

**T.C**  
**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**KÖK KANAL TEDAVİSİNDE KULLANILAN İKİ FARKLI TİP LAZERİN**  
**(Er:YAG ve Nd:YAG) DİŞLERİN KIRILMA DİRENCİNE VE MİNERAL**  
**İÇERİĞİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**DT. HÜSEYİN SİNAN TOPÇUOĞLU**

**TEZ YÖNETİCİSİ**

**PROF. DR. MUSTAFA KÖSEOĞLU**

**ERZURUM-2011**

T.C.  
ATATÖRK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI DOKTORA PROGRAMI

KÖK KANAL TEDAVİSİNDE KULLANILAN İKİ FARKLI TİP LAZERİN (Er. YAG VE  
Nd: YAG) DIŞLERİN KIRILMA DİRENCİNE VE MİNERAL İÇERİĞİNE ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ

Dr. H. Sinan TOPÇUOĞLU

Tezin Sözlü Savunma Tarihi: 15.09.2011

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Mustafa KÖSEOĞLU

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Hikmet AYDEMİR

Jüri Üyesi : Doç. Dr. M. Sinan EVÇİL

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Halit ALADAĞ

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. A. Şahin ERDOĞAN

Enstitü Müdürü : Prof. Dr. İsmail CEYLAN

Tez Yöneticisi

Prof. Dr. Mustafa KÖSEOĞLU

Doktora Tezi

ERZURUM 2011

**İÇİNDEKİLER**

<b>TEŞEKKÜR</b>	.....	<b>II</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	.....	<b>III</b>
<b>ÖZET</b>	.....	<b>IV</b>
<b>SUMMARY</b>	.....	<b>VI</b>
<b>GİRİŞ VE AMAÇ</b>	.....	<b>1</b>
<b>GENEL BİLGİLER</b>	.....	<b>3</b>
<b>MATEYAL VE METOD</b>	.....	<b>36</b>
<b>BULGULAR</b>	.....	<b>47</b>
<b>TARTIŞMA</b>	.....	<b>52</b>
<b>SONUÇLAR</b>	.....	<b>68</b>
<b>KAYNAKLAR</b>	.....	<b>69</b>

## TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimim boyunca yardım, destek ve deneyimlerini esirgemeyen değerli fikir ve yorumları ile tezimin her aşamasında beni aydınlatan tez danışmanım, Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Mustafa KÖSEOĞLU'na

Tezimin hazırlanması süresince deneyimlerinden istifade ettiğim tez izleme komitesi üyeleri Sayın Yrd. Doç. Dr. Halit ALADAĞ ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Aziz Şahin ERDOĞAN'a

Doktora süresince kendilerinden çok şey öğrendiğim, Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri Doç. Dr. M. Sinan EVCİL ve Doç. Dr. Meltem ÇOLAK TOPÇU'ya,

Asistanlığım boyunca yanımda olan Araş. Gör. Dt. Hakan ARSLAN'a, tüm sevgili asistan arkadaşlarıma ve tüm Endodonti Anabilim Dalı çalışanlarına,

Deney aşamasında yardımlarını esirgemeyen Fen Fakültesi Öğretim elemanlarından Sayın Araş. Gör. Murat KURUDİREK'e ve Periodontoloji Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Yrd. Doç. Dr. Alparslan DİLSİZ'e

Doktora çalışmam boyunca manevi desteklerinden dolayı değerli aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

**Araş. Gör. Dt. H. Sinan TOPÇUOĞLU**

## ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında Erzurum'da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Erzurum'da tamamladım. 1999 yılında Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne girmeye hak kazanarak 2004 yılında mezun oldum. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda 2005 yılında doktora eğitimime başladım. Halen aynı bölümde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktayım.

## ÖZET

### **Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan İki Farklı Tip Lazerin (Er:YAG ve Nd:YAG) Dişlerin Kırılma Direncine ve Mineral İçeriğine Etkisinin İncelenmesi**

Bu in vitro çalışmanın amacı endodontik tedavide kullanılan Er:YAG ve Nd:YAG lazer sistemlerinin kök kanallarında kullanılmasının dişlerin kırılma direncine ve mineral içeriğine etkilerinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda 126 adet periodontal ve protetik nedenlerden çekilmiş alt küçük azı dişi kullanıldı. Dişlerin kuronları mine-sement seviyesinden kaldırıldı ve deney başlangıcına kadar distile su içerisinde bekletildi. Çalışmamız iki aşamalı olarak yürütüleceğinden 90 adet diş lazer uygulamasının ardından kırılma direnci değerlendirilmesi amacıyla, geriye kalan 36 diş ise mineral içeriği tespiti amacıyla kullanıldı.

İlk aşamada kırılma deneyi için 90 adet diş her biri 15'er dişli 6 gruba ayrıldı. Grup 1: Kontrol grubu, Grup 2: kök kanallarına sadece Ag (NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F (Diamine gümüş florit) solüsyonu uygulandı, Grup 3: öncü materyal olarak Ag (NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonu ve Nd:YAG lazer uygulandı, Grup 4: öncü materyal olarak Ag (NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonu ve Er:YAG lazer uygulandı, Grup 5: yalnızca Nd:YAG lazer, Grup 6: yalnızca Er:YAG lazer uygulandı.

Bu uygulamalardan sonra kök kanalları AH Plus kanal patı ve güta perka konlar ile lateral kondensasyon tekniği ile dolduruldu ve örnekler 37<sup>0</sup> C'de % 100 nemli ortamda bekletildi. Daha sonra örnekler akrilik rezin bloklara gömülerek Universal test

cihazı ile kırma testine tabi tutuldu. Kırma testi uygulanırken dişlerde fraktür meydana geldiği andaki değerler Newton cinsinden kaydedildi. Sonuçların istatistiksel analizi için tek yönlü varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testleri yapıldı.

Çalışmamızın ikinci aşamasında 36 diş iki eşit gruba ayrıldı. Her iki gruptaki dişlerden öncelikle Gates-glidden frezleri ile dentin parçacıkları elde edildi. Daha sonra ilk gruptaki dişlere Nd:YAG lazer uygulandı ve uygulamadan sonra tekrar Gates glidden frezleri ile dentin parçacıkları elde edildi. İkinci gruptaki dişlere Er:YAG lazer uygulandı ve ilk gruptaki gibi aynı şekilde dentin parçacıkları elde edildi. Elde edilen bu numunelerin Ca, P, Mg, K ve N içerikleri ve Ca/P oranları lazer uygulamasından önce ve sonra Inductively coupled plasma- atomic emission spectroscopy (ICP-AES) cihazı ile tespit edildi. Sonuçlar tek yönlü varyans analiz testi ile değerlendirildi.

Çalışmamızın sonuçları Er:YAG ve Nd:YAG lazerin ,  $Ag(NH_3)_2F$  solüsyonu ile kombine olarak kullanılmasının endodontik tedavi görmüş dişlerin fraktür direncini arttırdığını ( $p < 0.05$ ) gösterirken, tek başına lazer uygulamasının ise dişlerin fraktür direnci üzerinde önemli etkisinin olmadığını gösterdi ( $p > 0.05$ ). Her iki lazer uygulamasının, dişlerin temel elementleri olan Ca, P, Mg, K ve Na içeriklerinde ve Ca/P oranlarında anlamlı değişikliğe neden olmadığı tespit edildi ( $p > 0.05$ ).

**Anahtar Kelimeler:** Kırılma Direnci, Kök Kanal Tedavisi, Lazer, Mineral İçeriği.

## SUMMARY

### **The Evaluation of The Effects of Two Different Laser Systems (Er:YAG and Nd:YAG) Used In Root Canal Treatment on Fracture Resistance of The Teeth and The Mineral Content**

The aim of this in vitro study is to evaluate the effects of Er:YAG and Nd:YAG laser systems used in endodontic treatment on mineral content and fracture resistance of the teeth by means of using in the root canals.

In our study 126 lower premolar teeth extracted from periodontal and prosthetics reasons were used. The crowns of the teeth were removed from the level of enamel-cement and were kept in distilled water until the onset of the experiment. Because our study was carried out in two phases, 90 teeth were used to evaluate fracture resistance following laser applications, the other 36 teeth to detect the mineral content. In the first phase, 90 teeth were divided into six groups, each of which consists of 15 teeth for fracture experiment.

Group 1: Control group, Group 2: only  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  (Diamine silver fluoride) solution was applied to the root canals, Group 3: as initiator material  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solution and Nd:YAG laser was applied to the root canals, Group 4: as initiator material  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solution and Er:YAG laser was applied to the root canals, Group 5: only Nd:YAG laser was applied to the root canals, Group 6: only Er:YAG laser was applied to the root canals.

After these applications, root canals were filled with AH Plus canal sealer and Gutta-percha cones by means of lateral condensation technique. The samples were kept as 100 % humidity at 37<sup>0</sup> C. Then, the samples were inserted into acrylic resin blocks,

and they were undergone to fracture test by means of Universal test device. While fracture test is applied, the values when the fracture occurred in the teeth were recorded as regards Newton. For the statistical analysis of the results, one-way variance analysis and Tukey multiple comparison tests were carried out.

In the second stage of our study, 36 teeth were divided into two equal groups. Of two groups' teeth, firstly dentin chips were obtained by means of Gates-Glidden drills. Then, Nd:YAG laser was applied to the teeth in the first group and after the application, dentin chips were re-obtained by means of Gates-Glidden drills. Er:YAG laser was applied to the teeth in the second group and similarly, dentin chips were obtained. Ca, P, Mg, K and Na contents of these obtained samples and Ca/ P rates were fixed after and before laser application by means of ICP-AES device. The results were evaluated by means of one-way variance analysis.

The results of our study indicated that the use of Er:YAG and Nd:YAG laser together with  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solution increased fracture resistance of the teeth undergone to endodontic treatment ( $p < 0.05$ ) while only laser application didn't have any effect on fracture resistance of the teeth ( $p > 0.05$ ). It was determined that both laser applications did not lead to significant change over Ca/P rates and the content of Ca, P, Mg, K and Na, basic elements of the teeth ( $p > 0.05$ ).

**Keywords:** Fracture Resistance, Root Canal Treatment, Laser, Mineral Content.

## GİRİŞ ve AMAÇ

1960'lı yılların başında Theodore Maiman tarafından ilk lazerin keşfinin ardından, çeşitli lazer sistemleri bilim tarihinde önemli bir yere sahip olmuş, 1990'lardan itibaren de diş hekimliğinde lazer kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Zaman içerisinde lazerler, dental problemlerin birçoğunun teşhis ve tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır.<sup>1,2</sup>

Günümüz diş hekimliğinde lazerler; çürük uzaklaştırılmasında, kavite preparasyonunda, sert ve yumuşak doku müdahalelerinde, diş dokularının asit ataklarına karşı direncinin ve çürüğe karşı dayanıklılığının artırılmasında, endodontik tedavide ve estetik diş hekimliğinde dental problemlere çözüm bulmak amacıyla kullanılmaktadır.<sup>3-6</sup>

Lazer ışını diş hekimliğinde önceleri yumuşak doku uygulamalarında kendine yer bulmuş, zamanla hem yumuşak hem de sert dokulara yapılacak olan müdahalelerde kullanılabilir hale getirilmiştir.<sup>2</sup> Lazerler diş sert dokularında uygulandığında bir takım morfolojik ve kimyasal değişimlere neden olabilmektedir. Bu değişimin şiddeti; lazer enerjisinin tipine, yoğunluğuna ve dokunun absorpsiyon karakterine bağlıdır.<sup>7</sup>

Lazer uygulamaları son yıllarda smear tabakasını kaldırma, pulpa vitalitesinin belirlenmesi, pulpa kapaklaması, kök kanal preparasyonu, kanal dolgusunun sökülmesi ve kök kanal dezenfeksiyonu amacıyla endodontik tedavide popülerite kazanmıştır.<sup>8-14</sup>

Özellikle Neodymium:yttrium-aluminum-garnet (Nd:YAG) ve Erbium:yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) lazer sistemleri bu amaçlarla sıklıkla kullanılmaktadır.

Pulpası olmayan dişlerin pulpalı dişlere göre kırılmaya karşı daha yatkın olduğu yönünde genel bir fikir birliği vardır. Bunun nedeni olarak ise kök kanal tedavisini takiben dentindeki nem kaybı ve kök kanal preparasyonu sırasında oluşan dentin kaybı

gösterilmiştir.<sup>15-18</sup> Diş hekimleri kök kanal tedavili dişlerin kırılmasından dolayı çekim gerektiren vakalarla karşı karşıya gelmektedirler.<sup>19,20</sup> Endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma dirençlerinin artırılması veya kırılmaya yatkınlığın azaltılması hekimler açısından değişkenlerin çokluğu nedeniyle zor olmasına rağmen, kanal preparasyonu yada doldurulması işlemlerine dikkat edilmesi ve uygun materyallerin seçimi, dişin uzun dönem prognozu açısından önem taşımaktadır.<sup>15,21-23</sup> Kök kanal tedavisinde farklı kök kanal dolgu ve post sistemlerinin dişlerin kırılma dayanımına etkili olabileceği belirtilmiştir.<sup>17,24</sup> Bununla birlikte lazerlerin bazı florit solüsyonlarıyla kombine olarak kullanımının da dişlerin kırılmaya karşı dirençlerinin artırılmasında etkili olduğu gösterilmiştir.<sup>25</sup>

Bu çalışmanın amacı kök kanal tedavisinde kullanılan Nd:YAG ve Er:YAG lazer sistemlerinin dişlerin mineral içeriğine ve kırılma direncine etkilerinin değerlendirilmesidir.

## GENEL BİLGİLER

### Lazerin Tanımı ve Tarihçesi

Lazer ışını teorisi ilk olarak 20. yy başlarında Alman fizikçi Albert EINSTEIN tarafından tanımlanmıştır. Einstein; fotonları ve lazerin ana ilkesi olan uyarılmış salınımı (Stimule Emisyon) tanımlayarak yaptığı çalışmayla Nobel ödülüne layık görülmüştür.<sup>26</sup>

1958 yılında Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'nden Arthur Schawlow ve Charles Townes mikrodalga frekanslarının gücünü, stimüle edilmiş radyasyonla artırarak Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation'u (MASER) tanımlamıştır.<sup>27</sup>

1960 yılında Theodora H.Maimann, yakut (Ruby) bir apareyle çalışan ilk lazeri yapmayı başarmıştır.<sup>28</sup> O tarihlerde 'MASER' adıyla kullanımı, 1965 yılında lazer ismini almıştır.<sup>29</sup>

Lazer terimi Radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi anlamına gelen 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur.

### İlk Dental Lazer Araştırmaları

Diş hekimliğinde lazerin ilk kullanımı 1960'lı yıllarda Stern ve Sognaes<sup>30</sup> ile Goldman ve ark.<sup>31</sup> tarafından yakut lazerin dental dokularda uygulamasına dayanır.

Endodontide lazerin ilk kullanımı 1971 yılında Weichman ve Johnson<sup>32</sup> tarafından CO<sub>2</sub> lazer ile apikal forameni tıkama girişimidir. Yapılan bu çalışmada olumlu bir sonuç elde edilememiştir.

### **Lazer Fiziği**

Atom maddenin en küçük yapı birimidir. Her atomun proton adlı pozitif yüklü parçalardan oluşan bir çekirdeği ve çekirdekten uzak, orbitalde hareket halinde olan negatif yüklü elektronları vardır. Her proton çekirdekten belli uzaklıkta olan bir elektronla dengelenmiştir. Elektronların çekirdeğe en yakın oldukları durum atomun en küçük enerjili olduğu durumdur. Buna bazal durum (Ground State) denilmektedir. Bazal enerji düzeyindeki bir atoma dışarıdan enerji verildiğinde, bu enerji elektronlar tarafından soğurulur ve elektronlar daha yüksek enerjili bir yörüngeye taşınır.

Elektronlar kendiliğinden yüksek düzeyden eski enerji düzeyli yörüngelerine döndüklerinde bu seviye değişimi sırasında enerji farkı kadar bir foton salar ve bu olaya **anlık salınım** (Spontaneous Emission) denir. **Uyarılmış salınımda** ise; bulunduğu enerji seviyesinden bir seviye yükseltilecek atom, enerjisini geriye foton olarak yaymaya başlarken, atoma bir foton daha çarptırılırsa birbiri ile aynı özellikte iki foton salınır. Lazer ışığının oluşturulmasının temelini oluşturan uyarılmış salınımı Einstein kuramında ‘eğer uygun boyuttaki bir foton daha önceden uyarılmış bir moleküle çarparsa bu molekül kendisine çarpan fotonla aynı boyutlarda foton yayacaktır. Bir moleküle çarpan foton ile o molekülden salınan foton diğer iki fotonu üretecek olan başka iki moleküle çarpacaktır. Bu sayede tüm fotonların aynı yönde hareket ettiği bir reaksiyon gerçekleşeceği’ şeklinde açıklamıştır.<sup>26,33</sup>

Temel lazer fiziğini anlayabilmek için bu terimin açılımını oluşturan ışık, stimüle emisyon, amplifikasyon ve radyasyon kavramlarının bilinmesi gerekmektedir.

## **Işık**

Işık, doğrusal dalgalar halinde yayılan elektromanyetik dalgalara verilen addır. Temel birimi fotondur. Lazer ışını ile normal ışık arasında belirgin farklılıklar vardır. Normal ışık görülebilir spektrumdaki birçok rengin toplamından oluşmasına rağmen beyaz görülür. Lazer ışını ise belirli bir renkten oluşur.<sup>33</sup>

### **Lazer ışığının fiziksel özellikleri**

- Lazer ışığı **koherenttir**. Yani; lazer kaynağından çıkan fotonlar birbirlerine uyumlu olarak çıkar ve tek noktada odaklanırlar.<sup>33</sup>

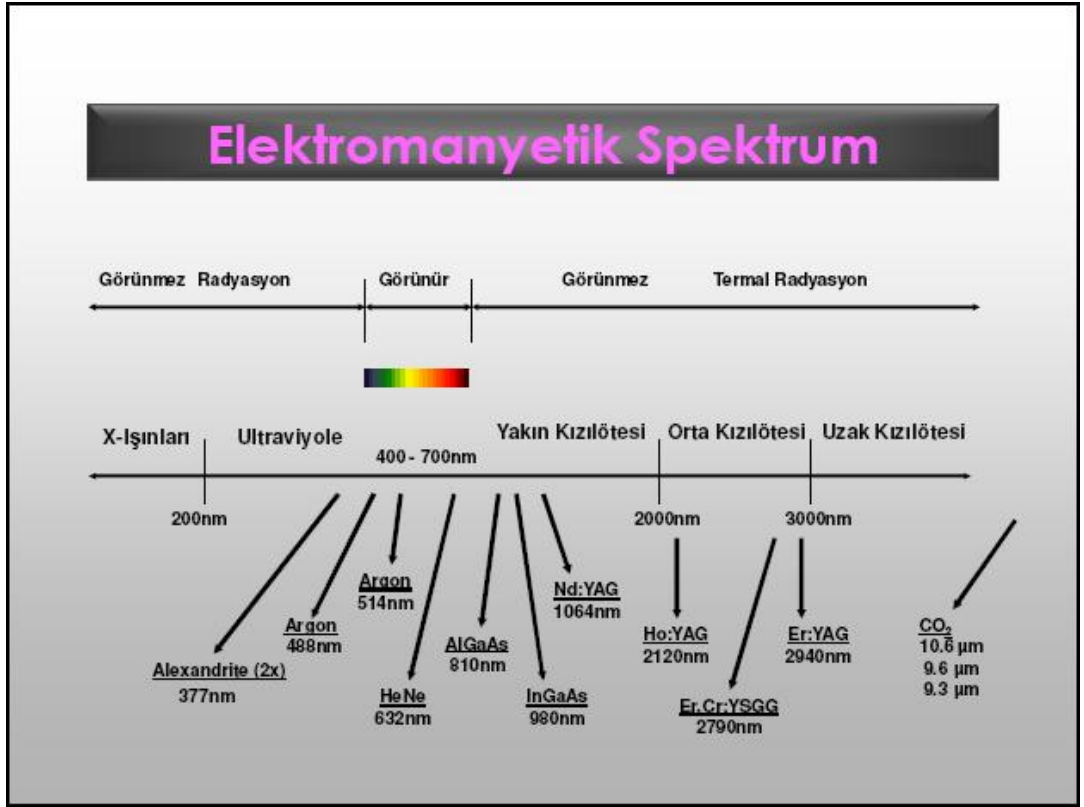
- Lazer ışığı **doğrusaldır**. (Collimated)

Fotonlar birbirine paraleldir ve tek bir çizgi halinde hareket ederler. Işığın dağılmadan hareket etmesi enerjinin istenilen bölgeye daha iyi odaklanmasını sağlar.<sup>33</sup>

- Salınan ışık **monokromatik** özelliktedir. Tek renk ve tek bir dalga boyuna sahip ışığın bir mercekle tarafından odaklandığında hedef alanın çok küçük olması o alanda odaklanmanın orada yüksek enerji konsantrasyonuna izin vermesiyle lazerin kesici özelliği artar.<sup>34</sup>

X ve Y ışınlarının ve görülebilir ışığın bulunduğu elektromanyetik dalgalar, dalga boyları ve frekanslarına göre; elektromanyetik spektrumu oluştururlar. Bu spektrumun bir ucunda dalga boyları en büyük, frekansları ve enerjileri ise en küçük olan radyo dalgaları; öteki ucunda ise dalga boyları çok düşük, ancak enerji ve

frekansları büyük olan X ve Y ışınları bulunur. Dalga boyu kısa ışıklar güçlü; uzun olanlar ise zayıf ışıklardır. Elektromanyetik spektrumun algılayabileceğimiz alanı görünür ışık bölümüdür ve spektrumun çok dar bir bölümünü oluşturur (380-780 nm dalga boyu arası). Dental kullanım için uygun lazerler 500 nm ile 10600 nm dalga boyu arasındadır <sup>33,35</sup> (Şekil 1).



Şekil 1: Elektromanyetik spektrum

### Uyarılmış Salınım (Stimule Emission)

Enerjinin en küçük birimi olan foton; atom veya molekülün elektronları tarafından soğurulurken ani bir uyarı oluşur ve atom bazal durumdan uyarılmış duruma geçer, bu esnada foton serbest kalırken spontan emisyon gerçekleşir. Uyarılmış atomun bulunduğu ortamda enerjinin fotonu hareket eder. Bu sırada karşılaştığı uyarılmış atom tarafından tekrar soğurulması ile atom bazal duruma geçerken kendi enerjisine sahip

başka bir foton daha oluşur. Böylece aynı yönde hareket eden aynı enerjiye sahip iki foton meydana gelir. Buna da uyarılmış salınım denir.<sup>26,33</sup>

### **Amplifikasyon**

Lazer cihazının içerisinde oluşan süreçtir. Lazer aktif ortamına dışarıdan enerji verilmesiyle lazer ışınının ortaya çıkmasına kadar olan olaylar bütünü gerçeğeşmesini tanımlar.<sup>33</sup>

### **Radyasyon**

Elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerji aktarımıdır. Atom; proton ve nötronlardan oluşan bir çekirdek ile bunu çevresinde dönmekte olan elektronlardan oluşmaktadır. Herhangi bir maddenin atom çekirdeğindeki nötronların sayısı, proton sayısına göre oldukça fazla ise; bu tür maddeler kararsız bir yapı göstermekte ve çekirdeğindeki nötronların alfa, beta ve gama gibi çeşitli ışınlar yaymak suretiyle parçalanmaktadır. Çevresine bu şekilde ışın saçarak parçalanan maddelere '**radyoaktif madde**' çevreye yayılan ışınlara ise '**radyasyon**' adı verilmektedir.<sup>35</sup>

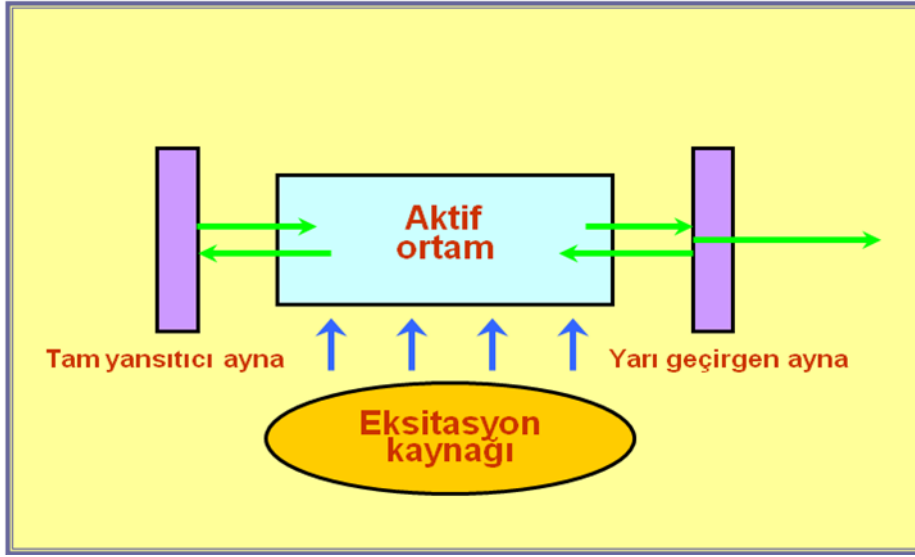
### **Lazer Sisteminin Bileşenleri**

Lazer, elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştüren bir cihazdır. Lazer cihazı genel olarak üç kısımdan oluşur (Şekil 2):

- *Lazer ortamı (katı, sıvı, gaz)* , lazer enerjisinin kaynağı olup içerisinde bulunan aktif maddesine göre lazerin ismini belirler. Örneğin, erbiyum lazerde ortamda erbiyum kristali bulunur.

- 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 ışığı, yarı geçirgen aynadan geçerek kullanılacak alana yönlendirilir.<sup>35</sup>

- Aktif maddenin bulunduğu rezonans odasına enerji yollayan **eksitasyon kaynağı (enerji kaynağı)**.<sup>36,37</sup>



**Şekil 2:** Lazer sistemlerinin bileşenleri

### **Lazer Işığının Doku İçerisindeki Davranışı:**

- Lazer ışığı bir dokuya uygulandığında lazer enerjisi dokuda emilebilir (Absorbsiyon), doku tarafından yansıtılabilir (Reflection), doku içerisinde yayılabilir (Scattering) ve doku içerisinde daha derinlere ilerleyebilir (Transmission).<sup>38</sup>

- *Absorbsiyon (Emilim):* Lazer enerjisinin uygulandığı dokuda emilmesidir. Lazer, biyolojik olarak etkisini gösterebilmesi için enerjinin doku tarafından emilmesi gerekir. Bu absorpsiyonun miktarı; lazerin dalga boyu ve dokunun yapısı ile ilişkilidir. Doku içerisinde absorbe olan lazer enerjisi termal enerjiye dönüşür, bu dönüşüme bağlı

olarak dokuda fototermal etki başlar. Fototermal etki yumuşak dokulardaki intraselüler sıvının kaynayıp buharlaşması sonucu hücrenin patlayarak devamlılığının bozulması ile oluşur. Sert dokular içerisinde de benzer etkiler görülebilmektedir. Lazer enerjisi sert dokuların organik ve inorganik yapısındaki su molekülleri tarafından emilmektedir. Absorbe olan lazer enerjisi su moleküllerinin ısı ve kinetik enerjisini arttırarak mikro patlamalar meydana getirir.<sup>33,38,39</sup>

- *Transmission (Geçiş)*: Lazer ışınının dokuda herhangi bir etki göstermeksizin derinlere doğru ilerlemesidir.<sup>34</sup>

- *Scattering (Yayılma)*: Doku içinde lazer ışığının farklı yönlere yayılması olarak tanımlanır. Bu etki enerjinin dokuda daha geniş bir alana dağılmasına yol açar. Böylece enerjiye bağlı olarak oluşacak termal hasar minimuma inmiş olur. Absorbsiyon miktarı arttıkça scattering azalır.<sup>39</sup>

- *Reflection (Yansıma)*: Lazer ışığı uygulandığı doku tarafından yansıtılabilir. Bu sebeple dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin bir kısmı istenilen yere ulaşamayacaktır. Ayrıca yansıyan enerji çevre dokulara zarar verebilmektedir.<sup>39</sup>

### **Lazerlerin Dokularda Oluşturabileceği Etkiler:**

#### *1) Fotokimyasal etkiler*

Fotokimyasal etkinin temeli; moleküller ve atomların, kimyasal ve fiziksel özelliklerinde değişiklik amacıyla herhangi bir termal etkiye yol açmaksızın lazer ışığının absorbe olmasıdır. Kompozit rezinlerin sertleşmesi için lazer kullanımı buna örnek olarak gösterilebilir.<sup>34,40</sup>

#### *2) Fototermal etkiler*

Lazerin temel etkisi fototermal etkidir. Doku üzerinde lazer enerjisinin termal etkisinde ısı artışının derecesinin önemli rolü vardır. Ayrıca kullanılan lazerin gücü, ışınlama zamanı ve emisyon moduda bu etkide önemlidir.<sup>33</sup>

Lazer ışığının dokuda ısıyı arttırması sonucunda:

37-50<sup>0</sup> C arasında hipertermi, 60<sup>0</sup> C'nin üzerinde koagülasyon ve protein denatürasyonu, 70-90<sup>0</sup> C arasında dokunun kaynaması, 100-150<sup>0</sup> C arasında buharlaşma, 200<sup>0</sup> C'nin üzerinde kömürleşme meydana gelir.<sup>34</sup>

### 3) Fotomekanik etki

Yüksek enerjili ve kısa atım süreli lazer ışını dokuda mekanik olarak parçalayıcı etki oluşturur. Bu etki absorpsiyondan bağımsız olarak gerçekleşir.<sup>40</sup>

### **Lazer Kullanım Parametreleri**

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

*Joule (j)* : Enerji birimidir.

*Enerji*: Güç × zaman olarak açıklanır (W×t).

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

*Güç Yoğunluğu (Power Density)*: Birim alanda bulunan güç miktarı veya foton konsantrasyonudur (W/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>33</sup>

### **Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması:**

Lazerler;

- 1) Lazer aktif maddesine göre
- 2) Lazerin dalga boyuna göre
- 3) Lazer ışınlarının enerjisine göre
- 4) Lazer ışınlarının hareketine göre sınıflandırılabilirler.

#### **1) Lazer aktif maddesine göre:**

*a) Katı lazerler*

- Ruby            - Nd:YAG            - Alexandrite            - ER:YAG

*b) Gaz lazerler*

- CO<sub>2</sub> lazer
- Argon lazer
- He-Ne lazer

*c) Yarı iletken lazerler*

- Gallium arsenide lazeri

*d) Kimyasal aktif maddeli lazerler*

**2) Lazerin oluştuğu dalga boyuna göre:**

*a) Görünür ışık spektrumundaki ışınlar*

*b) Ultraviyole ışınlar*

*c) Kızılötesi (infrared) ışınlar*

**3) Lazer ışınlarının enerjisine göre:**

*a) Soft lazer*

- He-Ne lazer
- Ga-As lazer

*b) Mid lazer*

- Diode lazer

*c) Hard lazer*

- Argon
- CO<sub>2</sub>
- Nd:YAG
- Er:YAG

**Tablo 1:** Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boyları

<b>DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN LAZER DALGA BOYLARI</b>	
<b>Lazer Tipi</b>	<b>Dalga Boyu</b>
Ar F (Argon- flor) excimer	193 nm
Kr F (Kripton-flor) excimer	248 nm
Xe Cl (Zenon Klorür) excimer	308 nm
Frequency- Doubled Alexandrite	377 nm
Krypton Ion	407 nm
Argon Ion	488, 514 nm
Dye	507-510 nm
Frequency- Doubled Nd: YAG (KTP)	532 nm
Diode (low level)	600- 908 nm
Gold vapor	628 nm
Argon – Pumped Dye	630 nm
Copper Vapor pumped Dye	630 nm
He- Ne (helyum- neon)	632 nm
Ruby	694,3 nm
Diode (GaAlAs , GaAs)	800-830, 904-950 nm
Nd: YLF	1053 nm
Nd: YAG	1064 nm
Nd: YAP	1340 nm
Ho: YAG	2120 nm
Er: YAG	2940 nm
CO2	10600 nm

#### 4) Işıklarının hareketine göre lazerler:

- a) Devamlı (*continuous*) ışın verenler
- b) Atımlı (*pulse*) ışın verenler
- c) Dalgalı akım olarak ışın verenler, şeklinde sınıflandırılabilir.

#### Diş hekimliğinde Sıklıkla Kullanılan Lazer Çeşitleri:

- Excimer lazer
- Diode lazer
- Argon lazer
- CO<sub>2</sub> lazer
- Ho: YAG lazer
- Nd: YAG lazer
- Er: YAG lazerdir.

#### **Excimer lazer:**

Ultraviyole (morötesi) aralıkta ışık yayan lazerlerdir. Excimer lazerler aktif ortamdaki karışımına göre dört tiptir.

Argon fluoride (Ar/ F)	-----	193 nm
Kripton fluoride (Kr/F)	-----	248 nm
Xenon Chloride (Xe/Cl)	-----	308 nm
Xenon Fluoride (Xe/F)	-----	351 nm

Ar/F ve XeCl lazer diş hekimliğinde kullanımı uygun ve en çok araştırma yapılan excimer lazer tipleridir. Bu lazerler dokuya uygulandıklarında organik moleküller arası bağları kırarak çok fazla bir ısı artışına neden olmaksızın etki gösterirler.<sup>41,42</sup> Yapılan invitro çalışmalarda Excimer lazerlerin diş taşı, dental plağı ve enfekte sementi uzaklaştırabileceği gösterilmiştir.<sup>42</sup>

***Diode lazer:***

Aktif ortamında Alüminyum, Galyum ve Arsenide bulunduran lazer çeşididir. Diş hekimliğinde kullanılan dalga boyları 800 ile 980 nm arasındadır. Diode lazer, argon lazer gibi pigmente dokular tarafından çok iyi absorbe edilir. Ancak hemostaz argon lazer kadar hızlı sağlanmaz. Bu lazerler diş yapıları tarafından zayıf bir şekilde absorbe edildiklerinden dolayı yumuşak doku cerrahisinde kullanıldıkları zaman diş sert dokularına zarar vermezler. Diode lazer gingiva ve mukoza koagülasyonu, yumuşak doku küretajı veya sulkular debridement için mükemmel bir yumuşak doku cerrahi lazeridir. Hedef dokuda hızlı bir şekilde ısı artışına neden olduğu için devamlı ışınlama modunda kullanıldığı zaman dikkatli olunmalıdır.<sup>34</sup>

***Argon lazerler:***

Bu lazer tipinde aktif maddenin bulunduğu tüp argon gazı içerir. İki dalga boyu mevcuttur. Bunlar; 488 nm ve 514 nm dir. 488 nm dalga boyuna sahip olan argon lazerler kompozit rezinlerin polimerizasyonunda ve çürük tespiti amacıyla kullanılırlar. 514 nm dalga boyuna sahip olanlar hemoglobin ve melanin içeren dokular ve koyu pigmente dokular tarafından iyi absorbe edildiğinden dolayı çok iyi bir hemostatik etki sağlarlar.<sup>34</sup>

Bu lazerlerle akut iltihaplı periodontal hastalıkların tedavisi, kistlerin çıkarılması, hemangiom tedavisi ve periodontolojide frenektomi gibi işlemlerin yapılabileceği bildirilmiştir.<sup>34,43</sup>

Argon lazerlerin her iki tipi de sert dokular tarafından absorbe edilmezler. Bu sebepten yumuşak dokulara yapılan müdahalelerde sert dokulara zarar vermezler.<sup>34</sup>

***Karbondioksit lazer (CO<sub>2</sub> lazer):***

Dalga boyu 10600 nm olan kızılötesi ışık veren lazerlerdir. Aktif madde karbondioksit, azot ve helyum gazlarının bir karışımıdır.<sup>44</sup> CO<sub>2</sub> lazerler su tarafından kolayca absorbe edilirler. Yumuşak dokular yüksek oranda su içerdiği için lazer enerjisi dokular tarafından kolayca emilir. Emilim fazla oldukça scattering, transmission ve reflection çok az olur bu sayede yumuşak ve sert dokulara yapılacak müdahalelerde kullanılabilirler.<sup>34,39</sup> Oral cerrahide ve periodontolojide karbondioksit lazerler birçok tedavide kullanılmıştır.<sup>45,46</sup> CO<sub>2</sub> lazerlerin sert dokularda kullanıldıklarında çatlak ve kırılmalara neden olabilme ve karbonizasyon sahaları oluşturma risklerinin bulunduğu belirtilmiştir.<sup>40</sup>

Endodontide CO<sub>2</sub> lazeri; çürük önleme, pulpa kapaklaması ve kök kanal sterilizasyonu amacıyla kullanılır.<sup>47-49</sup>

***Holmium: yttrium-aluminum-garnet lazer (Ho: YAG lazer):***

Aktif maddeleri itriyum, alüminyum ve garnet olan kristal yapıda 2120 nm dalga boyuna sahip olan lazerdir. Sert ve yumuşak doku müdahalelerinde kullanılabilir.<sup>50</sup> Ho:YAG lazerler kök-kanal sterilizasyonu ve apikal cerrahide kullanılmaktadır.<sup>50,51</sup>

***Neodymium: yttrium-aluminum-garnet lazer (Nd: YAG lazer):***

Dalga boyu 1064 nm olan ve elektromanyetik spektrumun yakın kızılötesi kısmında yer alan bir kristal lazerdir. Bu lazer 1964 yılında Geusic tarafından geliştirilmiştir.<sup>52</sup> Fiber uçlarıyla temaslı veya temassız olarak şekilde kullanılabilirler. Temassız olarak kullanımlarında penetrasyon derinliği birkaç mm olacağından aft tedavisinde, hemostaz sağlamak ve pulpal hassasiyeti gidermek amacıyla

kullanılabileceği belirtilmiştir. Nd:YAG lazerler suda ve hidroksiapatitte iyi absorbe olamamaktadırlar. Buna karşın melanin ve hemoglobin tarafından yüksek derecede absorbe edilirler.<sup>33</sup>

Suda ve hidroksiapatitte iyi absorbe olamadığından diş sert dokularında iyi absorbe olamaz ve daha derin dokulara kadar penetre olurlar. Nd:YAG lazer uygulama moduna bağlı olarak oral dokularda 0,5 ile 4 mm'ye kadar penetre olabilmektedirler.<sup>52</sup> Nd:YAG lazer dokuya uygulandığında enerjisinin yaklaşık % 90'ını suyun içerisinde kaybetmektedir. Çoğunlukla organik dokularda daha fazla absorbe edilmekte ve penetrasyon derinliği dokunun tipine bağlı olarak değişmektedir.<sup>53</sup>

Nd:YAG lazerin diş hekimliğinde ilk uygulaması Myers ve Myers<sup>54</sup> tarafından Nd:YAG lazer ile çürük lezyonlarının kaldırılma girişimidir. Myers<sup>55</sup> Nd:YAG lazer ile periodontal cerrahi amaçlı araştırmalar da yürütmüştür.

Goya ve ark.<sup>56</sup> Nd:YAG lazerin kök kanallarında uygulanmasının kök-kanal dolgusundan sonra apikal sızıntıya etkisini ve smear tabakasını uzaklaştırma etkinliğini değerlendirmişlerdir. Çalışmada kullanılan dişlerin yarısı sızdırmazlık deneyi için diğer yarısı mikroskopik inceleme amacıyla kullanılmıştır. Elde edilen bulgulara göre lazer uygulanan grup kontrol grubuna göre smear tabakasını uzaklaştırması ve apikal sızıntının azlığı açısından üstün bulunmuştur.

Harashima ve ark.<sup>57</sup> değişik parametrelerde kullanılan Nd:YAG lazerin; debris ve smear tabakasını kaldırma etkinliğini araştırmışlardır. Kök kanallarına 1W, 20 pps ve 2W, 20 pps gücünde lazer enerjisi uygulamışlardır. Kontrol grubunda ve 1W gücünde lazer uygulanan grupta smear tabakasının hâlâ var olduğu; buna karşılık 2W, 20 pps

gücünde lazer uygulamasının debris ve smear tabakasını kaldırmada etkili olduğu görülmüştür.

Bergmans ve ark.<sup>10</sup> invitro olarak Nd:YAG lazerin antibakteriyel etkinliğini incelemişlerdir. E. faecalis ile enfekte ettikleri dişlere 1,5W, 100 mj, 15Hz'lik değerlerde 4 kez 5'er saniyelik uygulamalarla toplam 20 sn lazer uygulamışlar ve sonuçlara göre Nd:YAG lazerin E. faecalis'i kök kanalından % 99,7 oranında azalttığını belirtmişlerdir.

Anjo ve ark.<sup>58</sup> kanal dolgu maddesini uzaklaştırmada geleneksel metodlarla Nd:YAG lazeri karşılaştırmışlardır. Güta perkayı kök kanallarından kaldırma yönünden aralarında istatistiksel olarak fark bulamamışlardır. Buna karşın Nd:YAG lazerin geleneksel metoda göre kanal dolgu maddesini uzaklaştırmada daha az zaman gerektirdiğini bildirmişler ve lazer uygulamasının kök kanal dolgu maddesini uzaklaştırmada etkili olduğunu ve diğer metodlara üstünlük sağlayabileceğini belirtmişlerdir.

Neto ve ark.<sup>59</sup> Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerin epoksi rezin esaslı kök kanal sealerlerinin dentine adezyonuna etkisini değerlendiren bir çalışma yapmışlardır. Çalışmadaki gruplar; % 17 EDTAC uygulanan grup ve değişik parametrelerde lazer kullanılan gruplardan oluşturmuştur. Sonuçlar kök kanal dentinine en az adezyonu % 17 EDTAC'ın sağladığı, bununla birlikte 15 Hz , 1 W ve 2 W'lik Nd:YAG uygulaması 10 Hz , 1W ve 2W kullanıma göre daha yüksek adezyon sağladığını belirlemişlerdir. Aynı şekilde Er:YAG lazerin 16 Hz'lik uygulamaları 8 Hz'e göre sealerların dentine adezyonunu arttırdığını bulmuşlardır. Lazerlerin frekansındaki artışın kök kanal sealerlarının dentine adezyonunu arttırdığını ortaya koymuşlardır.

***Erbium lazerler (Er:YAG , Er,Cr:YSGG) :***

Erbium lazerler günümüz diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan lazer çeşididir.

***Erbium: yttrium-aluminum-garnet lazer (Er: YAG lazer):***

Elekromanyetik spektrumun yakın ve orta kızılötesi bölümünde bulunan ve 2940 nm dalga boyuna sahip olan lazerlerdir. Erbium iyonları ile karıştırılmış yttrium aluminium garnet kristalinden oluşmaktadırlar. Er:YAG lazer, suda ve hidoksiapatitte absorpsiyonu en yüksek lazer olmasına bağlı olarak yumuşak dokuların su içeriğinin yüksek olması bu dokularda geniş uygulama olanağı bulmuştur.<sup>33,34</sup>

Günümüzde Er:YAG lazerler, atım aralığı 50-1000 µsn arasında değişen kısa atım süresiyle maksimum atım gücüne erişmesiyle dokularda termal hasar oluşturmadan çalışabilirler.<sup>33,34,60</sup> Er:YAG lazerin enerjisi dokudaki su ve su içeren organik yapılar tarafından soğurulur. Bunun sonucunda moleküllerdeki ani ve aşırı ısınma ile mikro patlamalar meydana gelir. Bu esnada dokular arasındaki bağlar çözünür ve doku ortamdan buharlaşarak uzaklaşır.<sup>61-65</sup>

Er :YAG lazer restoratif diş hekimliğinde; minenin pürüzlendirilmesinde, kavite preparasyonunda, çürüğe karşı direncin arttırılmasında, eski kompozit restorasyonların uzaklaştırılmasında kullanılabilirler. Endodontide ise kök kanalından smear tabakasının uzaklaştırılmasında, kök kanal dezenfeksiyonunda, kök kanal preparasyonu gibi kök kanal tedavisinin birçok aşamasında kullanılabilirler.<sup>63,66-71</sup>

Mehl ve ark.<sup>72</sup> Er:YAG lazerin kök kanallarında bakteriyel etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında diğer lazer sistemlerinden farklı olarak çeşitli bakteri türleri üzerine daha etkili antimikrobiyal etki gösterdiğini ortaya koymuştur.

Perin ve ark.<sup>73</sup> kök kanal dezenfeksiyonu için % 1'lik NaOCl'e karşı Er:YAG lazerin antimikrobiyal etkisini karşılaştırmışlardır. Er:YAG lazerin ve NaOCl solüsyonunun tüm mikroorganizmalara karşı etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Picoli ve ark.<sup>74</sup> Er:YAG lazer ve EDTAC'nın farklı kök kanal sealerlarının dentine adezivliği üzerine etkisini araştırmışlardır. Kalsiyum hidroksit içerikli farklı sealerların adezivliğini arttırmada Er:YAG lazerin EDTAC kadar etkili olduğunu bulmuşlardır.

***Erbium, Chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet lazer (Er,Cr:YSGG lazer):***

Erbiyum lazerin bu çeşidi 2780 nm dalga boyuna sahiptir. Aktif maddeleri olan erbiyum ve kromiyum üzerine itriyum, skandiyum, galyum ve garnet kaplanması ile oluşmuştur. Er,Cr:YSGG lazeri hidroksiapatit ve suda absorbe olabilmektedir.<sup>75</sup> Er,Cr:YSGG lazerler; kök kanal dezenfeksiyonunda, kök ucu kavitesinin hazırlanmasında, kompozit dolgular için mine ve dentinin asitlendirilmesinde ve smear tabakasının uzaklaştırılması gibi uygulamalarda kullanılabilirler.<sup>76-80</sup>

### **Diş hekimliğinde Lazerlerin Kullanım Alanları**

#### **Periodontal tedavide:**

Lazerler periodontolojide bakteri plağı, diş taşı ve cep eliminasyonu, gingivektomi, frenilektomi ve periodontal rejeneratif cerrahi gibi uygulamalarda

antiseptikler, antibiyotikler, el aletleri, sonik ve ultrasonik cihazların kullanımlarına ek olarak kullanılabilirler.<sup>81,82</sup> Lazerler mükemmel doku ablasyonu ve güçlü bakterisidal detoksifikasyon etkileriyle cerrahi olmayan periodontal tedavide çok iyi sonuçlar verirler. Başlangıç periodontal tedavi sonrası ve idame fazı sırasında kalıcı ceplerin tedavisinde oldukça etkili oldukları çalışmalarda gösterilmiştir.<sup>83,84</sup>

### **İmplant uygulamalarında:**

Lazerler implant tedavilerinde implantın hemen yerleştirileceği zaman çekim sonrası soketin dezenfeksiyonunda, periimplantitis tedavisinde titanyum yüzeylerin detoksifikasyonunda kullanılmaktadırlar.<sup>85</sup> Ayrıca rehber aparey eşliğinde implant kavitesi hazırlanmasında da kullanılırlar.<sup>86</sup>

### **Ortodontide lazer uygulamaları:**

Ortodontide lazerler; gömük dişlerin üzerine braket yapıştırılmasında, mukoza eksizyonu ve minenin pürüzlendirilmesinde kullanılmaktadır. Rutin braketleme öncesinde mine pürüzlendirmesi ve braket sökümünde kompozitlerin uzaklaştırmasında uygulanmaktadırlar.<sup>87,88</sup>

### **Cerrahide lazer kullanımı:**

Oral cerrahi uygulamalarında yumuşak doku eksizyonları ve çeşitli yumuşak doku lezyonlarının tedavisinde lazerlerden yararlanılmaktadır.<sup>89</sup> Bunun yanı sıra osteotomiler, gömük diş operasyonları ve apikal rezeksiyonda çeşitli lazer sistemleri kullanılabilir.<sup>90-92</sup>

### **Protetik diş tedavisinde:**

Protez stomatitinin tedavisi, rezidüel kret düzeltilmesi, tüber çıkıntılarının düzeltilmesi, torus azaltılması, yumuşak dokuya ve kemiğe müdahale ile kuron boyu uzatma, seramik kuronların yüzey pürüzlendirilmesi gibi amaçlarla protetik tedavide lazerler kullanılabilir. <sup>93</sup>

### **Konservatif diş hekimliğinde lazerler:**

Çeşitli lazer sistemlerinden konservatif diş hekimliğinde; diş çürüğünün teşhisi, koruyucu diş hekimliği uygulamaları, kavite preparasyonu, çürüğün uzaklaştırılması, kavite sterilizasyonu, dentin duyarlılığının giderilmesi, diş beyazlatılması ve kompozitlerin polimerize edilmesi gibi birçok alanda yararlanılmaktadır. <sup>94-99</sup>

### **Endodontide lazer kullanımı**

#### **Dental pulpa vitalitesinin tespiti:**

Pulpa dokularının kan akımını değerlendirme ve ölçmede non invaziv bir metod olarak kullanılan Lazer Doppler flowmetre (LDF) cihazının çalışma prensibi pulpa dokusundaki kırmızı kan hücrelerinin akımındaki değişikliğinin kaydına dayanır. <sup>6,100</sup> Lazer ışını diş yüzeyine doğru bir fiber optik probe ile doğrultulur ve gönderilen lazer ışınının yansıyan değerlerinin monitörize edilmesi sonucu pulpanın canlı olup olmadığı sonucuna varılır. Bu cihaz ile her dişin pulpasının canlılığının saptanması güçtür, çünkü mine ve dentin dokusunun kalın olduğu arka dişler grubunda gönderilen lazer ışınının yansımından elde edilen değerler her zaman doğru sonuçlar vermemektedir. Ancak mine ve dentin dokusunun nispeten ince olduğu ön dişlerde pulpa canlılık testleri için LDF cihazının kullanımı güvenilir sonuçlar verebilmektedir. <sup>101,102</sup> Yapılan bir araştırmada LDF'nin, travmaya uğrayan dişlerde pulpanın canlılığını değerlendirmede elektrikli ve termal testlere göre daha güvenilir bir tanı yöntemi olduğu

vurgulanmıştır.<sup>103</sup> LDF için kullanılan lazerler genellikle 1 veya 2 mW gibi düşük güç seviyesindedir ve bu metod uygulandığı zaman pulpa yaralanması rapor edilmemiştir.<sup>100</sup>

### **Dentinal hipersensivitenin tedavisi:**

Dentinal hipersensivite; yanlış diş fırçalama, dişeti çekilmesi, uygun olmayan diyet ve diğer faktörlerden meydana gelebilir. Ağrı duyarlılığı genellikle kök yüzeyi üzerinde sonlanan smear tabakası ile kaplanmamış dentinal tübüluslarla ilişkili olduğu kabul edilmiştir. Dentinal hipersensivite tedavisi yönteminin pulpaya irritan olmaması, hızlı etki göstermesi, uzun süreli etkili olması ve kolay uygulanabilmesi gerekmektedir. Şimdiye kadar tedavi seçeneklerinin çoğu bu kriterleri sağlamada başarısız olmuştur. Tedavi için kullanılan lazerler 2 gruba ayrılmıştır. Bunlar: Düşük çıkış güçlü lazerler (He-Ne and GaAlAs lazerler) ve orta çıkış güçlü lazerlerdir (Nd:YAG ve CO<sub>2</sub>).<sup>100</sup>

Dentin hassasiyetinde He-Ne lazer ışını aksiyon potansiyelini etkileyerek, CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazer dentin tübüllerini tıkayarak ve daraltarak etki gösterirler. Lazerlerin hipersensivite üzerine etkinliğinin diğer metodlardan daha yüksek olduğu, ancak şiddetli vakalarda ise az olduğu tespit edilmiştir.<sup>100,104</sup>

### **Vital pulpa tedavilerinde lazer kullanımı:**

Kök ucu kapanmamış kalıcı dişlerde devitalizasyon ve kök kanal tedavisi kök ucu tam oluşuncaya ve kapanıncaya kadar tavsiye edilmez. Bu yüzden endodontik tedavi seçenekleri kalsiyum hidroksit ile dressing (pansuman) ve pulpatomiye içerir. Bu prosedürler için lazer kullanılırsa dokuyu vaporeze ve koagule etmek ve küçük kan damarlarını tıkmak daha kolay olacaktır. Dahası tedavi edilmiş yara yüzeyi sterilize

edilmiş olacaktır.<sup>100</sup> Lazer cihazları vital pulpa tedavilerinde pulpadaki kanamanın kontrolü, dezenfeksiyon, sterilizasyon ve kalan pulpa hücrelerinin uyarımını sağlamaktadır.<sup>6</sup>

Melcer ve ark.<sup>105</sup> ilk olarak, dentin köprüsü oluşumunu sağlamak için köpeklerde CO<sub>2</sub> lazer kullanarak ekspoze pulpa dokularının lazerle tedavisini tanımlamışlardır. Moritz ve ark.<sup>106</sup> CO<sub>2</sub> lazerin insan dişlerinde direkt pulpa kapaklamasında etkinliğini değerlendirmek için yaptıkları bir çalışmada, kontrol grubu olarak yalnızca kalsiyum hidroksit uyguladıkları grubu önce lazer ardından kalsiyum hidroksit kullandıkları gruba karşılaştırmışlardır. Lazer uygulanan grupta iki yıl sonraki başarı oranı % 93 iken, kontrol grubunda bu oranın % 68 olduğunu rapor etmişlerdir. Bulguları dahilinde CO<sub>2</sub> lazerin direkt pulpa kapaklamasında başarıyı artırmada yardımcı olabileceğini belirtmişlerdir.

Odabaş ve ark.<sup>14</sup> formakrezol pulpatomisi yöntemi ile Nd:YAG lazer kullanılarak yapılan pulpatominin klinik, radyografik ve histopatolojik etkilerini karşılaştırmışlardır. Lazer grubundaki dişlerde klinik başarı oranı % 85,71 ve radyografik başarı oranının % 71,42 olduğunu tespit etmişlerdir. Formakrezol grubunda ise 12.ayda klinik ve radyografik başarı oranının % 90,47 olduğunu ve tüm bu sonuçlara göre lazer ve formakrezol grubunda klinik ve radyografik başarı açısından istatistiksel farklılığın olmadığını ortaya koymuşlardır.

Toomarian ve ark.<sup>107</sup> köpeklerin dişlerinde formakrezol pulpatomisi ile Er,Cr:YSGG lazerin etkilerini karşılaştırdıkları bir çalışmada pulpatomiden 7 gün sonra lazer ile tedavi edilmiş örnekler; odontoblastik tabakanın devamlılığı, hemorajinin varlığı, inflamasyonun miktarı, doku nekrozu, internal rezorpsiyon, vaskülarizasyonun

seviyesi ve absenin boyutuna göre histolojik olarak önemli derecede pozitif sonuçlar vermiştir. Benzer sonuçlar formakrezol pulpatomisinden 60 gün sonra da gözlemlenmiştir.

Pulpa kapaklaması ve pulpatomide lazer kullanımı için: uygun parametreler seçilmesi gerektiği ve lazer enerjisi çok güçlü olduğu zaman tedavinin başarısız olabileceği belirtilmiştir.<sup>100</sup>

### **Lazerin kök kanalı dentin duvarına etkisi:**

Endodontik instrumentasyon esnasında kök kanal duvarlarında smear tabakası adı verilen bir tabaka oluşur. Dentinin geçirgenliğini azaltan ve tübüsların tıkanmasına neden olan bu tabakanın lazer kullanılarak uzaklaştırılabileceği bildirilmiştir.<sup>6,108</sup>

Lazer uygulaması lazerin tipine, ışınlama zamanına, enerji moduna ve diş dokusuna bağlı olarak kimyasal ve morfolojik değişikliklere neden olabilir.<sup>7,56</sup> Kök kanal duvarlarından smear tabakası ve debrisin uzaklaştırılmasında çeşitli lazerlerin etkinliği araştırılmıştır.<sup>62,109-112</sup> Lazerlerin uygun parametreleri kullanıldığı zaman debris ve smear tabakasının etkili bir şekilde uzaklaştırılabileceği görülmüştür.<sup>113</sup>

### **Kök kanallarının şekillendirilmesi:**

Kök kanalının şekillendirilmesi endodontik tedavinin önemli bir aşamasıdır. Kök kanal şekillendirmesi; organik dokuların kaldırılmasına, irrigasyona imkân verir ve kanal dolgusu için uygun alan oluşturur. Fiber uçlara sahip lazerler kök kanallarındaki dentini kaldırmak ve kök kanallarını şekillendirmek için uygulanabilmektedir. Bu uçların çapı 200-400 µm ve 20-40 nolu eğelere eşdeğerdir.<sup>6</sup>

Birçok araştırmacı lazerin tek başına değil de kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında geleneksel yöntemlerle beraber kullanılmasının daha etkili bir temizleme ve şekillendirme sağladığını öne sürmüştür.<sup>11,114</sup>

#### **Kök kanallarının sterilizasyonunda:**

Pulpal ve periapikal hastalıkların gelişmesinde ve devamında mikroorganizmaların rolü çok fazladır.<sup>6,115</sup> Çeşitli kök-kanal şekillendirme teknikleri, irrigasyon solusyonları ve kanal içi ilaçları içeren birçok uygulama kök kanallarındaki mikroorganizmaları yok etmek için kullanılırlar.<sup>116-118</sup> Nd:YAG, Argon, Diode, CO<sub>2</sub> ve Er:YAG gibi lazerlerin kök kanallarının sterilizasyon etkinlikleri birçok araştırmada kanıtlanmıştır.<sup>100</sup>

McKinley ve Ludlow<sup>119</sup> kök kanallarında lazerlerin kullanımı esnasında bakterileri içeren dumanı solumanın hasta ve müdahale ekibi için tehlike oluşturabileceğini tespit etmişlerdir. Enfeksiyon yayılımının önlenmesi amacıyla yüz maskesinin yeterli olmadığını, en etkili yöntemin güçlü aspirasyon sistemiyle ortamdaki dumanı kaldırmak olduğunu belirtmişlerdir.

Tüm lazerler yüksek güçte bakterisit etkiye sahiptirler. Lazerlerle kök kanallarının sterilizasyonu, periodontal dokularda termal yaralanmaya sebep olabileceğinden uygun lazer parametreleri seçilmelidir.<sup>100</sup> Yapılan bazı araştırma sonuçları, uygun parametrelerde lazerlerin kullanımının enfekte kök kanallarındaki mikroorganizmaları ortadan kaldırdığını göstermiştir.<sup>120-122</sup>

#### **Kök kanallarının doldurulmasında:**

Kök kanal dolgu maddesi olarak kullanılan güta perkanın lazerlerle yumuşatılarak kök kanallarının doldurulması bazı araştırmalara konu olmuştur.

Maden ve ark.<sup>123</sup> Nd:YAG lazer ile yumuşatılmış güta perka ile lateral kondensasyon tekniği ve sistem B tekniğini apikal sızıntı yönünden karşılaştırmışlardır. Çalışmadan elde ettikleri bulgulara göre deney grupları arasında apikal sızdırmazlık açısından istatistiksel olarak fark olmadığını belirtmişlerdir.

Anic ve Matsumoto<sup>124</sup>, yaptıkları bir in vitro araştırmada CO<sub>2</sub>, Argon ve Nd:YAG lazerlerle yumuşatılmış güta perkanın kök kanalını tıkama yeteneğini karşılaştırmışlardır. Argon ve CO<sub>2</sub> lazerlerin güta perkada iyi derecede yumuşatma sağladıklarını, ancak lazer aygıtlarının tüm kök kanal dolgusunu sağlamada yetersiz olduklarını tespit etmişlerdir. Ayrıca güta perkanın apikal bölümünü sadece argon lazerin yumuşatabildiğini bildirmişlerdir.

### **Kök kanal dolgusunun yenilenmesinde:**

Çeşitli lazer tiplerinin kök kanal tedavisinin yenilenmesinde güta perka kök kanal dolgu maddesinin çıkarılmasında etkinlikleri araştırılmıştır.

Tachinami ve Katsuumi<sup>12</sup> Er:YAG lazerin kök kanal dolgu maddesini uzaklaştırma etkinliğini incelemişler ve bu lazer uygulaması ile güta perkanın etkili bir şekilde uzaklaştırıldığını ve enerji seviyesindeki artışla uygulama süresinin kısaldığını ortaya koymuşlardır.

Viducic ve ark.<sup>125</sup> kök kanallarından güta perkayı kaldırmada Nd:YAG lazeri çözücülerle ve çözücüsüz olarak kullandıkları çalışmalarında, tek başına lazer uygulamasının güta perkayı yumuşatmada etkili olduğunu ve çözücü kullanımının

işlemin süresi ve kök-kanal duvarlarında kalan gütta perka açısından önemli katkı sağlamadığını belirtmişlerdir.

#### **Kök ucu kavitesi hazırlanmasında:**

Oliviera ve ark.<sup>126</sup> Er:YAG ve Nd:YAG lazerler ile retrograd kavite preparasyonu ve apisektomiden sonra kesme yüzeyinin marjinal permeabilitesini metilen mavisi kullanarak değerlendirmişlerdir. Boya penetrasyon analizi sonuçları lazer gruplarında kontrol grubuna göre daha az sızıntı meydana geldiğini göstermiştir.

Karlovic ve ark.<sup>127</sup> bir in vitro çalışmada, Er:YAG lazer ve ultrasonik aletle retrograd kavite açmışlar ve farklı retrograd dolgu maddeleriyle bu kaviteyi doldurarak sızıntı etkinliğini değerlendirmişlerdir. Er:YAG lazerle prepare edilmiş kaviteyi ultrasonikle açılmış kavitelere göre tüm retrograd dolgu maddeleri için daha az mikrosızıntı değeri gösterdiğini belirlemişlerdir.

#### **Diş beyazlatmada (Bleaching):**

1980'lerin başından beri ısı lambaları ve ısıtılmış spatül, hidrojen peroksitin beyazlatma işlemini hızlandırmak için ısı kaynağı olarak kullanılmışlardır. Zamanla bu amaçla enerji kaynağı olarak blue coloured halogen curing lamps, infrared CO<sub>2</sub> lazerler, blue coloured plasma arc lamps, argon lazer ve 980 nm GaAlAs lazer kullanılmıştır.<sup>128</sup> Lazer ile beyazlatma hızlı ve güçlü beyazlatma sağlayan bir tekniktir. Lazerin ışınlama miktarı çevre dokularda termal hasara yol açabilecek ısı artışına yol açabilir.<sup>6</sup>

Luk ve ark.<sup>129</sup> infrared light, halogen curing light, argon ve CO<sub>2</sub> lazeri, beyazlatma etkinliği ve diş yüzeyinde meydana getirdiği ısıl değişiklikler açısından değerlendirmişlerdir. Lightların uygulaması bleaching materyallerinin beyazlatma

etkinliğini arttırdığını ancak iç ve dış diş yüzeyinde önemli ısı artışına neden olduğunu bulmuşlardır. Bununla beraber CO<sub>2</sub> lazer ve IR'nin en yüksek ısı artışına neden olduğunu belirlemişlerdir.

Eldeniz ve ark.<sup>130</sup> diode lazer, light curing ünitlerinin uygulaması sırasında intrapulpal ısı artışını ölçmüşlerdir. Diode lazer, bleaching prosedürü boyunca diğer curing ünitlerinden daha yüksek ısı artışına neden olmuştur.

### **Diş kırıklarının önlenmesinde:**

Pulpasız dişlerin, pulpalı dişlere göre kırılmaya karşı daha yatkın oldukları düşünülür. % 38'lik Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F ile lazerin kombine uygulamasının dişleri kırılmaya karşı dirençli hale getirdiği görülmüştür.<sup>25</sup> Atımlı Nd:YAG, CO<sub>2</sub> ve Argon lazerler bu amaçla kullanılabilirler.

### **Diş hekimliğinde Lazer Kullanımı Sırasında Oluşabilecek Zararlar Ve Alınacak Önlemler:**

Lazerler meydana getirebileceği potansiyel zararlara göre American National Standarts Institute (ANSI) tarafından 4 sınıfa ayrılmıştır. Bu sınıflandırmada lazer ışığının gücü, dalga boyu ve uygulama süresi dikkate alınmıştır.

**Class 1;** Direkt olarak bakılması önerilmeyen, güvenli görülebilir dalga boyunda ışık yayan 0,4 mW gücün altındaki lazerler (Diode lazer) bu sınıfa girer.

**Class 2;** Yüksek sıklıkta tekrarlanabilir darbeli lazer cihazları ve görülebilir dalga boyunda ışık yayan 1 mW gücündeki lazerler (Helyum-Neon lazer gibi) bu sınıfa girer. Uzun periyotlarla ve direkt olarak ışığa bakılmadığı takdirde zarar oluşturmazlar.

**Class 3;** Doğrudan veya yansıyan ışıklara bakılmasında tedbir alınması gereken orta dereceli enerjiye sahip lazerlerdir. İki alt sınıfa ayrılırlar. *Class 3 a;* Göze zarar verebilen 1,0-5,0 mW güçleri arasındaki lazerleri (Helyum-Neon lazer) içerirler. Korumasız doğrudan gözle bakılmaması gereken lazerler bu gruba girerler.

*Class 3 b;* 25 saniyeden daha uzun süre çıplak gözle direkt olarak bakılırsa zararlı olan lazerlerdir. Bazı oftalmik lazerler bu sınıfa girerler.

**Class 4;** Tüm yüksek güçlü cerrahi ve diğer kesici lazerler bu sınıfa girer. Oral ve maksillofasial cerrahi ve diş hekimliğinde kullanılan tüm cerrahi lazerler bu sınıfa dahildir. Bu sınıftaki lazerlerin ürettiği ışınların yansıyan kısımları dahi göz için tehlikelidir. Yeterli düzeyde emniyet tedbirlerinin alınması gerekir. 0,5 watt'dan daha yüksek güce sahip lazerlerdir.<sup>131,132</sup>

Lazerler birçok faydalı işleve sahip olmasına rağmen dikkatli kullanılmadığı zaman ve gerekli önlemler alınmadığı takdirde hasta, hekim ve sağlık ekibi açısından ciddi problemler oluşturabilirler.

Lazerlerin oluşturabileceği zararlar iki kısımda incelenebilir. Bunlar primer ve **sekonder** zararlardır:

### **Primer zararlar**

Direkt lazerden kaynaklanan gözü ve deriyi etkileyen zararlardır.

### **Göze etkileri**

Gözde oluşabilecek hasarlar lazer ışınının direkt göze gelmesiyle, ya da ayna benzeri parlak yüzeylere çarparak göze gelmesi sonucu ortaya çıkar. Diş hekimliğinde kullanılan pek çok alet hasta ve hekimi tehlikeye sokacak bu tür yansımalara neden olabilecek türdendir. Lazer kullanımı sırasında gözde oluşabilecek yaralanmaların başında retina ve kornea tabakasının yanması gelmektedir. Retinal hasar 400 ila 1400 nm dalga boyları arasında meydana gelmektedir. Düşük yoğunluklarda bile retinada hasar meydana gelmesi, lens ve korneanın ışını odaklama özellikleri yüzündendir. Bu tür kazalar kalıcı körlüklerle sonuçlanabilmektedir.<sup>133</sup>

### **Deriye etkileri**

Lazer uygulamasına bağlı olarak deride yaralanmalar meydana gelebilir. Lazer enerjisinden kaynaklanan ısıya bağlı olarak deride çeşitli derecelerde eritem, ülserasyon ve kabuklaşma meydana gelebilir. Deri hasarları operasyon alanında lazer ışınını yansıtacak materyal olmadıkça lazerin odaklandığı yer dışında nadiren ortaya çıkar.<sup>134</sup>

### **Sekonder zararlar**

Lazer kullanımına bağlı olarak meydana gelen indirekt zararlarıdır.

#### **a ) Elektriksel zararlar**

Lazerler yüksek voltajlar ve güçlü elektrik akımı kullanırlar. Dolayısıyla istenilen gücü elde etmek için yüksek voltaj sistemleri kullanılması sonucu elektriksel tehlikeler ortaya çıkabilir. Bu tehlikeler; Elektrik çarpması, elektriksel yangın tehlikeleri ve patlama şeklinde sınıflandırılabilir.<sup>131,133,134</sup>

#### **b) Kimyasal zararlar**

Kimyasal zararlar; lazer cihazının yapısında bulunan materyale bağı olarak ortaya çıkabilmektedir. Excimer lazer gibi bazı lazerler toksik gazlar içerirler. Lazer cihazında herhangi bir sızıntı meydana gelirse zararlı gazlar hava yolu aracılığıyla hasar meydana getirebilirler.<sup>131,134</sup>

### c) Çevresel zararlar

Lazer kullanılan alanlarda bulunan yanıcı ve patlayıcı maddeler kaza sonucu lazer ışınıyla karşılaşırsa kolayca tutuşabilir. Bu nedenlerle bu alanlarda tutuşmayan malzemelerin kullanılması önerilmektedir. Kâğıt ürünler, plastik maddeler, ölçü maddeleri ve rezinler, oksijen, etanol dış hekimliğinde kullanılan ve tutuşabilecek malzemelerdir.<sup>131,133,134</sup>

### **Lazerlerin güvenli kullanımı için alınması gereken önlemler:**

- 1) Lazeri kullanacak tüm sağlık ekibi gerekli kullanım eğitimini almış olmalıdır.
- 2) Kullanılacak lazerin parametreleri çok iyi bilinmelidir.
- 3) Lazerler mümkün olduğunca üretici firmanın belirlediği parametrelerde kullanılmalıdır.
- 4) Lazer ışınına direkt bakılmamalı ve yansıyan ışınlarla gözlerin maruz kalmaması için lazere uygun lazer gözlüğü takılmalıdır (örneğin; Argon: amber, CO<sub>2</sub>: açık renk, Nd:YAG lazer için : yeşil renk gözlük).
- 5) Çalışılan alanda lazer ışını yansıtacak malzemeler var ise bunlar ortamdan uzaklaştırılmalıdır.
- 6) Cildin zarar görmemesi için lazer ışığının önünden geçilmemelidir.
- 7) Lazer uygulama odasının kapısına uyarıcı levhalar asılmalıdır.
- 8) Lazerle çalışılan ortamın havalandırması ve yalıtımı çok iyi olmalıdır.

- 9) Lazer cihazları yüksek voltajla çalıştıkları için oluşabilecek yangın riskine karşı tedbirli olunmalıdır.
- 10) Hastada termal hasar meydana gelmemesi için cildinin üzeri cerrahi örtülerle kaplanmalıdır.
- 11) Lazer ışığına gözlüksüz bakılmayacağı gibi herhangi bir büyütücü ile de bakılmamalıdır.<sup>131,132,135</sup>

### Dentin

Dentin, mineralize bir bağ dokusu olup, % 70 inorganik, % 20 organik ve % 10 sudan oluşmaktadır. Temel inorganik yapı hidroksiapatit ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) kristallerinden meydana gelir, organik yapının ise % 91'ini kollojen oluşturur.<sup>136</sup> Dentin dokusunda bulunan hidroksiapatitin kristal yapısının mineye göre daha küçük olduğu, daha düşük kalsiyum ve karbonat içeriğine sahip olduğu belirtilmiştir.

**Tablo 2:** Dentinin inorganik bileşenleri

Bileşen	% Ağırlık
Kalsiyum	26.9
Fosfor	13.2
Karbonat	4.6
Magnezyum	0.8
Sodyum	0.6

Küçük kristal boyutu, düşük kalsiyum ve yüksek karbonat içeriği ile dentin dokusu yüksek çözünülebilirlik ve iyonik değişim potansiyeline sahiptir. Dentinin ana inorganik yapısını kalsiyum, fosfor, karbonat, sodyum ve magnezyum oluşturmaktadır (Tablo 2). Bununla beraber çinko, demir, bakır gibi elementler de eser miktarda bulunmaktadır.<sup>137</sup>

Dentin yapısını oluşturan hidroksiapatit kristalindeki kalsiyumun fosfora oranı kristal ve anatomik yapıya da bağlı olarak yaklaşık 1,67 M dir. Bu orandaki herhangi bir değişim inorganik bileşenlerin oranını da değiştirerek dental materyallerin sert dokulara adezyonunu etkileyebilir. Ayrıca dentinin çözünürlüğünü ve geçirgenliğini değiştirmektedir.<sup>138,139</sup>

### **Kök Kanal Tedavisinin Dişlerin Kırılma Direnci Üzerine Etkisi**

Kök kanal tedavisi uygulanmış bir dişin kırılmaya karşı vital dişe göre daha yatkın olduğu yönünde genel bir görüş vardır. Kök kanal tedavi uygulanmış dişler, mevcut kuron yapısının önemli bölümünü, endodontik tedavi için açılan giriş kavitesi ve çürük nedeniyle kaybetmiş olabilirler, bu nedenle kanal tedavisinden sonra kalan diş yapısı, çiğneme kuvvetlerine karşı dirençsiz hale gelir.<sup>16,17</sup>

Pulpanın çıkarılması ve kök kanal preparasyonundan sonra dentinin anatomik, biyokimyasal ve biyomekanik özelliklerinde geri dönüşü olmayan değişiklikler meydana gelmektedir. Bu değişiklikler dişin kırılma olasılığının artması ve dişin şeffaflığının azalması gibi klinik bulgulara neden olur. Çalışmalar kanal tedavisi görmüş dişte; geriye kalan diş yapısının estetik ve fiziksel özelliklerinin değişmesi, ayrıca diş yapısında madde kaybı gibi değişiklikler oluştuğunu göstermiştir.<sup>136</sup>

### **Dişin fiziksel özelliklerindeki değişiklikler:**

Kök kanal tedavisinden sonra geriye kalan diş yapısının fiziksel özelliklerinde geri dönüşümsüz değişiklikler meydana gelmektedir. Dentinde meydana gelen su kaybının dişlerin dayanıklılığında ve sertliğinde azalmaya yol açtığı belirtilmiştir.<sup>136</sup>

### **Diş yapısında meydana gelen madde kaybı:**

Kök kanal tedavisi uygulanan dişlerde görülen direnç kaybının, direkt olarak kök kanal tedavisinin bir sonucu olmadığı, bu durumun asıl nedeninin kural diş yapısında meydana gelen madde kaybı olduğu belirtilmiş ve endodontik giriş kavitesinin, pulpa tavanındaki kural dentin tarafından sağlanan yapısal devamlılığı bozduğu ve dişin fonksiyon altında daha çok esnemesine neden olduğu bildirilmiştir.<sup>136</sup>

### **Nem kaybının dişin kırılabilirliği üzerine etkisi:**

Gutmann<sup>140</sup> kural dentinin nem içeriğinin ortalama % 13,2 olduğunu belirtmiştir. Kural dentin, kök dentininden iki kat fazla sayıda tübüle sahiptir. Daha az sayıda tübül, daha fazla inorganik substrat ve intertübüler dentin içermesi nedeniyle kök dentininde daha az nem vardır. Ayrıca kanal tedavisi uygulanmış dişlerdeki nem kaybının geri dönüşümsüz olduğunu bildirmiştir. Kanal tedavili dişlerde dentinde kollajene bağlı suyun vital dişlere göre daha az olduğu gösterilmiştir.<sup>18,140</sup>

Nemini kaybetmiş dişlerin esnekliklerini kaybettiklerini ve bu örneklerin kırılmaya karşı dirençlerinin daha az olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur.<sup>141,142</sup> Başka bir çalışmada ise nemini kaybeden ve kaybetmeyen dişlerin fiziksel testlerde elastikiyet modülünde sertlik ve kırığa karşı dayanıklılığında bir farklılık gözlenmemiştir.<sup>143</sup>

## MATERYAL VE METOD

Çalışmamızda, 30-40 yaş arası bireylerden elde edilen, 126 adet periodontal ve protetik nedenlerle çekilmiş, çürüksüz alt küçük azı dişleri kullanıldı. Dişlerin seçiminde çürük bulunmaması, internal yada eksternal kök rezorpsiyonunun olmaması, boyutsal açıdan birbirine yakın olan dişlerin olması dikkate alındı. Dişlerin üzerindeki sert ve yumuşak eklemler periodontal küret yardımıyla temizlendi. Dişler deney başlangıcına kadar 37 °C'de distile su içerisinde bekletildi. Bekleme solüsyonu haftalık periyotlarla değiştirilerek dişlerin taze olarak saklanması sağlandı. Çalışmamızda kullanılacak dişlerden bukko-lingual ve mezio-distal yönde periapikal radyografiler alınarak kalsifikasyon gözlenmeyen dişler çalışmaya dahil edildi. Ayrıca dişler x25 büyütmede bir stereomikroskop (Novex, Holland) altında incelenerek çatlak ve yarık gösteren dişler çalışmamıza alınmadı. Çalışmamız iki aşamalı olarak gerçekleştirildi. Bu nedenle çalışmamızda kullanılacak dişlerin 36 tanesi iki farklı tip lazer uygulaması sonucunda mineral içeriği tespitinde kullanılmak üzere, 90 adet diş ise iki farklı tip lazer uygulamasını takiben dişlerin kırılma direnci açısından değerlendirmek amacıyla ayırt edildi. Kırılma testi için kullanılacak dişlerin mezio-distal ve bukko-lingual boyutları birbirine yakın olanlar seçildi. Çalışmamızdan 24 saat önce tüm dişler oda sıcaklığına transfer edildi.

### **Kırma Deneyinin Yapılışı İçin Dişlerin Hazırlanması**

90 adet dişin kuron ve kökleri su soğutması altında elmas separe ile mine-sement birleşiminden kesilerek, dişler 15 mm uzunlukta olacak şekilde standardize edildi. Daha sonra kök kanallarına 15 nolu bir K-tipi el eğesi (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland), ucu apekte görününceye kadar kök kanalı boyunca ilerletildi. Aletin ucu

nun foramen apikalede görüldüğü andaki kanal boyu, lastik stoper ile belirlendi ve daha sonra bu boydan 1 mm çıkarılarak çalışma boyu tespit edildi. Kök kanallarının şekillendirme işlemi K-tipi el eğeleriyle çalışma boyunda 50 numaraya ulaşıncaya kadar balanced force tekniği ile yapıldı. Tüm kanallar her ege değişimi arasında 3 ml % 5,25'lik NaOCl (Wizard, Rehber Kimya San. ve Tic, İstanbul, Türkiye) ile yıkandı ve final yıkaması 5 ml % 15'lik EDTA solüsyonu (Wizard, Rehber Kimya San. ve Tic, İstanbul, Türkiye) ve 10 ml % 5,25'lik NaOCl ile yapıldı ve kök kanalları emici paper pointler ile kurulandı. Dişler her grupta 15 diş olacak şekilde rastgele 6 gruba ayrıldı.

**Grup 1:** Kontrol grubu olan bu gruptaki örneklere hiçbir uygulama yapılmadı.

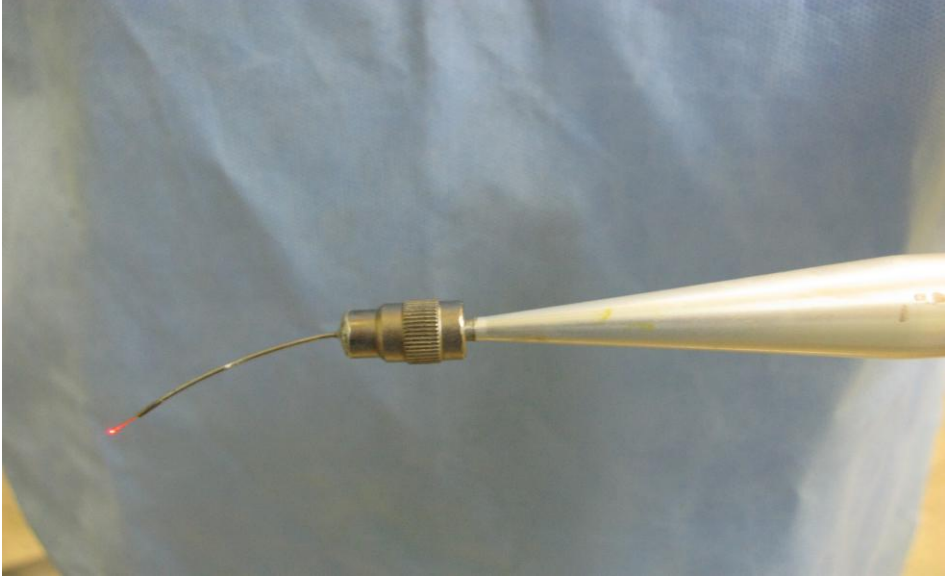
**Grup 2:** Bu gruptaki örneklerin kök kanallarına % 38'lik  $Ag(NH_3)_2F$  (Saforid RC; Bee Brand Medici Denal Co Ltd, Osaka, Japan) solüsyonu emici paper pointler ile 10 saniye süreyle yerleştirildi.<sup>144</sup> Bu süre tamamlanınca paper point kök kanalından çıkarıldı ve kök kanalına lazer uygulaması yapılmadı.

**Grup 3:** Bu gruptaki örneklerin kök kanallarına 1 W çıkış gücü, 100 mJ atım hızı, 10 Hz frekans hızı parametrelerinde 1064 nm dalga boyuna sahip Nd:YAG lazer (Smarty A10; Deka, Firenze, Italia) uygulandı (Şekil 3). 200  $\mu m$ 'lik fiber uç (Şekil 4) çalışma boyundan 1 mm kısa olacak şekilde kanal içerisine yerleştirildi. Fiber uç kesintisiz dairesel hareketlerle 10 sn boyunca apikalden kanal ağzına doğru hareket ettirildi ve tekrar apikale geri dönülerek işleme aynı şekilde devam edildi. Her bir ışınlama arasında 15 sn beklenerek bu işlem 4 kez tekrarlandı. Işınlama sonrasında kök kanalları 3 ml distile su ile yıkandı ve emici paper pointlerle kurulandı.

**Grup 4:** Bu gruptaki örneklere öncelikle grup 2'deki gibi % 38'lik  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonu uygulandı. Daha sonra kök kanalına Nd:YAG lazer uygulaması grup 3'teki gibi yapıldı.



**Şekil 3:** Çalışmamızda kullanılan Nd: YAG lazer cihazı.



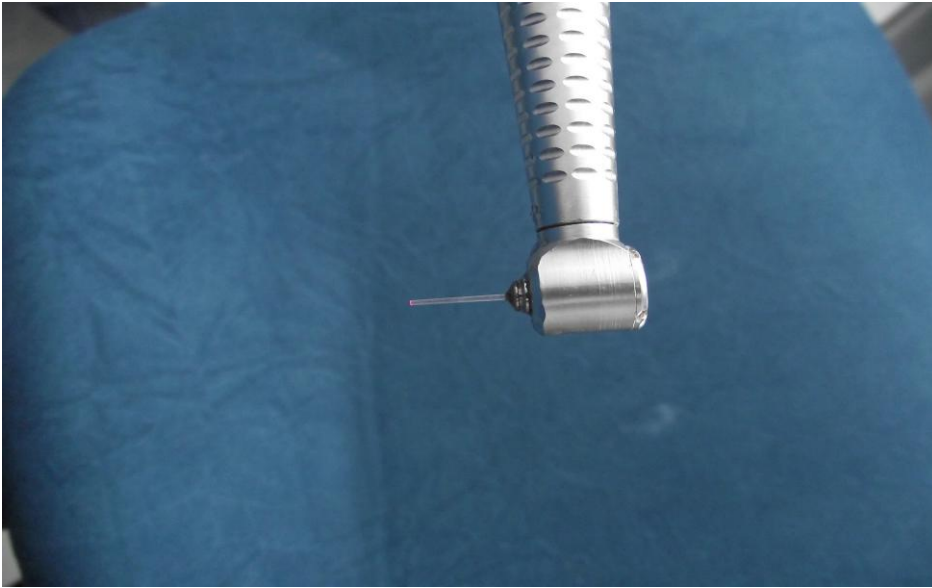
**Şekil 4:** Çalışmamızda kullanılan Nd: YAG lazerin fiber ucu.

**Grup 5:** Bu gruptaki örneklerin kök kanallarına 1W enerjili, 100 mJ atım hızlı, 10 Hz frekansında, 2940 nm dalga boyuna sahip Er:YAG lazer (Doctor Smile Erbium lazer, Lambda Scientifica, Vicenza, Italy) uygulandı (Şekil 5). 400 µm çapındaki safir uç (Şekil 6) çalışma boyundan 1 mm kısa olacak şekilde kanal içerisine yerleştirildi. Uç apikal bölgede 3 saniye aktive edildi. Takiben her biri 3 sn olmak üzere kesintisiz dairesel hareketlerle apikalden kanal ağzına doğru 4 ek lazer uygulaması daha yapıldı (Şekil 7). Böylece toplam lazer aktivasyonu 15 sn yapıldı. Daha sonra kök kanalları 3 ml distile su ile yıkanıp paper pointler ile kurulandı.

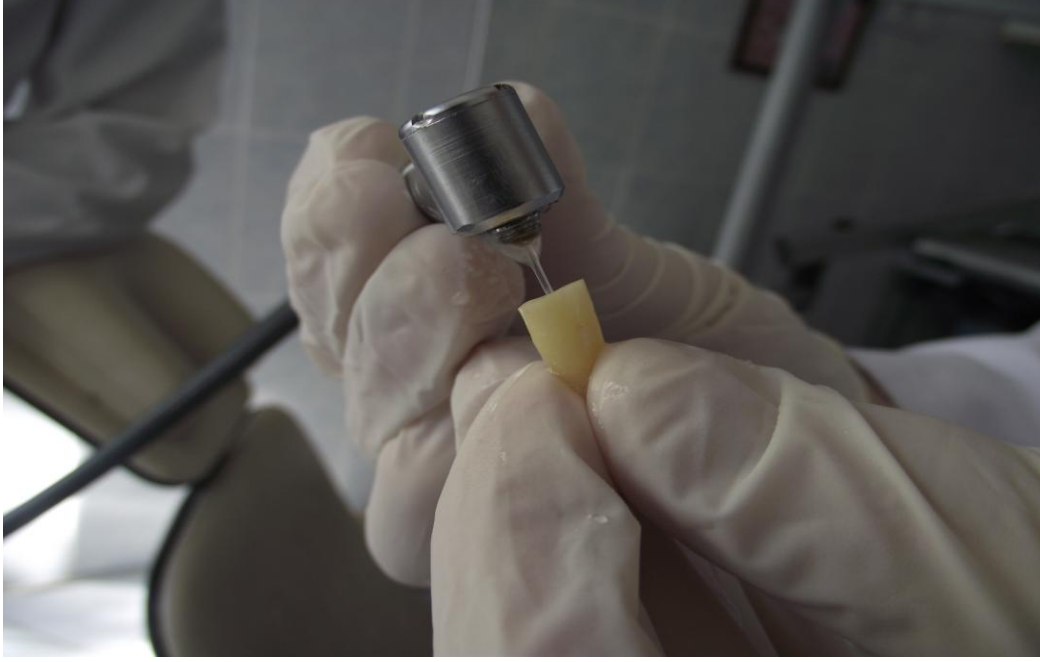
**Grup 6:** Bu gruptaki örneklere öncelikle grup 2'deki gibi % 38  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonu uygulandı ve daha sonra Er:YAG lazer grup 5'teki gibi kök kanalına uygulandı.



**Şekil 5:** Çalışmamızda kullanılan Er: YAG lazer cihazı.



**Şekil 6:** Er: YAG lazer cihazının safir ucu.



**Şekil 7:** Er: YAG lazerin kök kanalına uygulanması.

Tüm deney gruplarındaki dişlerin kök kanalları AH Plus sealer (DeTrey, Dentspy, Germany) ve güta perka konlar (Aceone-Endo, Geonggi-Do, Korea) ile lateral kondensasyon tekniği ile standart şekilde dolduruldu. Dişlerin kuronal kısımları geçici dolgu materyali Cavit G (3M ESPE, Germany) ile kapatıldı. Sealerların tamamen sertleşmesi için örnekler % 100 nemli ortamda 37<sup>0</sup> C'deki etüvde 48 saat bekletildi.

### **Kırma Deneyinin Yapılışı**

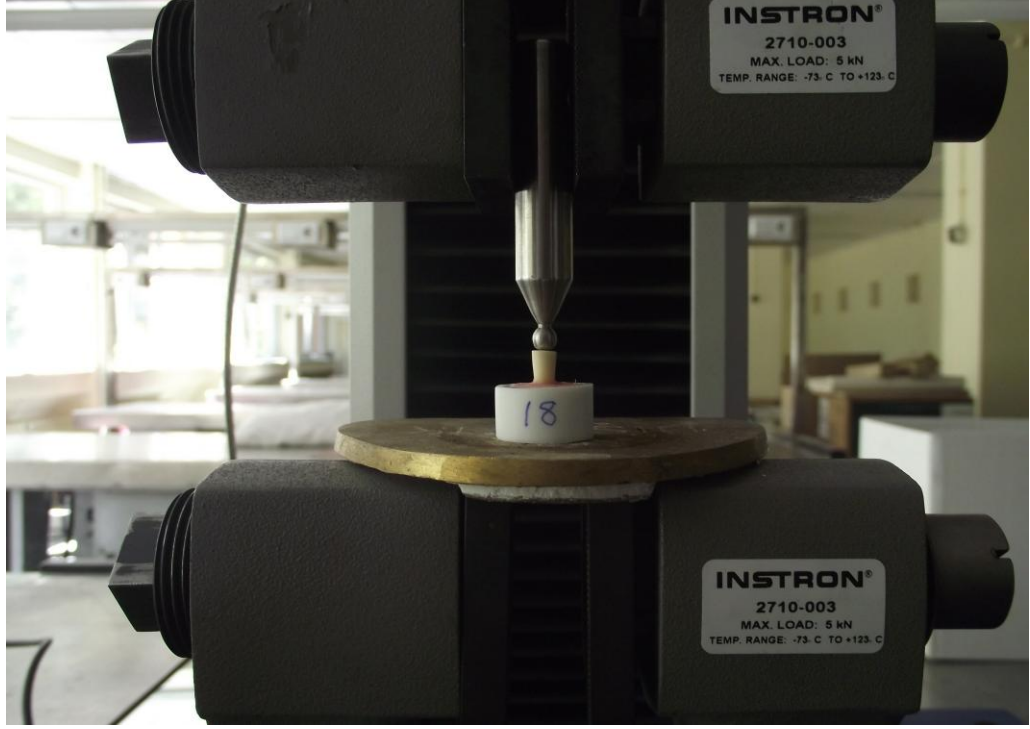
İki farklı lazerin  $Ag(NH_3)_2F$  solüsyonuyla beraber kök kanalında uygulanmasının dişlerin kırılma direncine etkisini araştırdığımız çalışmamızda kanal preparasyonu, lazer uygulaması ve kanal dolguları yapılan dişler kırma deneyi için 20 mm çapında ve 20 mm yüksekliğinde hazırlanmış plastik silindir kalıplar içerisindeki akrilik rezine (IMICRYL, Konya, Türkiye) gömüldü. Akrilik rezine dişleri gömmeden önce çevre dokuları taklit etmek amacıyla köklerin apikal 7 mm'lik kısımları erimiş muma daldırıldı. Bu sayede yaklaşık 0,2-0,3 mm'lik periodontal ligament boşluğu elde

edilmiş oldu. Daha sonra dişler 8 mm'si dışarıda kalacak şekilde akrilik rezine gömüldü. Polimerizasyon başladığında örnekler çıkarılarak kök yüzeylerindeki mum küret yardımıyla temizlendi ve bu yüzeyler ince bir tabaka halinde enjeksiyon tipi polivinil siloksan ölçü maddesi (Elite HD, Zhermack, Italy) ile kaplandı<sup>145</sup> ve tekrar akrilik rezin içerisine gömülerek polimerizasyon için bekletildi.

Kırma deneyi için dişler universal test cihazının (Instron Corp, USA) alt sabitleyici parçasına yerleştirildi (Şekil 8).



**Şekil 8:** Çalışmamızda kırma testi için kullanılan Instron cihazı.



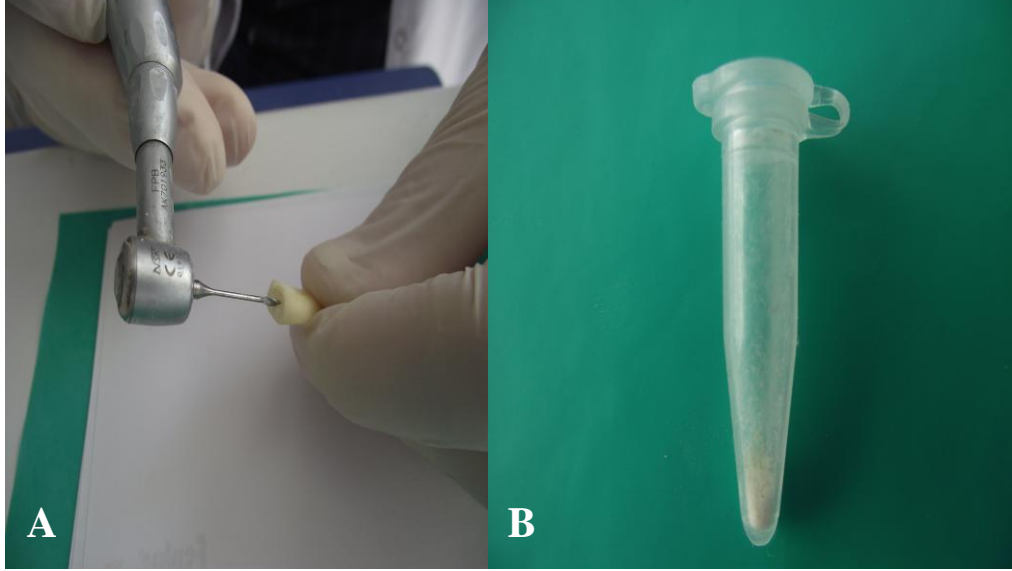
**Şekil 9:** Kırma test cihazının dişe kuvvet uygulaması.

Instron test cihazının kuvvet uygulayacak çelik ucu, dişin uzun aksına paralel olacak şekilde ayarlandı ve test cihazı 1mm/ dk hızında kuvvet uygulayacak şekilde dişe yönlendirildi (Şekil 9). Dişlerde kırılma gerçekleştiğinde test makinası durdurularak ekrandaki değerler Newton cinsinden kaydedildi. Kırma deneyi verilerine göre gruplar arasındaki farklılıklar tek yönlü varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ile istatistiksel olarak analiz edildi.

### **Mineral İçeriği Tespiti**

Mineral içeriği tespiti için önceden kuronları kesilen 36 adet diş iki farklı tip lazer uygulaması için eşit iki gruba ayrıldı. Öncelikle tüm dişlerin kök kanalları K-tipi el eğesi ile 50 numaraya kadar şekillendirildi. Daha sonra her iki gruptaki dişlerin kök kanallarından 2 ve 3 nolu Gates glidden frezleri (Dentsply, Maillefer, Ballaigues,

Switzerland) kullanılarak dentin partikülleri elde edildi (Şekil 10.A) ve partiküller Eppendorf tüplerinde biriktirildi (Şekil 10.B).



**Şekil 10:** A. Gates glidden freziyle dentin parçacıkları elde edilmesi B. Eppendorf tüpte parçacıkların biriktirilmesi.

Bu işlemden sonra birinci deney grubundaki dişlerin kök kanallarına 1 W çıkış gücü, 100 mJ atım hızı, 10 Hz frekans hızında 1064 nm dalga boyuna sahip Nd:YAG lazer uygulandı. 200 µm'lik fiber uç çalışma boyundan 1 mm kısa olacak şekilde kanal içerisine yerleştirildi. Fiber uç kesintisiz dairesel hareketlerle 10 sn boyunca apikalden kanal ağzına doğru hareket ettirildi ve tekrar apikale geri dönülerek işlem tekrar edildi. Her bir ışınlama arasında 15 sn beklenerek bu işlem 4 kez tekrarlandı. Işınlama boyunca su soğutucu sistemlerle kök kanallarına 2 cc/dk hızla steril su uygulandı. Işınlama sonrasında kök kanalları 3 ml distile su ile yıkandı ve paper pointlerle kurulandı. Lazer uygulamasından sonra 4 ve 5 nolu Gates- glidden frezleri ile kök kanallarından yeniden dentin partikülleri elde edildi ve Eppendorf tüpünde biriktirildi.

İkinci deney grubundaki dişlerin kök kanallarına 1 W enerji, 100 mJ atım hızı, 10 Hz frekans hızında 2940 nm dalga boyuna sahip Er:YAG lazer uygulandı. 400

µm'lik safir uç çalışma boyundan 1 mm kısa olacak şekilde kanal içerisine yerleştirildi. Lazer ucu apikal bölgede 3 saniye aktive edildi. Bu işlemi takiben her biri 3 sn olmak üzere kesintisiz dairesel hareketlerle apikalden kanal ağzına doğru 4 ek lazer uygulaması daha yapıldı. Böylece toplam lazer aktivasyonu 15 sn yapıldı. Işınlama süresince 2 cc/dk hızla steril su kök kanallarına uygulandı. Daha sonra kök kanalları 3 ml distile su ile yıkanıp paper pointlerle kurulandı. Lazer uygulamasını takiben kök kanallarından dentin partikülleri 4 ve 5 nolu gates-glidden frezleri ile elde edildi ve Eppendorf tüpünde biriktirildi.

Her iki gruptaki dişlerden lazer uygulaması öncesi ve sonrası elde edilen dentin parçacıkları 70<sup>0</sup> C'de etüvde muhafaza edildi ve ağırlıkları kaydedildi. Mineral içeriği analizi için dentin parçacıklarına 10 ml HNO<sub>3</sub> (Nitrik asit) ve 15 ml deionize su eklendi. 200<sup>0</sup> C mikrodalgada ve 170 PSI basınçta örnekler yakıldı. Bu sayede numuneler çözülmüş oldu. ICP-AES (Vista AX, Varian, Australian) cihazının kalibrasyonundan sonra çözülmüş numunelerden 2 ml'lik örnekler alınarak atomlarına ayrılabilmesi için 10000<sup>0</sup> C'ye kadar ısıtıldı. Her bir element dalga boyuna göre tanımlandı.



**Şekil 11:** Mineral tespiti için kullanılan ICP-AES cihazı

ICP-AES cihazı (Şekil 11) kullanılarak numunelerdeki 5 elementin (kalsiyum, fosfor, magnezyum, potasyum ve sodyum) ortalama ağırlıkları yüzdesel olarak ölçüldü ve kimyasal elementlerin seviyelerindeki değişiklikler kaydedildi. Gruplar arasındaki farklılıklar tek yönlü varyans analizi testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi. Tüm istatistiksel hesaplamalar ( $p < 0.05$ ) güven aralığında SPSS yazılım programı (SPSS 12.0 for Windows/SPSS Inc. Chicago, IL, USA) kullanılarak yapıldı.

## BULGULAR

Çalışmamız iki bölüm halinde gerçekleştirilmiştir. İlk bölümde iki farklı lazer tipinin  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonuyla kök kanalında uygulanmasının ardından dişlerin kırılma dirençleri Universal test cihazı (Instron) ile tespit edildi. İkinci bölümde ise kök kanallarında iki farklı tip lazer uygulamasının dişlerin mineral içeriğinde meydana getirdiği değişiklikler ICP-AES cihazıyla incelendi.

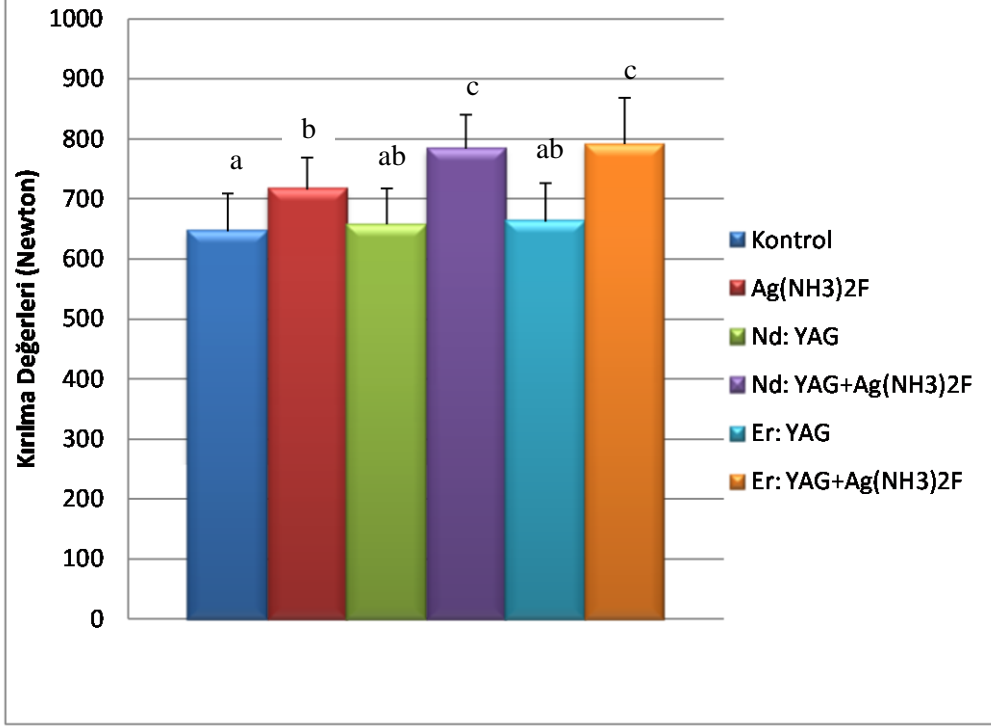
### Kırılma Deneyi Bulguları

Kırılma deneyi bulgularına ait değerler Tablo 3 ve Şekil 7’de verildi.

**Tablo 3:** Newton cinsinden kırılma değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	n	Ortalama $\pm$ SS	Min-Max
1) Kontrol	15	647 $\pm$ 63a	532-762
2) % 38 silver diamine fluoride	15	716 $\pm$ 53b	644-802
3) Nd: YAG lazer	15	658 $\pm$ 60ab	601-784
4) Nd: YAG lazer+ % 38 silver diamine fluoride	15	784 $\pm$ 57c	651-889
5) Er: YAG lazer	15	663 $\pm$ 64ab	594-792
6) Er: YAG lazer+ % 38 silver diamine fluoride	15	792 $\pm$ 77c	669-907

Aynı harfi taşıyan gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılıklar yoktur ( $p>0.05$ ).



Şekil 7: Kırılma değerlerinin sütun grafikte karşılaştırılması

Universal test cihazıyla elde edilen ortalama kırılma değerleri tek yönlü varyans analiz testi yapılarak istatistiksel açıdan değerlendirildi. Değerlendirme sonucunda kırılma değerleri arasında farklılıkların bulunduğu ve bu farklılıkların istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde olduğu görüldü ( $p < 0.05$ ). Tespit edilen farklılıkların hangi gruplar arasında olduğunun belirlenmesi için Tukey çoklu karşılaştırma testi yapıldı.

Grup 1 (kontrol grubu)'deki örneklerin kırılmaya karşı dirençleri tüm deney grupları arasında en düşük değerleri gösterdi.

Kök kanallarına yalnızca  $Ag(NH_3)_2F$  solüsyonu uygulanan grup 2'deki örneklerin kırılma dirençleri grup 1'e göre daha yüksek kırılma değerlerine sahipti. Bu farklılık istatistiksel açıdan önemli bulundu ( $p < 0.05$ ). Ayrıca grup 2'nin kırılma direnci değerleri; farklı lazer tiplerinin  $Ag(NH_3)_2F$  solüsyonuyla beraber uygulandığı grup 4 ve

grup 6'ya göre daha düşük bulundu. Değerler arasındaki bu farklılık istatistiksel açıdan önemliydi ( $p<0.05$ ).

Yalnızca lazer uygulanan grup 3 ve grup 5'in ortalama değerleri, lazer uygulaması yapılmayan grup 1 ve grup 2 ile karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan farklılık göstermedi ( $p>0.05$ ). Buna rağmen kök kanallarına yalnızca iki tip lazerin uygulandığı grup 3 ve grup 5'in kırılma direnci ortalaması grup 4 ve grup 6'ya göre daha düşük değerler gösterdi. Bu farklılık istatistiksel açıdan önemliydi ( $p<0.05$ ).

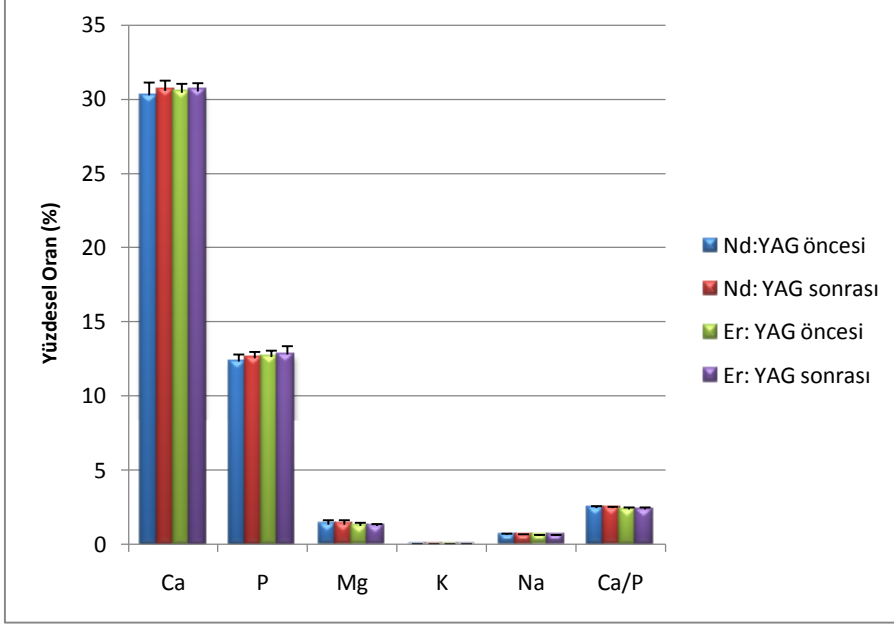
Kırma deneyi bulgularına göre en yüksek kırılma değerleri grup 4 ve grup 6'da görüldü. Bu iki deney grubunun ortalama değerleri diğer deney gruplarıyla karşılaştırıldığı zaman istatistiksel açıdan önemli derecede anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

### ICP-AES İle Atomik Analiz Bulguları

Mineral içeriği oranlarına ait yüzdesel değerler Tablo 4 ve Şekil 8'de verildi.

**Tablo 4:** Lazerler ile tedaviden önce ve sonra kök kanal dentinindeki beş elementin yüzdesel ağırlık değerleri.

	Nd:YAG öncesi	Nd: YAG sonrası	Er: YAG öncesi	Er: YAG sonrası
<b>Ca</b>	30,2733± 0,86835	30,5756± 0,72768	30,4539± 0,62190	30,5500± 0,57731
<b>P</b>	12,3256± 0,50837	12,5739± 0,43981	12,6344± 0,43424	12,8356± 0,53654
<b>Mg</b>	1,3465± 0,28725	1,3622± 0,29170	1,2434± 0,25250	1,2539± 0,15462
<b>K</b>	0,0422± 0,01555	0,0517± 0,02307	0,0500± 0,01495	0,0583± 0,01505
<b>Na</b>	0,6811± 0,05697	0,6661± 0,05962	0,6233± 0,03835	0,6261± 0,04245
<b>Ca/P</b>	2,4596± 0,12715	2,4476± 0,09368	2,3998± 0,09946	2,3840± 0,11983



**Şekil 8:** Mineral içeriği oranlarının sütun grafikte karşılaştırılması

ICP-AES cihazıyla yapılan mineral içeriği tespitinde elde edilen ortalama değerler tek yönlü varyans analizi testi yapılarak istatistiksel açıdan değerlendirildi.

Örneklerin lazer uygulanmasından sonraki Ca yüzdesi, lazer uygulanmadan önceki değerlere göre yüksek bulundu. Ancak bu farklılık istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde değildi ( $p>0.05$ ).

Örneklere her iki lazer uygulanmasından sonraki P elementi yüzdesi, lazer uygulamadan önceki yüzdelere göre yüksek bulunmuştur. Ancak bu artış istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde değildi ( $p>0.05$ ).

Mg elementinin ağırlık yüzdesi her iki lazerin uygulandığı grupta da uygulama öncesi değerlerinden yüksek bulundu. Buna karşın, bu artışın istatistiksel yönden anlamlı olmadığı görüldü ( $p>0.05$ ).

Örneklere lazer uygulaması K değerlerinde artışa yol açmıştır. Ancak bu artışın istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa yol açmadığı tespit edildi ( $p>0.05$ ).

Nd:YAG lazerin uygulandığı gruptaki örneklerde Na oranlarında istatistiksel olarak anlamlı olmayan düzeyde bir düşüş gözlemlendi ( $p>0.05$ ).

Er:YAG lazerin uygulandığı gruplarda Na oranında istatistiksel açıdan farklılık oluşturacak değişiklik gözlemlenmedi ( $p>0.05$ ).

Her iki tip lazerin örneklere uygulama öncesi Ca/P oranı, uygulama sonrası oranına göre fazla olduğu tespit edilmiştir. Uygulama sonrası Ca/P oranındaki bu azalma istatistiksel açıdan anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

## TARTIŞMA

Endodontik tedavinin başarısı; tamamen temizlenmiş, dezenfekte edilmiş ve üç boyutlu olarak doldurulmuş kök kanal sistemine bağlıdır.<sup>110</sup> Bununla birlikte tedavinin en uygun tedavi araçları ile en kısa zamanda doğru şekilde bitirilmesi de arzu edilmektedir. Kompleks bir yapıya sahip olan kök kanal sisteminin etkin bir şekilde tedavi edilebilmesi için endodonti alanında birçok farklı materyal kullanılmaktadır. Araştırmacılar daha etkili tedavi elde etmek ve klinik çalışmaya imkan vermek için yıllardır yeni teknikler bulmaya çalışmışlardır.<sup>146</sup>

Teknoloji alanındaki ilerlemeler lazer ışınlarının, diğer sağlık alanlarında olduğu gibi diş hekimliği alanında da kullanımını mümkün kılmıştır.<sup>2</sup> Çeşitli lazer sistemlerinin diş hekimliğinin birçok alanında uygulanması zaman içerisinde popülerite kazanmış ve endodontik tedavide de kendine geniş bir kullanım alanı bulmuştur.<sup>147</sup>

Günümüzde lazerler; pulpa vitalitesinin teşhisi, vital pulpa tedavileri, kök kanal sterilizasyonu, kök kanal preparasyonu ve apikal rezeksiyon gibi endodontik tedavinin birçok aşamasında kullanılmaktadır.<sup>49,63,148-150</sup>

Nd:YAG ve Er:YAG lazer sistemleri endodonti alanında en çok araştırma yapılan lazerlerdir.<sup>151</sup> Bu lazerlerin uygulama şekli, süresi, enerji miktarı gibi değişik faktörlerin; kök kanal dentininde herhangi bir değişime neden olup olmadıkları bir çok araştırmada değerlendirilmiştir.<sup>7,110,114,152</sup>

Dederich ve ark.<sup>114</sup> Nd:YAG lazerin kök kanalında uygulanmasından sonra dentin yüzeyinde erimiş alanların oluştuğu, rekristalize yapı varlığını ve pürüzsüz yüzeylerin meydana geldiğini belirtmiştir. Khabbaz ve ark.<sup>64</sup> ve Takeda ve ark.<sup>71</sup> Er:YAG lazerin dentin duvarlarından smear tabakası ve debris uzaklaştırmada oldukça

etkili olduğunu ve sonuçta dentin duvarlarında morfolojik değişikliklere yol açtığını belirtmişlerdir.

Araştırmacılar lazer kullanımına bağlı olarak ortaya çıkabilecek değişimlerin lazerin tipine, uygulama süresine, enerji moduna, kök kanal geometrisine, lazer ucuyla hedef doku arasındaki mesafeye ve dokunun enerjiyi absorbe etme kapasitesine bağlı olarak değiştiği belirtmişlerdir.<sup>56,111,114</sup>

Lazer uygulamasını takiben kök kanal duvarlarında morfolojik değişimlerin yanı sıra kimyasal yapısında da değişimlerin meydana gelebileceği çalışmalarda gösterilmiştir.<sup>153,154</sup> Dentinin mineral yapısında meydana gelebilecek değişimlerin dental materyallerin diş dokusuna adezyonunu, dentinin çözünme direncini ve dentinin geçirgenliğini etkileyebileceği belirtilmiştir.<sup>153</sup>

Lazerlerin endodonti alanında çeşitli öncü materyaller (florit solüsyonları) ile beraber kullanılmasının kök kanallarının dezenfeksiyonu, dişlerin kırılma direnci, dentin sertliği ve kök kanal duvarlarının permeabilitesi üzerine etkisi ile ilgili çeşitli çalışmalar yürütülmüştür.<sup>25,155,156</sup> Lazerlerin kök kanallarında kullanımı sonrası dentinin mineral yapısında meydana gelen değişimlerin tespiti ve çeşitli florit solüsyonlarıyla beraber kullanımı konusunda literatürde fazla bir araştırma bulunmamaktadır. Bu nedenle biz çalışmamızda Nd:YAG ve Er:YAG lazer sistemlerinin kök kanallarında bir öncü materyal olarak  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonuyla kullanımında köklerin kırılma direnci ve iki farklı tip lazerin kök kanallarında uygulanmasının dentinin mineral yapısında meydana getirebileceği değişimleri tespit etmeyi amaçladık.

Çekilmiş dişlerin kullanıldığı deneysel çalışmalarda, sonuçların güvenilir olması için modellerin mümkün olduğunca standart olması gerekmektedir. Dişlerin

standardizasyonunda hastanın yaşı, dişlerin saklandığı ortam, benzer anatomik yapıya sahip dişlerin kullanılması gibi belirleyici faktörler önem taşımaktadır. Deneylede kullanılan dişler çoğunlukla alt ve üst çenedeki tek köklü dişlerden seçilmektedir. Çekilmiş dişleri bekletme solüsyonu olarak distile su, steril salin solüsyonu ve timol solüsyonu sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>157</sup> Dişlerin deney başlangıcına kadar bekletildiği solüsyonlardaki herhangi bir kimyasal maddenin dişlerin yapısında bir takım değişikliklere neden olabileceği gösterilmiştir.<sup>158</sup> Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak için yaş aralığı birbirine yakın olan tek köklü ve tek kanallı, mine-sement birleşim seviyesinde 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.

#### *Kırılma Direnci Açısından Tartışma*

Güçlü okluzal kuvvetler veya travma özellikle kök kanal tedavisi görmüş dişlerde kron veya kök fraktürüne sebep olur. Bu durumun en sık sebepleri endodontik işlemlerin dişte fazlaca madde kaybına neden olması ve endodontik tedaviden sonra dentinin dehidratasyonudur.<sup>17,18</sup> Endodontik tedaviden sonra diş yapısının güçlendirilmesi üzerine çeşitli çalışmalar yapılmış ve hiçbir metodun diş fraktürünü önlemede tamamen yeterli olduğu görülmemiştir. Diş fraktürü ortaya çıkınca fraktüre olmuş dişlerin tedavi denemelerine rağmen prognozu genellikle iyi değildir.<sup>159-162</sup>

Endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direnci üzerine diş tipinin, test cihazının dişe geliş açısı ve hızının etkisi önceki çalışmalarda gösterilmiştir.<sup>163-165</sup> Deney düzeneklerinin çeşitliliğinden dolayı tutarsız ve çelişkili sonuçların ortaya

çıkması doğaldır.<sup>157</sup> Çeşitli restoratif ve endodontik materyallerinin ve post sistemlerinin dişlerin kırılma direncine etkisini ölçmek amacıyla kırma test cihazı kullanılmaktadır.<sup>17,166</sup> Örneklerin kırma testi için kullanılan test cihazına yerleştirilebilmesi için özel kalıplara yerleştirilmesi ve sabitlenmesi gerekmektedir. Sabitleme ortamı olarak epoksi rezin, otopolimerizan akrilik ve polimetil metakrilat kullanılabilir.<sup>157</sup>

Naumann ve ark.<sup>157</sup> kırılma testlerinde çeşitli test parametrelerinin çalışma sonuçları üzerine etkilerini araştırmışlardır. Önceki çalışmalarda örneklerin gömüldüğü materyal olarak sıklıkla otopolimerizan akrilik rezin kullanıldığını tespit etmişlerdir. Biz de çalışmamızda kullanacağımız örneklerin gömüleceği materyal olarak otopolimerizan akriliği tercih ettik.

Örneklere kuvvet uygulayacak olan kırma test cihazının çelik ucunun büyüklüğü de önemlidir. Yapılan çalışmalarda okluzal kuvvet uygulamada kürenin değim noktaları ve küre büyüklüğü araştırılmıştır. Stampalia ve ark.<sup>167</sup> 3,9-5 mm çapındaki kürelerin, Burke ve ark.<sup>168</sup> 4 mm büyüklüğünde kürelerin kullanımının uygun olacağını bildirmişlerdir. Bizde çalışmamızda örneklere kuvvet uygulamak için 4 mm büyüklüğünde çelik küre kullandık. Ayrıca kırma testleri uygulanırken örneklere kuvvet uygulayacak kırma test cihazının geliş hızının da önemli olduğu ve normal çiğneme fonksiyonuna yakın bir kuvvet uygulamak için dakikada 1mm'lik hızın yeterli olduğu belirtilmiştir.<sup>157</sup> Teixeira ve ark.<sup>17</sup> ve Hürmüzlü ve ark.<sup>169</sup> çalışmalarında kırma cihazının hızını 1mm/dak olarak ayarlamışlardır. Bizde çalışmamızda cihazın örnekler üzerine geliş hızını diğer çalışmalardaki gibi 1mm/dak olacak şekilde ayarladık.

Sirimai ve ark.<sup>145</sup> çalışmalarında örnekleri, dişin doğal destek yapısı ve periodontal ligamentine benzer bir ortam oluşturmak amacıyla akrilik rezin bloklara gömmeden önce ince bir tabaka polivinilsiloksan ölçü maddesi ile kaplamışlardır. Bu madde periodontal ligamenti, akrilik rezin alveolü, bloklarda kemik soketini taklit etmektedir. Doğada kök yüzeyine gelen rijit kuvvetler bulunmadığından dolayı bu şekilde hazırladıkları deney düzenekleri ile kök yüzeylerine rijit kuvvetlerin gelmesinden kaçınılmasını sağlamışlardır. Bizde çalışmamızda dişleri akrilik rezine gömerken aynı deney düzeneğini kullandık.

Kırma test cihazıyla örneklere kuvvet uygulanırken örneklerin kalıplara yerleştirme açısı ve kalıp dışında kalan miktarı da önemlidir. Trope ve Ray<sup>19</sup>, kök kanallarını çeşitli kök kanal patlarıyla doldurulduktan sonra dikey kırılmaya karşı direncini ölçmek için 16 mm'ye sabitledikleri örnekleri 12 mm'si dışarıda kalacak şekilde akrilik rezin içerisine yerleştirmişler ve dişe 15<sup>0</sup>'lik bir açıyla kuvvet uygulamışlardır. Bu şekilde hazırladıkları deney düzeneğinde dişin akrilik rezine az miktarda gömülmesinden dolayı, akrilik rezin ile dişin bukkal yüzeyinde fazla eğme stresi oluştuğunu ve tüm örneklerin bu ara yüzden kırıldığını tespit etmişlerdir.

Başka bir çalışmada, Johnson ve ark.<sup>162</sup> dişlerin 4 mm'si akrilik rezin dışında kalacak şekilde örnekleri gömmüşler ve 0<sup>0</sup> açıyla kırma kuvveti uygulamışlardır. Bu çalışma dizaynlarında azalan eğme hareketleri nedeniyle küçük stresler oluştuğunu ve en fazla stresin servikalde oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar dişin uzun aksına paralel uygulanacak kuvvetin alveol kemiğinin sağlıklı dişe verdiği desteği taklit ettiğini ve gerçek dışı olan eğme hareketleriyle meydana gelen yıkıcı streslerin daha az oluştuğunu belirtmişlerdir.<sup>162</sup>

Çalışmamızda kırma test sonucunu etkilememesi için kök boyları ve çapları birbirine benzer dişler kullandık ve lazer uygulaması yapılan, kök kanalları doldurulan dişlere kırma testi uygulamak için, 8 mm'si dışarıda kalacak şekilde akrilik rezin içerisine yerleştirerek örnekler  $0^{\circ}$  açıyla kırma kuvveti uyguladık.

Kök kanallarında lazer kullanımına bağlı olarak kanal içerisinde ısı artışı gerçekleşerek ısı kök yüzeyine transfer olacaktır, bu durum da periodontal dokularda zararlı etkilere (örneğin doku nekrozu) yol açabilir.<sup>170,171</sup> Bununla birlikte, lazer ışınının üretici firmanın önerileri doğrultusunda kullanımı ile dokularda bu tip zararların oluşmadığı çeşitli araştırmalarda gösterilmiştir.<sup>172,173</sup>

Lan<sup>171</sup> yaptığı çalışmada, Nd:YAG lazerin farklı enerji yoğunluklarındaki (herbir atımda 60, 80, 100, 150 ve 200mj'lük enerji; dakikada 20, 25 ve 30 atım sayısı) kullanımının kök yüzeylerinde oluşturduğu ısı değişimlerini değerlendirmiş ve Nd:YAG lazerin 20 atım/dk sayısında 60, 80 ve 100mj enerjilerde, 25 atım/dk sayısı 80 mj enerji ve 30 atım/dk 60mj enerjilerde uygulandığında ısı değişikliğinin  $10^{\circ}$  C'yi geçmediğini tespit etmiştir. Çalışmanın bulguları ışığında Nd:YAG lazerin, kök kanal tedavisinde bu parametrelerde kullanımının periodontal dokularda termal hasar yaratmayacağını belirtmiştir.

Kimura ve ark.<sup>62</sup> yaptıkları çalışmada, Er:YAG lazeri 2 Hz frekansında, 136-184 ve 170-230 mj/atım enerjisinde 1 dakika uygulama sonucunda kök yüzeyinde oluşan ısı değişikliklerini ve periodontal bölgedeki ısısız etkiyi değerlendirmişlerdir. Isı artışının çalışmalarında uygulanan en yüksek enerji düzeyi olan 230 mj/atım enerjisi seviyesinde bile apikalde  $6^{\circ}$  C'den, orta bölgede  $3^{\circ}$  C'den az olduğunu tespit etmişlerdir. Kök

yüzeyinde oluşan bu ısı artışında periodontal dokular üzerinde olumsuz etkiye neden olmayacağını belirtmişlerdir.

Levy<sup>11</sup> ve Armengol ve ark.<sup>174</sup> yaptıkları çalışmalarında lazer uygulaması sırasında su soğutması kullanımının, kök kanal dentinindeki ısı artışını önlediğini ve meydana gelebilecek zararı azalttığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte, lazer kullanımına bağlı olarak meydana gelebilecek termal hasarı önlemek için su soğutması gerekli olmasına rağmen fazla miktarda kullanılacak suyun lazer ışınının dokular tarafından absorpsiyonunu etkileyebileceği ve lazerin madde kaldırma oranını azaltacağı belirtilmiştir.<sup>175</sup>

Çalışmamız in vitro şartlar altında gerçekleştirilmiş olsada, kullandığımız lazerleri termal hasarı önlemek için hava ve su spreyi uygulamaları ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygun parametrelerde kullandık.

İki aşamalı olarak gerçekleştirdiğimiz çalışmamızın ilk bölümünde kök kanal tedavisinde sıklıkla kullanılan Nd:YAG ve Er:YAG lazer sistemlerinin % 38'lik  $Ag(NH_3)_2F$  (Diamine silver fluoride) solüsyonuyla kombine olarak kullanılmasının kök kanalının fraktür direncine etkisinin değerlendirilmesini amaçladık.

% 38'lik  $Ag(NH_3)_2F$  solüsyonu diş hekimliğinde ilk kez çürük ve aşırı dentin duyarlılığı tedavisinde kullanılmıştır.<sup>156</sup> Bunun yanı sıra önleyici diş hekimliği uygulamalarında da bu solüsyonun etkinliği araştırılmıştır.  $Ag(NH_3)_2F$  solüsyonu demineralize dentini rekristalize etme özelliğine sahip olup, içeriğindeki florit ile dentini güçlendirirken gümüş iyonları ile de anti bakteriyel etki göstermektedir.<sup>144</sup> Bu solüsyon dentindeki çürükler veya diş sert dokularının organik yapısı içerisine büyük ölçüde girebilmektedir ve bu sayede etkinliğinin arttığı düşünülmektedir.<sup>156</sup>

Literatürde Argon, CO<sub>2</sub>, Diode ve Nd:YAG gibi lazerler ile Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonunun beraber kullanımının kök kanal duvarlarının permeabilitesi ve morfolojik yapısını değiştirme hızını artırmak için bir lazer öncü materyali olarak kullanımı ile ilgili çeşitli çalışmalar mevcuttur.<sup>156,144</sup> Bu çalışmalara ek olarak, Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonu ile çeşitli lazerlerin beraber kullanımının dental sert dokularda asitlere karşı direnç kazandırdığı, dentinal tübülusları tıkadığı, dişleri sertleştirdiği ve anti bakteriyel etki gösterdiği de belirtilmiştir.<sup>155,156,176</sup>

Yokoyama ve ark.<sup>156</sup> yaptıkları çalışmada, % 38'lik Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonunun Nd:YAG lazer ve iyonoforez tekniğini ile beraber kullanımının kök kanal duvarlarının sertliğine etkisini araştırmışlardır. Nd:YAG lazer ile Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonunun beraber kullanıldığı gruptaki sertlik değerinin, yalnızca Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F uygulanan gruba ve iyonoforez ile Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F'nin beraber kullanıldığı gruba göre daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Bulguları dahilinde, Nd:YAG lazer ve Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonunun kök kanalında beraber kullanılmasının dişin sertliğini artırma potansiyeline sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Eto ve ark.<sup>144</sup> in vitro çalışmada, 1,2 ve 3 W'lık güce ayarlanmış CO<sub>2</sub> lazeri, % 38'lik Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonu ile beraber kök kanallarında kullanımından sonra kök kanal dentin duvarlarındaki morfolojik ve atomik değişiklikleri değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında dentin tübüluslarını açmada, Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonu ile lazerin 1 W'lık parametrede beraber kullanımını diğer gruplara göre etkili bulmuşlardır. Bununla beraber tek başına lazer uygulanan grupların, lazer ile Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonunun beraber uygulandığı gruplara göre smear tabakasını kaldırma ve dentin tübüluslarını açması yönünden daha düşük etkiye sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışma bulgularına göre CO<sub>2</sub> lazer, Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solüsyonu ile beraber uygun parametrelerde kullanıldığında kök

kanal duvarlarındaki smear tabakasını eritme veya kaldırmada etkili olduğunu tespit etmişlerdir.

Hiraishi ve ark.<sup>155</sup> yaptıkları bir çalışmada, %3,8'lik  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonunun *Enterococcus faecalis* biofilmleri üzerine bir anti bakteriyel ajan olarak kullanımını değerlendirmişlerdir. Çalışma bulgularına göre  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonunun uygulamasının *Enterococcus faecalis* biofilmleri üzerine etkili olduğunu tespit etmişlerdir. Çalışmadan elde ettikleri bulgular dahilinde  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ 'nin antimikrobiyal kök kanal irrigantı veya seanslar arası kanal içi medikament olarak kullanım potansiyeline sahip olduğunu rapor etmişlerdir.

Yu ve ark.<sup>176</sup> in vitro çalışmalarında, 2 W güce ayarladıkları Diode lazer ile % 38'lik  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonunun beraber kullanımının mine ve dentinin asit direnci üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçları lazer ile  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ 'nin beraber uygulanmasının mine ve dentinin asit direncini, herhangi bir işlem yapılmayan kontrol grubuna göre önemli bir şekilde arttırdığını göstermiştir. Ayrıca lazerin  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonuyla beraber uygulandığı grubun asit karşısındaki çözünme direncinin, yalnızca  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonu uygulanan gruptakine göre daha fazla olduğu da tespit edilmiştir. Bulguları dahilinde lazerin  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonuyla beraber uygulanmasının diş sert dokularının asit direncini artırma kapasitesine sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Yokoyama ve ark.<sup>25</sup> çalışmalarında Nd:YAG lazer ve  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ 'nin diş fraktürünü önleme etkinliğini değerlendirmişlerdir. Çalışmada örnekleri 4 deney grubuna ayırmışlardır.  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonunu tek başına ve Nd:YAG lazerle beraber olarak kullanmışlardır. Sonuçları,  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ 'nin kök kanalına tatbikinin ardından 1W

ve 20 pps parametrelerinde Nd:YAG lazerin 2 saniyelik uygulamasının köklerin fraktüre karşı direncini arttırmada kontrol grubundan ve yalnızca  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonu uygulanan gruptan daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Lazerin,  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonuyla ile 10 saniyelik beraber kullanılmasının kontrol grubundan ve solüsyonun tek başına uygulanmasından daha yüksek kırılma değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda Er:YAG ve Nd:YAG lazerin % 38'lik  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonuyla beraber kullanımının köklerin kırılma direncine etkisini tespit etmeyi amaçladık. Deney bulgularımız Nd:YAG ve Er:YAG lazerin % 38'lik  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonuyla beraber kullanımı sonucundaki kırılma değerlerinin kontrol grubuna, yalnızca lazerlerin kullanıldığı gruplara ve  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ 'nin tek başına kullanıldığı gruba göre daha yüksek değerlere sahip olduğunu ve bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu gösterdi. Ayrıca  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonunun lazersiz uygulandığı gruptaki kırılma direnci değerlerinin kontrol grubuyla karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu ve lazerin tek başına kullanımının örneklerin kırılma direncini arttırmada etkili olmadığı da tespit edildi. Sonuçlarımız Yokoyama ve ark.<sup>25</sup> çalışmasındaki, Nd:YAG lazerin  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonuyla beraber kök kanalında uygulanmasının dişlerin kırılma direncini artırdığı bulgusuyla benzerlik göstermektedir. Elde ettiğimiz bulgular Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerin  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonuyla beraber kullanımının kök kanal tedavisi yapılan dişlerin kırılma direncini arttırmada etkili olduğu yönündedir. Bu sonucunda lazerlerin kök dentininin permeabilitesini artırarak  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solüsyonunun dentine daha iyi penetre olması ile içeriğindeki floritin dişlerdeki sertlik değerini arttırmış olabileceğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bu konu hakkında yapılacak olan benzer çalışmaların daha kesin yargılara varılmasını sağlayabileceğini de belirtmeliyiz.

### *Mineral İçeriği Açısından Tartışma*

Dentin kompozisyonu; organik ve inorganik komponentler temel alınarak tanımlanmıştır. Hidroksiapatit kristallerinde var olan kalsiyum (Ca) ve fosfor (P) diş sert dokularının major inorganik yapılarıdır. Dentin yapısını oluşturan hidroksiapatit kristalindeki Ca/P oranı mineral tespit yöntemine, dentin doku örneklerinin alındığı bölgeye ve kristal tipine bağlı olarak ortalama değerinin 1.67 M olduğu görülmüştür.<sup>177,178</sup>

Bazı kimyasal ajanların ve lazer sistemlerinin insan dentininin kimyasal yapısını ve dentin yüzeyinin Ca/P oranını değiştirdiği rapor edilmiştir.<sup>153,179-181</sup> Ca/P oranındaki bu değişiklikler organik ve inorganik komponentler arasındaki orijinal oranı da değiştirebilir. Bu değişim dentinin çözünme direncini, permeabilitesini ve diş sert dokularına dental materyallerin adezyonunu etkileyecektir.<sup>154</sup>

Diş sert dokularının morfolojik ve kimyasal değişimleri taramalı elektron mikroskobu (SEM), Energy dispersive x-ray spectroscopy (EDX), Atomic absorption spectrometry, fourier transform infrared (FTIR) veya Inductively coupled plasma-atomic emission spectroscopy (ICP-AES) gibi cihazlarla incelenmektedir.<sup>182-185</sup>

Dentinin mineral içerik seviyesi önceki çalışmalarda SEM ve energy-dispersive x-ray spectroscopy beraber kullanılarak ölçülmüştür.<sup>179,181</sup> SEM/EDX kombinasyonu organik ve inorganik örneklerin incelenmesine olanak sağlar. Bu metodun asıl avantajı; örneklerin analizinin doğru ve tahribatsız şekilde yürütülmesine olanak sağlamasıdır. Metod, yüksek voltajlı elektron işınıyla numunenin bombardıman edilmesi ve her bir mineral için karakteristik dalga boyu salınımına dayanır. Numuneden yayılan işın dalga boyundaki değişiklikler numune yüzeyindeki spesifik mineral

konsantrasyonundaki değişimi göstermektedir.<sup>181</sup> SEM/EDX analizi ile moleküler düzeyde ağırlık analizi yapmanın teknik anlamda fazla hassasiyet gerektirmesi ve bu yöntemde aynı noktadaki ölçümleri tekrarlamamanın mümkün olmaması dezavantajdır. Ayrıca dokunun porozitesi ikincil difraksiyon üretebileceğinden dolayı bu yöntemle ölçüm yapmak için örnek yüzeylerinin mükemmel bir şekilde cilalanmış olması gerekir. Bununla birlikte cilalama ile üretilen smear tabakası, örnek yüzeylerinde farklı elementlerin ortaya çıkmasına neden olabilir.<sup>186</sup>

ICP-AES cihazının, biyolojik örneklerde elementlerin belirlenmesi için en etkili sistemlerinden birisi olduğu önceki çalışmalarda gösterilmiştir.<sup>182,186</sup> Cilalama işlemine ICP-AES cihazında ihtiyaç yoktur ve Gates-glidden frezler ile elde edilmiş dentin parçacıkları mineral içeriği tespiti için yeterlidir. ICP-AES cihazının en önemli avantajı aynı anda birçok elementin analizinin yapılabilmesidir. Mineral içeriği tespitinde kullanılan diğer yöntemlerin çoğunda aynı anda sadece bir element ölçülebilmektedir. Her bir element için ölçümler ayrıca yapılmalıdır ve bu da zaman alıcı bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır.<sup>186</sup> Biz de çalışmamızda kök kanallarına lazer uygulamasının dentinin mineral yapısında meydana gelebilecek değişiklikleri tespit etmek amacıyla, ICP-AES cihazından yararlandık.

Çalışmamızın ikinci aşamasında Nd:YAG ve Er:YAG lazer sistemlerinin kök kanalında uygulanmasının dentinin mineral içeriğinde meydana getirdiği değişiklikleri tespit etmeyi amaçladık.

Önceki çalışmaların deney düzeneklerinde çeşitli lazer sistemleri ve kök kanal irrigasyon solüsyonlarının kullanımına bağlı olarak dişlerin mineral içeriğindeki değişimlerin tespitinde örneklere lazer veya solüsyonların uygulama öncesindeki

mineral içeriği değerleri belirlenmeden, kontrol grubu olarak herhangi bir işlem yapılmayan farklı diş örnekleri seçilmiştir.<sup>153,154,187</sup> Biz çalışmamızda örneklere lazer uygulamadan önce ve sonra mineral içeriği tespiti yaparak kontrol grubu olarak aynı dişleri (lazer uygulanmamış dişler) kullanmış olduk. Bu uygulamamızın her dişin farklı mineral yapısına sahip olduğu göz önüne alınırsa çalışmamızın sonuçlarına etki etmemesi açısından daha doğru bir uygulama olabileceğini düşünmekteyiz.

Altundaşar ve ark.<sup>151</sup> çalışmalarında kök kanallarına 3W ve 20 Hz parametrelerde 20 saniyelik Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının ardından SEM-EDX cihazıyla dentinin mineral içeriğindeki değişiklikleri belirlemişlerdir. Bulgularına göre lazerli grupta kalsiyum (Ca), fosfor (P) ve magnezyum (Mg) değerlerinde artış görülmüştür. Bunun yanında Ca/P oranında anlamlı bir değişikliliğin olmamasını lazere bağlı değişikliklerin ancak moleküler düzeyde olmasından kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte Er,Cr:YSGG lazer uygulamasından sonra Ca, P ve Mg'nin yüzdesel oranlarındaki artışın dentin yüzeyinin asit direnci kazanmasıyla sonuçlanabileceğini belirtilmiştir. Hossain ve ark.<sup>188</sup> Ca, P ve Mg değerlerindeki artışın dentinin çözünme direncine olumlu etkisi olabileceğini belirtmişlerdir. Önceki bir çalışmada da CO<sub>2</sub> lazer uygulanan dişlerin asit uygulaması sonrasında lazer uygulanmayan gruba göre daha az Ca salınımı gösterdiğini ve bu durumda da dişlerin çürüklere karşı direncinin artabileceği bildirilmiştir.<sup>189</sup>

Seçilmiş ve ark.<sup>153</sup> kök dentinine Er,Cr:YSGG lazerin farklı parametrelerde uygulamasının ardından mineral içeriğindeki değişiklikleri ICP-AES tekniğiyle değerlendirmişlerdir. Lazerin 1 W uygulandığı grupta diğer gruplara (2W, 3W ve kontrol) göre Ca, Mg, Na, P ve Ca/P oranının yüksek olduğunu ve bu farklılığın

istatistiksel açıdan anlamlı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Yalnızca K elementinin yüzdesinin lazer grupları ve kontrol grubunda benzer olduğunu tespit etmişlerdir.

Gürbüz ve ark.<sup>187</sup> yaptıkları bir in vitro çalışmada beş farklı kök kanal solüsyonu ve Nd:YAG lazerin kök kanal dentini üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Dişlerin kök kanallarına 1.5W ve 100 mJ parametrelerinde Nd:YAG lazer uygulamışlar ve örnekleri mineral içeriği açısından incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda lazer uygulanan grupta Ca ve P yüzdesinin kontrol grubu hariç diğer gruplardan istatistiksel açıdan önemli derecede yüksek olduğunu bununla birlikte, lazer uygulanan grupta Ca/P oranı, Mg ve K'nın miktarında diğer gruplara göre farklılık olmadığını tespit etmişlerdir. Lazer uygulaması boyunca organik yapıların buharlaşmasının, dentinin Ca veya P içeriğinde göreceli bir artışa yol açtığını belirtmişlerdir.

Moshonov ve ark.<sup>183</sup> Nd:YAP lazerin kök dentininin mineral içeriğine etkisini araştırmışlardır. K tipi el eğesi kullandıkları grubu K tipi eğe ve lazerin kombine kullandıkları grupla karşılaştırmışlar. Çalışma sonuçlarına göre dentinin Ca ve P içeriğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. Mineral içeriğindeki meydana gelen küçük değişikliklerin, lazerin dentine uygulamasıyla yüzeyde oluşan erime ve rekristalizasyonu takiben hidroksiapatit kristallerinin inorganik yapısı üzerindeki etkisinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Hossain ve ark.<sup>190</sup> yaptıkları çalışmada Er:YAG lazer ve frezle açtıkları kaviteğin tabanında dentinin sertlik değerini ve kompozisyonel değişimleri incelemişlerdir. Lazer kaviteği 200 mJ ve 2 Hz parametrelerde su soğutması altında Er:YAG lazer ile açılmıştır. Atomik analiz sonuçları, lazerle açılmış kaviteğin

dentinde Ca ve P ağırlıklarının frezlerle açılanlara göre daha yüksek olduğunu göstermiştir. Sertlik değerlerinde ise lazer ve frezle açılan kaviteler arasında önemli bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Ca ve P yüzdelerindeki artışın lazer uygulanan alandaki ısı artışına bağlı olarak organik dokuların buharlaşmasından dolayı olabileceğini bildirmişlerdir.

Malkoç ve ark.<sup>154</sup> yaptıkları in vitro çalışmada dentinin mineral içeriğine air-abrazyon, asitleme ve Er,Cr:YSGG lazerin etkisini araştırmışlardır. Çalışmada kullandıkları lazeri farklı parametrelerde (1.5W, 2.25W, 3W ve 3.5W) uygulamışlardır. Çalışma sonuçlarına göre Ca, P, Na miktarı ve Ca/P oranının gruplar arasında farklılık göstermediğini bulmuşlardır. Bununla birlikte K ve Mg'nin ağırlık oranının air-abrazyon ve asitleme yapılan gruplarla karşılaştırıldığı zaman lazerlerle tedavi edilmiş tüm gruplarda daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir.

Çalışmamızda Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerin kök kanalında uygulanmasının kök dentininin mineral içeriği üzerine etkisini değerlendirdik. Bulgularımız lazer uygulanan gruplarda Ca, P, Mg, K, Na'nın yüzdesel oranı ve Ca/P oranının lazerin uygulama öncesi değerlerine göre istatistiksel açıdan anlamlı farklılığa neden olmadığını göstermiştir. Bu bulgularımız Malkoç ve ark.<sup>154</sup> çalışmalarındaki, dentin yüzeyine lazer uygulamasının ardından Ca, P, Na yüzdelerinde ve Ca/P oranında istatistiksel açıdan önemli değişiklik olmadığı sonucuyla benzerlik göstermektedir. Bununla birlikte çalışmalarında K ve Mg elementlerinin ağırlık oranlarının lazer uygulamasının ardından istatistiksel açıdan önemli derecede artış gösterdiğini belirlemişlerdir. Bu sonuçları da bizim sonuçlarımız ile zıtlık göstermektedir.

Çalışmamızda lazer uygulanmış ve uygulanmamış gruplar Ca, P, Mg, Na yüzdesel oranı ve Ca/P oranındaki değişiklikler açısından karşılaştırıldığı zaman önemli istatistiksel farklılığın olmadığı sonucu, Seçilmiş ve ark.<sup>153</sup> 1W lazer uygulamasının kontrol grubuna göre anlamlı farklılık yarattığı sonucuyla zıtlık göstermektedir. Bu farklılığın sadece çalışmalarında K değerinde değişim olmaması sonucu çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Gürbüz ve ark.<sup>187</sup> çalışmalarında lazer uygulanmış grubun Ca ve P miktarındaki artışın istatistiksel açıdan anlamlı olması sonucu bizim sonuçlarımızla zıtlık göstermektedir. Mg, K yüzdesi ve Ca/P oranında istatistiksel olarak farklılığın olmaması da sonuçlarımızla paralellik göstermektedir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçların diğer bazı çalışmaların sonuçlarından farklı olmasının; kullanılan lazer enerjisinin tipine, farklı lazer parametrelerine, uygulama süresine, mineral içeriği tespit yöntemine ve dentinin yapısal özelliklerindeki farklılığa bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

## SONUÇLAR

Bu çalışmanın yürütüldüğü in-vitro deneysel koşullar altında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Kök kanallarında hem Nd:YAG lazerin hem de Er:YAG lazerin  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  ile beraber kullanımını köklerin kırılma direncini artırmada etkili olduğu görülmüştür.
2. Tek başına lazer uygulamasının köklerin kırılma direnci açısından herhangi bir etkiye neden olmadığı gösterilmiştir.
3. Nd:YAG ve Er:YAG lazerin kullanıldıkları parametrelerde kök kanal dentininin mineral yapısında anlamlı bir değişikliğe yol açmadığı gösterilmiştir.

**KAYNAKLAR**

1. Adams TC, Pang PK. Lasers in aesthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2004;48(4):833-60.
2. Myers TD. The future of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44(4):971-80.
3. Rodrigues LK, Nobre dos Santos M, Pereira D, Assaf AV, Pardi V. Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *J Dent* 2004;32(7):531-40.
4. Tepper SA, Zehnder M, Pajarola GF, Schmidlin PR. Increased fluoride uptake and acid resistance by CO2 laser-irradiation through topically applied fluoride on human enamel in vitro. *J Dent* 2004;32(8):635-41.
5. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc* 2000;131(6):777-85.
6. Mohammadi Z. Laser applications in endodontics: an update review. *Int Dent J* 2009;59(1):35-46.
7. Kivanc BH, Ulusoy OI, Gorgul G. Effects of Er:YAG laser and Nd:YAG laser treatment on the root canal dentin of human teeth: a SEM study. *Lasers Med Sci* 2008;23(3):247-52.
8. Niccoli-Filho W, da Silveira MC, Vieira ND, Riva R. Effects of copper vapor laser radiation on the root canal wall of human teeth: a scanning electron microscope study. *Photomed Laser Surg* 2005;23(3):317-23.
9. Evans D, Reid J, Strang R, Stirrups D. A comparison of laser Doppler flowmetry with other methods of assessing the vitality of traumatised anterior teeth. *Endod Dent Traumatol* 1999;15(6):284-90.

10. Bergmans L, Moisiadis P, Teughels W, Van Meerbeek B, Quirynen M, Lambrechts P. Bactericidal effect of Nd:YAG laser irradiation on some endodontic pathogens ex vivo. *Int Endod J* 2006;39(7):547-57.
11. Levy G. Cleaning and shaping the root canal with a Nd:YAG laser beam: a comparative study. *J Endod* 1992;18(3):123-7.
12. Tachinami H, Katsuumi I. Removal of root canal filling materials using Er:YAG laser irradiation. *Dent Mater J* 2010;29(3):246-52.
13. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Comparative study about the removal of smear layer by three types of laser devices. *J Clin Laser Med Surg* 1998;16(2):117-22.
14. Odabas ME, Bodur H, Baris E, Demir C. Clinical, radiographic, and histopathologic evaluation of Nd:YAG laser pulpotomy on human primary teeth. *J Endod* 2007;33(4):415-21.
15. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod* 1999;25(1):6-8.
16. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):565-7.
17. Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc* 2004;135(5):646-52.
18. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972;34(4):661-70.
19. Trope M, Ray HL, Jr. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992;73(1):99-102.

20. Selden HS. Repair of incomplete vertical root fractures in endodontically treated teeth--in vivo trials. *J Endod* 1996;22(8):426-9.
21. Sathorn C, Palamara JE, Messer HH. A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. *J Endod* 2005;31(4):283-7.
22. Rundquist BD, Versluis A. How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J* 2006;39(3):226-37.
23. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1989;15(11):512-6.
24. Beltrao MC, Spohr AM, Oshima HM, Mota EG, Burnett LH, Jr. Fracture strength of endodontically treated molars transfixed horizontally by a fiber glass post. *Am J Dent* 2009;22(1):9-13.
25. Yokoyama K, Kimura Y, Matsumoto K, Fujishima A, Miyazaki T. Preventive effect of tooth fracture by pulsed Nd:YAG laser irradiation with diamine silver fluoride solution. *J Clin Laser Med Surg* 2001;19(6):315-8.
26. Einstein A. On the quantum theory of radiation. *Phys Z* 1917;18:121-8.
27. Schawlow AL, Townes CH. Infrared & optical masers. *Phys Rev* 1958;112:1940-9.
28. Maiman TH. Stimulated optical radiation by ruby. *Nature* 1960;187:493-4.
29. Pick RM, Miserendino L. *Lasers in dentistry*. Chicago: Quintessence Pub. Co, 1995:82-96.
30. Stern RH, Sognaes RF. Laser Effect on Dental Hard Tissues. A Preliminary Report. *J South Calif Dent Assoc* 1965;33:17-9.

31. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. *Nature* 1964;203:417.
32. Weichman JA, Johnson FM. Laser use in endodontics. A preliminary investigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971;31(3):416-20.
33. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am* 2004;48(4):751-70.
34. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44(4):753-65.
35. Tuner J, Hode L. *The Laser Therapy Handbook*. Grangesberg: Prima Books AB, 2004:64-79.
36. Pick RM, Powell GL. Laser in dentistry. Soft-tissue procedures. *Dent Clin North Am* 1993;37(2):281-96.
37. Floratos DL, de la Rosette JJ. Lasers in urology. *BJU Int* 1999;84(2):204-11.
38. Parker S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. *Br Dent J* 2007;202(2):73-81.
39. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):57-61.
40. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J* 1990;40(6):323-32.
41. Miller M, Truhe T. Lasers in dentistry: an overview. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):32-5.
42. Frentzen M, Koort HJ, Thiensiri I. Excimer lasers in dentistry: future possibilities with advanced technology. *Quintessence Int* 1992;23(2):117-33.

43. Powell GL, Morton TH, Whisenant BK. Argon laser oral safety parameters for teeth. *Lasers Surg Med* 1993;13(5):548-52.
44. Kutsch VK. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):49-54.
45. Pick RM, Colvard MD. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol* 1993;64(7):589-602.
46. Neiburger EJ, Miserendino L. Laser reflectance: hazard in the dental operator. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1988;66(6):659-61.
47. Goodis HE, Fried D, Gansky S, Rechmann P, Featherstone JD. Pulpal safety of 9.6 microm TEA CO2 laser used for caries prevention. *Lasers Surg Med* 2004;35(2):104-10.
48. Le Goff A, Dautel-Morazin A, Guigand M, Vulcain JM, Bonnaure-Mallet M. An evaluation of the CO2 laser for endodontic disinfection. *J Endod* 1999;25(2):105-8.
49. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Sperr W. The CO2 laser as an aid in direct pulp capping. *J Endod* 1998;24(4):248-51.
50. Komori T, Yokoyama K, Matsumoto Y, Matsumoto K. Erbium:YAG and holmium:YAG laser root resection of extracted human teeth. *J Clin Laser Med Surg* 1997;15(1):9-13.
51. Gouw-Soares S, Gutknecht N, Conrads G, Lampert F, Matson E, Eduardo CP. The bactericidal effect of Ho:YAG laser irradiation within contaminated root dentinal samples. *J Clin Laser Med Surg* 2000;18(2):81-7.
52. Pick RM. Using lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):37-4.

53. Zakariasen KL, Dederich DN. Dental lasers and science. *J Can Dent Assoc* 1991;57(7):570-3.
54. Myers TD, Myers WD. The use of a laser for debridement of incipient caries. *J Prosthet Dent* 1985;53(6):776-9.
55. Myers TD. Lasers in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1991;122(1):46-50.
56. Goya C, Yamazaki R, Tomita Y, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on smear layer at the apical stop and apical leakage after obturation. *Int Endod J* 2000;33(3):266-71.
57. Harashima T, Takeda FH, Kimura Y, Matsumoto K. Effect of Nd:YAG laser irradiation for removal of intracanal debris and smear layer in extracted human teeth. *J Clin Laser Med Surg* 1997;15(3):131-5.
58. Anjo T, Ebihara A, Takeda A, Takashina M, Sunakawa M, Suda H. Removal of two types of root canal filling material using pulsed Nd:YAG laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 2004;22(6):470-6.
59. Sousa-Neto MD, Silva Coelho FI, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YT. Ex vivo study of the adhesion of an epoxy-based sealer to human dentine submitted to irradiation with Er : YAG and Nd : YAG lasers. *Int Endod J* 2005;38(12):866-70.
60. 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. *J Clin Laser Med Surg* 2003;21(1):7-17.
61. Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT, Jr. The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):65-70.

62. Kimura Y, Yonaga K, Yokoyama K, Kinoshita J, Ogata Y, Matsumoto K. Root surface temperature increase during Er:YAG laser irradiation of root canals. *J Endod* 2002;28(2):76-8.
63. Inamoto K, Horiba N, Senda S, Naitoh M, Ariji E, Senda A, et al. Possibility of root canal preparation by Er:YAG laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;107(1):47-55.
64. Khabbaz MG, Makropoulou MI, Serafetinides AA, Papadopoulos D, Papagiakoumou E. Q-switched versus free-running Er:YAG laser efficacy on the root canal walls of human teeth: a SEM study. *J Endod* 2004;30(8):585-8.
65. Jayawardena JA, Kato J, Moriya K, Takagi Y. Pulpal response to exposure with Er:YAG laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;91(2):222-9.
66. Sasaki LH, Lobo PD, Moriyama Y, Watanabe IS, Villaverde AB, Tanaka CS, et al. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er:YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro. *Braz Dent J* 2008;19(1):57-61.
67. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Bicer CO, Firatli E. Microleakage and scanning electron microscopy evaluation of all-in-one self-etch adhesives and their respective nanocomposites prepared by erbium:yttrium-aluminum-garnet laser and bur. *Lasers Med Sci* 2010;25(4):493-502.
68. Correa-Afonso AM, Palma-Dibb RG, Pecora JD. Composite filling removal with erbium:yttrium-aluminum-garnet laser: morphological analyses. *Lasers Med Sci* 2008;25(1):1-7.

69. Perito MA, Jorge AC, de Freitas PM, Cassoni A, Rodrigues JA. Cavity preparation and influence of restorative materials on the prevention of secondary caries. *Photomed Laser Surg* 2009;27(5):729-34.
70. Noiri Y, Katsumoto T, Azakami H, Ebisu S. Effects of Er:YAG laser irradiation on biofilm-forming bacteria associated with endodontic pathogens in vitro. *J Endod* 2008;34(7):826-9.
71. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. *Int Endod J* 1999;32(1):32-9.
72. Mehl A, Folwaczny M, Haffner C, Hickel R. Bactericidal effects of 2.94 microns Er:YAG-laser radiation in dental root canals. *J Endod* 1999;25(7):490-3.
73. Perin FM, Franca SC, Silva-Sousa YT, Alfredo E, Saquy PC, Estrela C, et al. Evaluation of the antimicrobial effect of Er:YAG laser irradiation versus 1% sodium hypochlorite irrigation for root canal disinfection. *Aust Endod J* 2004;30(1):20-2.
74. Picoli F, Brugnera-Junior A, Saquy PC, Guerisoli DM, Pecora JD. Effect of Er:YAG laser and EDTAC on the adhesiveness to dentine of different sealers containing calcium hydroxide. *Int Endod J* 2003;36(7):472-5.
75. Harashima T, Kinoshita J, Kimura Y, Brugnera A, Zanin F, Pecora JD, et al. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg* 2005;23(1):52-5.

76. Dewsnup N, Pileggi R, Haddix J, Nair U, Walker C, Varella CH. Comparison of bacterial reduction in straight and curved canals using erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser treatment versus a traditional irrigation technique with sodium hypochlorite. *J Endod* 2010;36(4):725-8.
77. Silva AC, Guglielmi C, Meneguzzo DT, Aranha AC, Bombana AC, de Paula Eduardo C. Analysis of permeability and morphology of root canal dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 2010;28(1):103-8.
78. Rahimi S, Yavari HR, Shahi S, Zand V, Shakoui S, Reyhani MF, et al. Comparison of the effect of Er, Cr-YSGG laser and ultrasonic retrograde root-end cavity preparation on the integrity of root apices. *J Oral Sci* 2010;52(1):77-81.
79. Caliskan MK, Parlar NK, Orucoglu H, Aydin B. Apical microleakage of root-end cavities prepared by Er, Cr: YSGG laser. *Lasers Med Sci* 2010;25(1):145-50.
80. Obeidi A, Liu PR, Ramp LC, Beck P, Gutknecht N. Acid-etch interval and shear bond strength of Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel and dentin. *Lasers Med Sci* 2010;25(3):363-9.
81. Leukauf M, Trodhan A, Kautzky M, Susani M, Porteder H. Infrared laser soft tissue ablation versus ultraviolet excimer laser. Experimental introduction of the Hol:YAG-laser in oral surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993;76(4):425-32.
82. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Benz C, Hickel R. Root substance removal with Er:YAG laser radiation at different parameters using a new delivery system. *J Periodontol* 2000;71(2):147-55.

83. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000* 2004;36:59-97.
84. Tal H, Oegiesser D, Tal M. Gingival depigmentation by erbium:YAG laser: clinical observations and patient responses. *J Periodontol* 2003;74(11):1660-7.
85. Kotsovilis S, Karoussis IK, Trianti M, Fourmoussis I. Therapy of peri-implantitis: a systematic review. *J Clin Periodontol* 2008;35(7):621-9.
86. Schwarz F, Olivier W, Hertel M, Sager M, Chaker A, Becker J. Influence of implant bed preparation using an Er:YAG laser on the osseointegration of titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. *J Oral Rehabil* 2007;34(4):273-81.
87. Thomas BW, Hook CR, Draughn RA. Laser-aided degradation of composite resin. *Angle Orthod* 1996;66(4):281-6.
88. Ozer T, Basaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134(2):193-7.
89. Yang HY, Zheng LW, Yang HJ, Luo J, Li SC, Zwahlen RA. Long-pulsed Nd:YAG laser treatment in vascular lesions of the oral cavity. *J Craniofac Surg* 2009;20(4):1214-7.
90. Papadaki M, Doukas A, Farinelli WA, Kaban L, Troulis M. Vertical ramus osteotomy with Er:YAG laser: a feasibility study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007;36(12):1193-7.
91. Stubinger S, Nuss K, Landes C, von Rechenberg B, Sader R. Harvesting of intraoral autogenous block grafts from the chin and ramus region: preliminary results with a variable square pulse Er:YAG laser. *Lasers Surg Med* 2008;40(5):312-8.

92. Arisu HD, Sadik B, Bala O, Turkoz E. Computer-assisted evaluation of microleakage after apical resection with laser and conventional techniques. *Lasers Med Sci* 2008;23(4):415-20.
93. Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am* 2004;48(4):771-94.
94. Eberhard J, Bode K, Hedderich J, Jepsen S. Cavity size difference after caries removal by a fluorescence-controlled Er:YAG laser and by conventional bur treatment. *Clin Oral Investig* 2008;12(4):311-8.
95. Birang R, Poursamimi J, Gutknecht N, Lampert F, Mir M. Comparative evaluation of the effects of Nd:YAG and Er:YAG laser in dentin hypersensitivity treatment. *Lasers Med Sci* 2007;22(1):21-4.
96. Navarro RS, Gouw-Soares S, Cassoni A, Haypek P, Zzell DM, de Paula Eduardo C. The influence of erbium:yttrium-aluminum-garnet laser ablation with variable pulse width on morphology and microleakage of composite restorations. *Lasers Med Sci* 2010;25(6):881-9.
97. Celik C, Ozel Y, Bagis B, Erkut S. Effect of laser irradiation and cavity disinfectant application on the microtensile bond strength of different adhesive systems. *Photomed Laser Surg* 2010;28(2):267-72.
98. Strobl A, Gutknecht N, Franzen R, Hilgers RD, Lampert F, Meister J. Laser-assisted in-office bleaching using a neodymium:yttrium-aluminum-garnet laser: an in vivo study. *Lasers Med Sci* 2010;25(4):503-9.
99. Zhang S, Chen T, Ge LH. Scanning electron microscopy study of cavity preparation in deciduous teeth using the Er:YAG laser with different powers. *Lasers Med Sci* 2010;25(6):829-34.

100. Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *Int Endod J* 2000;33(3):173-85.
101. Odor TM, Chandler NP, Watson TF, Ford TR, McDonald F. Laser light transmission in teeth: a study of the patterns in different species. *Int Endod J* 1999;32(4):296-302.
102. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler. 1st ed. İstanbul: Nobel Tıp kitapçevleri, 2006:15-17.
103. 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996;81(2):229-33.
104. Zhang C, Matsumoto K, Kimura Y, Harashima T, Takeda FH, Zhou H. Effects of CO<sub>2</sub> laser in treatment of cervical dentinal hypersensitivity. *J Endod* 1998;24(9):595-7.
105. Melcer J, Chaumette MT, Melcer F. Dental pulp exposed to the CO<sub>2</sub> laser beam. *Lasers Surg Med* 1987;7(4):347-52.
106. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Sperr W. Advantages of a pulsed CO<sub>2</sub> laser in direct pulp capping: a long-term in vivo study. *Lasers Surg Med* 1998;22(5):288-93.
107. Toomarian L, Fekrazad R, Sharifi D, Baghaei M, Rahimi H, Eslami B. Histopathological evaluation of pulpotomy with Er,Cr:YSGG laser vs formocresol. *Lasers Med Sci* 2008;23(4):443-50.
108. Fogel HM, Pashley DH. Dentin permeability: effects of endodontic procedures on root slabs. *J Endod* 1990;16(9):442-5.

109. Anic I, Tachibana H, Masumoto K, Qi P. Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd: YAG, CO<sub>2</sub> and argon lasers. *Int Endod J* 1996;29(1):13-22.
110. 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. *Endod Dent Traumatol* 1998;14(6):270-3.
111. Moshonov J, Sion A, Kasirer J, Rotstein I, Stabholz A. Efficacy of argon laser irradiation in removing intracanal debris. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995;79(2):221-5.
112. Blum JY, Abadie MJ. Study of the Nd:YAP laser. Effect on canal cleanliness. *J Endod* 1997;23(11):669-75.
113. Koba K, Kimura Y, Matsumoto K, Takeuchi T, Ikarugi T, Shimizu T. A histopathological study of the morphological changes at the apical seat and in the periapical region after irradiation with a pulsed Nd:YAG laser. *Int Endod J* 1998;31(6):415-20.
114. Dederich DN, Zakariasen KL, Tulip J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. *J Endod* 1984;10(9):428-31.
115. Sundqvist G. Ecology of the root canal flora. *J Endod* 1992;18(9):427-30.
116. Mohammadi Z, Abbott PV. On the local applications of antibiotics and antibiotic-based agents in endodontics and dental traumatology. *Int Endod J* 2009;42(7):555-67.
117. Brito PR, Souza LC, Machado de Oliveira JC, Alves FR, De-Deus G, Lopes HP, et al. Comparison of the effectiveness of three irrigation techniques in reducing

- intracanal *Enterococcus faecalis* populations: an in vitro study. *J Endod* 2009;35(10):1422-7.
118. Machado ME, Sapia LA, Cai S, Martins GH, Nabeshima CK. Comparison of two rotary systems in root canal preparation regarding disinfection. *J Endod* 2010;36(7):1238-40.
119. McKinley IB, Jr., Ludlow MO. Hazards of laser smoke during endodontic therapy. *J Endod* 1994;20(11):558-9.
120. Fegan SE, Steiman HR. Comparative evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation: an in vitro study. *J Endod* 1995;21(8):415-7.
121. Schoop U, Goharkhay K, Klimscha J, Zagler M, Wernisch J, Georgopoulos A, et al. The use of the erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser in endodontic treatment: the results of an in vitro study. *J Am Dent Assoc* 2007;138(7):949-55.
122. Gutknecht N, Franzen R, Schippers M, Lampert F. Bactericidal effect of a 980-nm diode laser in the root canal wall dentin of bovine teeth. *J Clin Laser Med Surg* 2004;22(1):9-13.
123. Maden M, Gorgul G, Tinaz AC. Evaluation of apical leakage of root canals obturated with Nd: YAG laser-softened gutta-percha, System-B, and lateral condensation techniques. *J Contemp Dent Pract* 2002;3(1):16-26.
124. Anic I, Matsumoto K. Comparison of the sealing ability of laser-softened, laterally condensed and low-temperature thermoplasticized gutta-percha. *J Endod* 1995;21(9):464-9.

125. Viducic D, Jukic S, Karlovic Z, Bozic Z, Miletic I, Anic I. Removal of gutta-percha from root canals using an Nd:YAG laser. *Int Endod J* 2003;36(10):670-3.
126. Oliveira RG, Gouw-Soares S, Baldochi SL, Eduardo CP. Scanning electron microscopy (SEM) and optical microscopy: effects of Er:YAG and Nd:YAG lasers on apical seals after apicoectomy and retrofill. *Photomed Laser Surg* 2004;22(6):533-6.
127. Karlovic Z, Pezelj-Ribaric S, Miletic I, Jukic S, Grgurevic J, Anic I. Erbium:YAG laser versus ultrasonic in preparation of root-end cavities. *J Endod* 2005;31(11):821-3.
128. Sun G. The role of lasers in cosmetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44(4):831-50.
129. Luk K, Tam L, Hubert M. Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. *J Am Dent Assoc* 2004;135(2):194-201.
130. Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Ozturk N. Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;72(2):254-9.
131. Andersen K. Safe use of lasers in the operating room-what perioperative nurses should know. *AORN J* 2004;79(1):171-88.
132. Parker S. Laser regulation and safety in general dental practice. *Br Dent J* 2007;202(9):523-32.
133. Alaçam T. *Endodonti*. 2nd ed. Ankara: Barış yayınları, 2000:639-47.
134. Fader DJ, Ratner D. Principles of CO<sub>2</sub>/erbium laser safety. *Dermatol Surg* 2000;26(3):235-9.
135. Barkana Y, Belkin M. Laser eye injuries. *Surv Ophthalmol* 2000;44(6):459-78.

136. Cohen S, Burns R. *Pathways of the Pulp*. St. Louis: Mosby, 2002:765-95.
137. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997;25(6):441-58.
138. Scelza MF, Teixeira AM, Scelza P. Decalcifying effect of EDTA-T, 10% citric acid, and 17% EDTA on root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;95(2):234-6.
139. Dogan H, Qalt S. Effects of chelating agents and sodium hypochlorite on mineral content of root dentin. *J Endod* 2001;27(9):578-80.
140. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1992;67(4):458-67.
141. Kahler B, Swain MV, Moule A. Fracture-toughening mechanisms responsible for differences in work to fracture of hydrated and dehydrated dentine. *J Biomech* 2003;36(2):229-37.
142. Stanford JW, Weigel KV, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1960;60:746-56.
143. Jameson MW, Hood JA, Tidmarsh BG. The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine. *J Biomech* 1993;26(9):1055-65.
144. Eto JN, Niu W, Takeda FH, Kimura Y, Matsumoto K. Morphological and atomic analytical changes of root canal wall dentin after treatment with thirty-eight percent  $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$  solution and  $\text{CO}_2$  laser. *J Clin Laser Med Surg* 1999;17(1):19-24.

145. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-coresystems. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):262-9.
146. Pecora JD, Brugnera-Junior A, Cussioli AL, Zanin F, Silva R. Evaluation of dentin root canal permeability after instrumentation and Er:YAG laser application. *Lasers Surg Med* 2000;26(3):277-81.
147. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44(4):717-52.
148. Jafarzadeh H. Laser Doppler flowmetry in endodontics: a review. *Int Endod J* 2009;42(6):476-90.
149. de Moura AA, Moura-Netto C, Barletta FB, Vieira-Junior ND, Eduardo Cde P. Morphological assessment of dentine and cementum following apicectomy with Zekrya burs and Er:YAG laser associated with direct and indirect Nd:YAG laser irradiation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109(4):77-82.
150. Meire MA, De Prijck K, Coenye T, Nelis HJ, De Moor RJ. Effectiveness of different laser systems to kill *Enterococcus faecalis* in aqueous suspension and in an infected tooth model. *Int Endod J* 2009;42(4):351-9.
151. Altundasar E, Ozcelik B, Cehreli ZC, Matsumoto K. Ultramorphological and histochemical changes after ER,CR:YSGG laser irradiation and two different irrigation regimes. *J Endod* 2006;32(5):465-8.
152. Anic I, Segovic S, Katanec D, Prskalo K, Najzar-Fleger D. Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO<sub>2</sub>, and Nd:YAG laser. *J Endod* 1998;24(2):77-81.

153. Secilmis A, Altintas S, Usumez A, Berk G. Evaluation of mineral content of dentin prepared by erbium, chromium:yttrium scandium gallium garnet laser. *Lasers Med Sci* 2008;23(4):421-5.
154. Malkoc MA, Tasdemir ST, Ozturk AN, Ozturk B, Berk G. Effects of laser and acid etching and air abrasion on mineral content of dentin. *Lasers Med Sci* 2011;26(1):21-7.
155. Hiraishi N, Yiu CK, King NM, Tagami J, Tay FR. Antimicrobial efficacy of 3.8% silver diamine fluoride and its effect on root dentin. *J Endod* 2010;36(6):1026-9.
156. Yokoyama K, Matsumoto K, Murase J. Permeability of the root canal wall and occlusion of dentinal tubules by Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F: a comparison of combined use with pulsed Nd:YAG laser or iontophoresis. *J Clin Laser Med Surg* 2000;18(1):9-14.
157. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, et al. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *J Oral Rehabil* 2009;36(4):299-312.
158. Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* 1993;9(2):79-84.
159. Stewart GG. Clinical application of glass ionomer cements in endodontics: case reports. *Int Endod J* 1990;23(3):172-8.
160. Trope M, Rosenberg ES. Multidisciplinary approach to the repair of vertically fractured teeth. *J Endod* 1992;18(9):460-3.

161. Yokoyama K, Matsumoto K, Kinoshita J, Sasaki H, Komori T. Treatment of maxillary molars with vertical fractures. *Endod Dent Traumatol* 1998;14(6):287-9.
162. Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;90(3):360-4.
163. Stokes AN, Hood JA. Impact fracture characteristics of intact and crowned human central incisors. *J Oral Rehabil* 1993;20(1):89-95.
164. Loney RW, Moulding MB, Ritsco RG. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8(3):247-51.
165. Farik B, Munksgaard EC. Fracture strength of intact and fragment-bonded teeth at various velocities of the applied force. *Eur J Oral Sci* 1999;107(1):70-3.
166. Al-Omiri MK, Al-Wahadni AM. An ex vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems. *Int Endod J* 2006;39(11):890-9.
167. Stampalia LL, Nicholls JI, Brudvik JS, Jones DW. Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. *J Prosthet Dent* 1986;55(6):694-8.
168. Burke FJ, Wilson NH, Watts DC. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Oper Dent* 1993;18(6):230-6.
169. Hurmuzlu F, Kiremitci A, Serper A, Altundasar E, Siso SH. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with ormocer and packable composite. *J Endod* 2003;29(12):838-40.

170. Wang X, Sun Y, Kimura Y, Kinoshita J, Ishizaki NT, Matsumoto K. Effects of diode laser irradiation on smear layer removal from root canal walls and apical leakage after obturation. *Photomed Laser Surg* 2005;23(6):575-81.
171. Lan WH. Temperature elevation on the root surface during Nd:YAG laser irradiation in the root canal. *J Endod* 1999;25(3):155-6.
172. White JM, Fagan MC, Goodis HE. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J Periodontol* 1994;65(3):255-9.
173. Ramskold LO, Fong CD, Stromberg T. Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. *J Endod* 1997;23(2):96-100.
174. Armengol V, Jean A, Rohanzadeh R, Hamel H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: in vitro study. *J Endod* 1999;25(8):543-6.
175. Lee BS, Jeng JH, Lin CP, Shoji S, Lan WH. Thermal effect and morphological changes induced by Er:YAG laser with two kinds of fiber tips to enlarge the root canals. *Photomed Laser Surg* 2004;22(3):191-7.
176. Yu DG, Kimura Y, Fujita A, Hossain M, Kinoshita JI, Suzuki N, et al. Study on acid resistance of human dental enamel and dentin irradiated by semiconductor laser with Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F solution. *J Clin Laser Med Surg* 2001;19(3):141-6.
177. Cohen M, Garnick JJ, Ringle RD, Hanes PJ, Thompson WO. Calcium and phosphorus content of roots exposed to the oral environment. *J Clin Periodontol* 1992;19(4):268-73.
178. Marshall GW, Jr. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int* 1993;24(9):606-17.

179. Hennequin M, Pajot J, Avignant D. Effects of different pH values of citric acid solutions on the calcium and phosphorus contents of human root dentin. *J Endod* 1994;20(11):551-4.
180. Hennequin M, Douillard Y. Effects of citric acid treatment on the Ca, P and Mg contents of human dental roots. *J Clin Periodontol* 1995;22(7):550-7.
181. Rotstein I, Dankner E, Goldman A, Heling I, Stabholz A, Zalkind M. Histochemical analysis of dental hard tissues following bleaching. *J Endod* 1996;22(1):23-5.
182. Ari H, Erdemir A. Effects of endodontic irrigation solutions on mineral content of root canal dentin using ICP-AES technique. *J Endod* 2005;31(3):187-9.
183. Moshonov J, Peretz B, Brown T, Rotstein I. Cleaning of the root canal using Nd:YAP laser and its effect on the mineral content of the dentin. *J Clin Laser Med Surg* 2004;22(2):87-9.
184. Zhang K, Kim YK, Cadenaro M, Bryan TE, Sidow SJ, Loushine RJ, et al. Effects of different exposure times and concentrations of sodium hypochlorite/ethylenediaminetetraacetic acid on the structural integrity of mineralized dentin. *J Endod* 2010;36(1):105-9.
185. Pearlman RS, Hefferren JJ, Lyon HW. Determination of tin in enamel and dentin by atomic absorption spectroscopy. *J Dent Res* 1970;49(6):1437-43.
186. Erdemir A, Eldeniz AU, Belli S. Effect of gutta-percha solvents on mineral contents of human root dentin using ICP-AES technique. *J Endod* 2004;30(1):54-6.

187. Gurbuz T, Ozdemir Y, Kara N, Zehir C, Kurudirek M. Evaluation of root canal dentin after Nd:YAG laser irradiation and treatment with five different irrigation solutions: a preliminary study. *J Endod* 2008;34(3):318-21.
188. Hossain M, Kimura Y, Nakamura Y, Yamada Y, Kinoshita JI, Matsumoto K. A study on acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er,Cr:YSGG laser. *J Clin Laser Med Surg* 2001;19(3):159-63.
189. Hossain M, Nakamura Y, Kimura Y, Ito M, Yamada Y, Matsumoto K. Acquired acid resistance of dental hard tissues by CO2 laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 1999;17(5):223-6.
190. Hossain M, Nakamura Y, Murakami Y, Yamada Y, Matsumoto K. A comparative study on compositional changes and Knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er:YAG laser irradiation and mechanical bur cavity. *J Clin Laser Med Surg* 2003;21(1):29-33.