Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE.** A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of endodontics*, **1995**; 21(3):146–151.
32. **Gambill JM, Alder M, del Rio CE.** Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *Journal of Endodontics*, **1996**; 22(7):369–375.
33. **Thompson SA.** An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*, **2000**; 33(4):297–310.
34. **Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F.** Resistance to Cyclic Fatigue Failure of a New Endodontic Rotary File. *Journal of Endodontics*, **2012**; 38(5):667–669.
35. *Hero 642 kullanım kılavuzu*. Oberursel, Almanya: Micro Mega AG; 1998.
36. **Ruddle CJ.** The ProTaper technique. *Endodontic Topics*, **2005**; 10(1):187–190.
37. **Matsumoto K.** Laser in endodontics. *Dental Clinics of North America*, **2000**; 44(4):889–904.

38. **Levy G.** Cleaning and shaping the root canal with a Nd:YAG laser beam: A comparative study. *Journal of Endodontics*, **1992**; 18(3):123–127.
39. **West JD, Roane JB, Georig AC.** Cleaning and Shaping the Root Canal System. İçinde: *Patways of the Pulp*. 6th baskı St. Louis, Missouri; **1994**:179–218.
40. **Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F.** ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *International endodontic journal*, **2003**; 36(2):86–92.
41. **Eldeeb ME, Boraas JC.** The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *International endodontic journal*, **1985**; 18(1):1–7.
42. **Zmener O, Balbachan L.** Effectiveness of nickel-titanium files for preparing curved root canals. *Endodontics & dental traumatology*, **1995**; 11(3):121–123.
43. **Fava LRG.** The double-flared technique: An alternative for biomechanical preparation. *Journal of Endodontics*, **1983**; 9(2):76–80.
44. **Royal JR, Donnelly JC.** A comparison of maintenance of canal curvature using balanced-force instrumentation with three different file types. *Journal of Endodontics*, **1995**; 21(6):300–304.
45. **Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH.** The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *Journal of the American Dental Association (1939)*, **1980**; 101(5):792–794.
46. **Shemesh H, van Soest G, Wu M-K, Wesselink PR.** Diagnosis of Vertical Root Fractures with Optical Coherence Tomography. *Journal of Endodontics*, **2008**; 34(6):739–742.
47. **Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T.** The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *Journal of Endodontics*, **1997**; 23(8):533–534.
48. **Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu M-K.** The Ability of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments To Induce Dentinal Damage During Canal Preparation. *Journal of Endodontics*, **2009**; 35(2):236–238.
49. **Çiçek E, Koçak MM, Sağlam BC, Koçak S.** Evaluation of microcrack formation in root canals after instrumentation with different NiTi rotary file systems: A scanning electron microscopy study. *Scanning*, **2015**; 37(1):49–53.
50. **Pasqualini D, Scotti N, Tamagnone L, Ellena F, Berutti E.** Hand-operated and Rotary ProTaper Instruments: A Comparison of Working Time and Number of Rotations in Simulated Root Canals. *Journal of Endodontics*, **2008**; 34(3):314–317.
51. **Kfir A, Elkes D, Pawar A, Weissman A, Tsesis I.** Incidence of microcracks in maxillary first premolars after instrumentation with three different mechanized file systems: a comparative ex vivo study. *Clinical Oral Investigations*, **2017**; 21(1):405–411.
52. **Hin ES, Wu M-K, Wesselink PR, Shemesh H.** Effects of Self-Adjusting File, Mtwo, and ProTaper on the Root Canal Wall. *Journal of Endodontics*, **2013**; 39(2):262–264.
53. **Jeansonne MJ, White RR.** A comparison of 2.0% chlorhexidine gluconate and 5.25% sodium hypochlorite as antimicrobial endodontic irrigants. *Journal of endodontics*, **1994**; 20(6):276–278.
54. **Ayhan H, Sultan N, Cirak M, Ruhi MZ, Bodur H.** Antimicrobial effects of various endodontic irrigants on selected microorganisms. *International endodontic journal*, **1999**; 32(2):99–102.

55. **Pascon FM, Kantovitz KR, Sacramento PA, Nobre-dos-Santos M, Puppini-Rontani RM.** Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. *Journal of Dentistry*, **2009**; 37(12):903–908.
56. **Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K.** Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *International endodontic journal*, **2001**; 34(2):120–132.
57. **Cruz-Filho AM, Sousa-Neto MD, Saquy PC, Pécora JD.** Evaluation of the effect of EDTAC, CDTA, and EGTA on radicular dentin microhardness. *Journal of endodontics*, **2001**; 27(3):183–184.
58. **Testori T, Badino M, Castagnola M.** Vertical root fractures in endodontically treated teeth: A clinical survey of 36 cases. *Journal of Endodontics*, **1993**; 19(2):87–90.
59. **Schetritt A, Steffensen B.** Diagnosis and management of vertical root fractures. *Journal (Canadian Dental Association)*, **1995**; 61(7):607–613.
60. **Morfis AS.** Vertical Root Fractures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology*, **1990**; 69(5):631–635.
61. **Abdo SB, Masudi SM, Luddin N, Husien A, Khamis MF.** Fracture resistance of over-flared root canals filled with MTA and resin-based material: an in vitro study. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, **2012**; 11(4):451–457.
62. **Seo D-G, Yi Y-A, Shin S-J, Park J-W.** Analysis of Factors Associated with Cracked Teeth. *Journal of Endodontics*, **2012**; 38(3):288–292.
63. **Hoehn MM, Downs RH, LaBounty GL, Nespeca JA.** Osteomyelitis of the maxilla with associated vertical root fracture and Pseudomonas infection. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, **1988**; 66(4):494–498.
64. **Chan CP, Chang SH, Huang CC, Wu SK, Huang SK.** Cutaneous sinus tract caused by vertical root fracture. *Journal of endodontics*, **1997**; 23(9):593–595.
65. **Moule AJ, Kahler B.** Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Australian dental journal*, **1999**; 44(2):75–87.
66. **Pruden WH.** Treatment of the cracked tooth. *Journal of the New Jersey Dental Association*, 42(4):22–3 passim.
67. **Kawai K, Masaka N.** Vertical root fracture treated by bonding fragments and rotational replantation. *Dental traumatology: official publication of International Association for Dental Traumatology*, **2002**; 18(1):42–45.
68. **Öztürk M, Çelik Ünal G.** A successful treatment of vertical root fracture: a case report and 4-year follow-up. *Dental Traumatology*, **2008**; 24(5):e56–e60.
69. **Pitts DL, Natkin E.** Diagnosis and treatment of vertical root fractures. *Journal of endodontics*, **1983**; 9(8):338–346.
70. **Korte P, Carr Jr J CJ.** Vertical root fracture and its relationship to the periodontium. *The Journal of the Michigan Dental Association*, **1979**; 62(7–8):387–389.
71. **Einstein A.** On the quantum theory of radiation. *Phys Z*, **1917**; 18:121–128.
72. **Stern Rh, Sognaes Rf.** Laser Effect On Dental Hard Tissues. A Preliminary Report. *Journal - Southern California State Dental Association*, **1965**; 33(1):17–19.

73. **Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B.** Impact Of The Laser On Dental Caries. *Nature*, **1964**; 203:417.
74. **Weichman JA, Johnson FM.** Laser use in endodontics. A preliminary investigation. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, **1971**; 31(3):416–420.
75. **Midda M, Renton-Harper P.** Lasers in dentistry. *British dental journal*, **1991**; 170(9):343–346.
76. **Pick RM.** Using lasers in clinical dental practice. *Journal of the American Dental Association (1939)*, **1993**; 124(2):37–4.
77. **Tuner J, Hode L.** *The Laser Therapy Handbook*. Grangesberg: Prima Books AB; **2004**.
78. **Pick RM, Powell GL.** Laser in dentistry. Soft-tissue procedures. *Dental clinics of North America*, **1993**; 37(2):281–296.
79. **Floratos DL, de la Rosette JJ.** Lasers in urology. *BJU international*, **1999**; 84(2):204–211.
80. **Parker S.** Laser-tissue interaction. *British Dental Journal*, **2007**; 202(2):73–81.
81. **Dederich DN.** Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *Journal of the American Dental Association (1939)*, **1993**; 124(2):57–61.
82. **Stabholz A, Zeltser R, Sela M, vd.** The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **2003**; 24(12):935–48; quiz 949.
83. **Coluzzi DJ.** An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental clinics of North America*, **2000**; 44(4):753–765.
84. **Frentzen M, Koort HJ.** Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *International dental journal*, **1990**; 40(6):323–332.
85. **Powell GL, Morton TH, Whisenant BK.** Argon laser oral safety parameters for teeth. *Lasers in surgery and medicine*, **1993**; 13(5):548–552.
86. **Pick RM, Colvard MD.** Current Status of Lasers in Soft Tissue Dental Surgery. *Journal of Periodontology*, **1993**; 64(7):589–602.
87. **Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I.** Effects of the Er:YAG Laser Irradiation on Titanium Implant Materials and Contaminated Implant Abutment Surfaces. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, **2003**; 21(1):7–17.
88. **Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT.** The effect of lasers on dental hard tissues. *Journal of the American Dental Association (1939)*, **1993**; 124(2):65–70.
89. **Jayawardena JA, Kato J, Moriya K, Takagi Y.** Pulpal response to exposure with Er:YAG laser. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, **2001**; 91(2):222–229.
90. **Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA.** A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *Journal of the American Dental Association (1939)*, **2000**; 131(6):777–785.
91. **Üşümez S, Orhan M, Üşümez A.** Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **2002**; 122(6):649–656.

92. **Shahabi S, Ebrahimpour L, Walsh L.** Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser radiation. *Australian Dental Journal*, **2008**; 53(2):172–175.
93. **Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K.** Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *Journal of oral rehabilitation*, **2003**; 30(5):515–521.
94. **Eldeniz AU, Ozer F, Hadimli HH, Erganis O.** Bactericidal efficacy of Er,Cr:YSGG laser irradiation against *Enterococcus faecalis* compared with NaOCl irrigation: an ex vivo pilot study. *International Endodontic Journal*, **2007**; 40(2):112–119.
95. **Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K.** Lasers in endodontics: a review. *International endodontic journal*, **2000**; 33(3):173–185.
96. **Odor TM, Chandler NP, Watson TF, Ford TR, McDonald F.** Laser light transmission in teeth: a study of the patterns in different species. *International endodontic journal*, **1999**; 32(4):296–302.
97. **Ebihara A, Tokita Y, Izawa T, Suda H.** Pulpal blood flow assessed by laser Doppler flowmetry in a tooth with a horizontal root fracture. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, **1996**; 81(2):229–233.
98. **Absi EG, Addy M, Adams D.** Dentine hypersensitivity. A study of the patency of dentinal tubules in sensitive and non-sensitive cervical dentine. *Journal of clinical periodontology*, **1987**; 14(5):280–284.
99. **Stabholz A, Sahar-Helft S, Moshonov J.** Lasers in endodontics. *Dental Clinics of North America*, **2004**; 48(4):809–832.
100. **Bergenholtz G, Spångberg L.** Controversies In Endodontics. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, **2004**; 15(2):99–114.
101. **Kouchi Y, Ninomiya J, Yasuda H, Fukui K, Moriyama T, Okamoto H.** Location of *Streptococcus mutans* in the Dentinal Tubules of Open Infected Root Canals. *Journal of Dental Research*, **1980**; 59(12):2038–2046.
102. **Berutti E, Marini R, Angeretti A.** Penetration ability of different irrigants into dentinal tubules. *Journal of Endodontics*, **1997**; 23(12):725–727.
103. **Distel J, Hatton J, Gillespie M.** Biofilm Formation in Medicated Root Canals. *Journal of Endodontics*, **2002**; 28(10):689–693.
104. **Spratt DA, Pratten J, Wilson M, Gulabivala K.** An in vitro evaluation of the antimicrobial efficacy of irrigants on biofilms of root canal isolates. *International endodontic journal*, **2001**; 34(4):300–307.
105. **Klinke T, Klimm W, Gutknecht N.** Antibacterial Effects of Nd:YAG Laser Irradiation within Root Canal Dentin. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, **1997**; 15(1):29–31.
106. **Maden M, Görgül G, Tinaz AC.** Evaluation of apical leakage of root canals obturated with Nd: YAG laser-softened gutta-percha, System-B, and lateral condensation techniques. *The journal of contemporary dental practice*, **2002**; 3(1):16–26.
107. **Anić I, Matsumoto K.** Comparison of the sealing ability of laser-softened, laterally condensed and low-temperature thermoplasticized gutta-percha. *Journal of Endodontics*, **1995**; 21(9):464–469.
108. **Eduardo C de P, Gouw-Soares S.** The Use of Lasers for Endodontic Applications in Dentistry. *Medical Laser Application*, **2001**; 16(3):231–243.

109. **Persson G, Lennartson B, Lundström I.** Results of retrograde root-filling with special reference to amalgam and Cavit as root-filling materials. *Svensk tandlakare tidskrift Swedish dental journal*, **1974**; 67(3):123–313.
110. **Tronstad L, Trope M, Doering A, Hasselgren G.** Sealing ability of dental amalgams as retrograde fillings in endodontic therapy. *Journal of Endodontics*, **1983**; 9(12):551–553.
111. **Soros C, Zinelis S, Lambrianidis T, Palaghias G.** Spreader load required for vertical root fracture during lateral compaction ex vivo: evaluation of periodontal simulation and fracture load information. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, **2008**; 106(2):e64–e70.
112. **Byström A, Sundqvist G.** Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scandinavian journal of dental research*, **1981**; 89(4):321–328.
113. **Bystrom A, Sundqvist G.** The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *International endodontic journal*, **1985**; 18(1):35–40.
114. **O’Connell DT, Brayton SM.** Evaluation of root canal preparation with two automated endodontic handpieces. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, **1975**; 39(2):298–303.
115. **Anić I, Šegović S, Katanec D, Prskalo K, Najžar-Fleger D.** Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO<sub>2</sub>, and Nd:YAG laser. *Journal of Endodontics*, **1998**; 24(2):77–81.
116. **Khan MA, Khan MFR, Khan MW, Wakabayashi H, Matsumoto K.** Effect of laser treatment on the root canal of human teeth. *Dental Traumatology*, **1997**; 13(3):139–145.
117. **Hardee MW, Miserendino LJ, Kos W, Walia H.** Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd: YAG laser irradiation. *Journal of Endodontics*, **1994**; 20(8):377–380.
118. **White J, Goodis H, Cohen J.** Bacterial reduction of contaminated dentin by Nd:YAG laser. *Journal of Dental Research*, **1991**; (70):412.
119. **Dederich DN, Zakariasen KL, Tulip J.** Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. *Journal of Endodontics*, **1984**; 10(9):428–431.
120. **Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL.** Lasers in dentistry. *Lasers in surgery and medicine*, **1995**; 16(2):103–133.
121. **Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, vd.** Comparison between Er:YAG Laser and Conventional Technique for Root Caries Treatment in vitro. *Journal of Dental Research*, **1998**; 77(6):1404–1414.
122. **Hossain M, Yamada Y, Murakami Y, Tamaki Y, Matsumoto K, Nakamura Y.** A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities. *Lasers in Medical Science*, **2003**; 18(1):25–31.
123. **Rizoiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR.** Pulpal thermal responses to an erbium,chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, **1998**; 86(2):220–223.
124. **Eversole LR, Rizoiu I, Kimmel AI.** Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *Journal of the American Dental Association (1939)*, **1997**; 128(8):1099–1106.

125. **Sonntag KD, Klitzman B, Burkes EJ, Hoke J, Moshonov J.** Pulpal response to cavity preparation with the Er:YAG and Mark III free electron lasers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, **1996**; 81(6):695–702.
126. **Takeda FH, Harashima T, Eto JN, Kimura Y, Matsumoto K.** Effect of Er:YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. *Endodontics & dental traumatology*, **1998**; 14(6):270–273.
127. **Matsuoka E, Yonaga K, Kinoshita J-I, Kimura Y, Matsumoto K.** Morphological Study on the Capability of Er:YAG Laser Irradiation for Root Canal Preparation. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, **2000**; 18(4):215–219.
128. **Matsuoka E, Kimura Y, Matsumoto K.** Studies on the Removal of Debris Near the Apical Seats by Er:YAG Laser and Assessment with a Fiberscope. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, **1998**; 16(5):255–261.
129. **Yamazaki R, Goya C, Yu D, Kimura Y, Matsumoto K.** Effects of Erbium, Chromium:YSGG Laser Irradiation on Root Canal Walls: A Scanning Electron Microscopic and Thermographic Study. *Journal of Endodontics*, **2001**; 27(1):9–12.
130. **Jahan KMR, Hossain M, Nakamura Y, Yoshishige Y, Kinoshita J-I, Matsumoto K.** An assessment following root canal preparation by Er,Cr:YSGG laser irradiation in straight and curved roots, in vitro. *Lasers in Medical Science*, **2006**; 21(4):229–234.
131. **Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis R V.** Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *International endodontic journal*, **1999**; 32(3):165–170.
132. **Bertrand MF, Lupi-Pégurier L, Médioni E, Muller M, Bolla M.** Curved molar root canal preparations using Hero 642 rotary nickel-titanium instruments. *International endodontic journal*, **2001**; 34(8):631–636.
133. **Hülsmann M, Herbst U, Schäfers F.** Comparative study of root-canal preparation using Lightspeed and Quantec SC rotary NiTi instruments. *International endodontic journal*, **2003**; 36(11):748–756.
134. **Milani AS, Froughreyhani M, Rahimi S, Jafarabadi MA, Paksefat S.** The effect of root canal preparation on the development of dentin cracks. *Iranian endodontic journal*, **2012**; 7(4):177–182.
135. **Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JMSN, Esberard RM, Tanomaru-Filho M.** Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *International Endodontic Journal*, **2007**; 40(9):684–691.
136. **Ceyhanli KT, Erdilek N, Tatar İ, Celik D.** Comparison of ProTaper, RaCe and Safesider instruments in the induction of dentinal microcracks: a micro-CT study. *International Endodontic Journal*, **2016**; 49(7):684–689.
137. **De-Deus G, Belladonna FG, Marins JR, vd.** On the Causality Between Dentinal Defects and Root Canal Preparation: A Micro-CT Assessment. *Brazilian Dental Journal*, **2016**; 27(6):664–669.
138. **Jamani KD, Harrington E, Wilson HJ.** Rigidity of elastomeric impression materials. *Journal of oral rehabilitation*, **1989**; 16(3):241–248.
139. **Souza RA.** The importance of apical patency and cleaning of the apical foramen on root canal preparation. *Brazilian dental journal*, **2006**; 17(1):6–9.
140. **Wu MK, Wesselink PR, Walton RE.** Apical terminus location of root canal treatment procedures. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, **2000**; 89(1):99–103.



141. **Marceliano-Alves MF V., Sousa-Neto MD, Fidel SR, vd.** Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *International Endodontic Journal*, **2015**; 48(12):1129–1136.
142. **Saleh AA, Ettman WM.** Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. *Journal of dentistry*, **1999**; 27(1):43–46.
143. **Sayin TC, Serper A, Cehreli ZC, Oflu HG.** The effect of EDTA, EGTA, EDTAC, and tetracycline-HCl with and without subsequent NaOCl treatment on the microhardness of root canal dentin. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, **2007**; 104(3):418–424.
144. **Martins MR, Carvalho MF, Vaz IP, Capelas JA, Martins MA, Gutknecht N.** Efficacy of Er,Cr:YSGG laser with endodontical radial firing tips on the outcome of endodontic treatment: blind randomized controlled clinical trial with six-month evaluation. *Lasers in Medical Science*, **2013**; 28(4):1049–1055.
145. **Ishizaki NT, Matsumoto K, Kimura Y, vd.** Thermographical and Morphological Studies of Er,Cr:YSGG Laser Irradiation on Root Canal Walls. *Photomedicine and Laser Surgery*, **2004**; 22(4):291–297.
146. **Kokuzawa C, Ebihara A, Watanabe S, vd.** Shaping of the Root Canal Using Er:YAG Laser Irradiation. *Photomedicine and Laser Surgery*, **2012**; 30(7):367–373.
147. **Bürklein S, Tsotsis P, Schäfer E.** Incidence of Dentinal Defects after Root Canal Preparation: Reciprocating versus Rotary Instrumentation. *Journal of Endodontics*, **2013**; 39(4):501–504.
148. **De-Deus G, César de Azevedo Carvalhal J, Belladonna FG, vd.** Dentinal Microcrack Development after Canal Preparation: A Longitudinal in Situ Micro-computed Tomography Study Using a Cadaver Model. *Journal of Endodontics*, **2017**; 43(9):1553–1558.
149. **De-Deus G, Silva EJNL, Marins J, vd.** Lack of Causal Relationship between Dentinal Microcracks and Root Canal Preparation with Reciprocation Systems. *Journal of Endodontics*, **2014**; 40(9):1447–1450.
150. **De-Deus G, Belladonna FG, Souza EM, vd.** Micro-computed Tomographic Assessment on the Effect of ProTaper Next and Twisted File Adaptive Systems on Dentinal Cracks. *Journal of Endodontics*, **2015**; 41(7):1116–1119.
151. **Pedullà E, Genovesi F, Rapisarda S, vd.** Effects of 6 Single-File Systems on Dentinal Crack Formation. *Journal of Endodontics*, **2017**; 43(3):456–461.
152. **Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H, Topçu MÇ, Yeter KY.** Dentinal Crack Formation during Root Canal Preparations by the Twisted File Adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne Instruments. *Journal of Endodontics*, **2015**; 41(2):261–264.
153. **Yiğit Özer S.** Detection of Vertical Root Fractures of Different Thicknesses in Endodontically Enlarged Teeth by Cone Beam Computed Tomography versus Digital Radiography. *Journal of Endodontics*, **2010**; 36(7):1245–1249.
154. **Edlund M, Nair MK, Nair UP.** Detection of Vertical Root Fractures by Using Cone-beam Computed Tomography: A Clinical Study. *Journal of Endodontics*, **2011**; 37(6):768–772.

## ÖZGEÇMİŞ

1992 yılında Antalya’da doğdu. İlk ve orta okul eğitimini Namık Kemal İlköğretim Okulu’nda, lise eğitimini Metin Nuran Çakallıklı Anadolu Lisesi’nde tamamladı. Isparta Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2015 yılında mezun oldu. 2015 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı’nda uzmanlık öğrencisi olarak eğitimine başladı.

