



T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KÖK KANALLARINA FARKLI GÜÇLERDE UYGULANAN KTP  
LAZERİN SMEAR TABAKASI, SICAKLIK DEĞİŞİMİ VE *E.faecalis*  
ÜZERİNE ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

DT. DİLARA ARSLAN

DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

SİVAS  
2013

T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KÖK KANALLARINA FARKLI GÜÇLERDE UYGULANAN KTP  
LAZERİN SMEAR TABAKASI, SICAKLIK DEĞİŞİMİ VE *E.faecalis*  
ÜZERİNE ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

DT. DİLARA ARSLAN

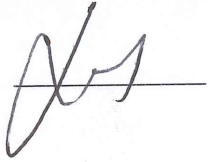


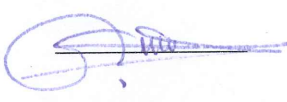
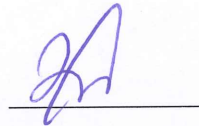
DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI  
DOÇ. DR. ALPER KUŞTARCI

SİVAS  
2013

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan	Yrd. Doç. Dr. Kerem Engin AKPINAR	
Üye (Danışman)	Doç. Dr. Alper KUŞTARCI	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Burak SADIK	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Demet ALTUNBAŞ	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Ziynet ÇINAR	

ONAY

Bu tez çalışması, 24/ 01/ 2013 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ömer POYRAZ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı toplantısında kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

## ÖZET

### KÖK KANALLARINA FARKLI GÜÇLERDE UYGULANAN KTP LAZERİN SMEAR TABAKASI, SICAKLIK DEĞİŞİMİ VE *E.faecalis* ÜZERİNE ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

Dt. Dilara ARSLAN

Doktora Tezi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi ABD, Endodonti BD

Danışman: Doç. Dr. Alper KUŞTARCI

2013,157 sayfa

Bu çalışmanın amacı, kök kanallarına farklı güçlerde uygulanan KTP lazerin preparasyon sonrasında meydana gelen smear tabakası, kök yüzeyinde meydana gelen sıcaklık değişimi ve *E. faecalis* üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesidir.

Çalışmada 323 adet çekilmiş tek kök ve tek kanallı mandibular premolar insan dişleri kullanıldı. Kuronlar uzaklaştırıldıktan sonra diş köklerinin çalışma boyları belirlendi. Tüm kök kanalları K tipi el eğeleri ile apikal 60 numara olacak şekilde belirlenen çalışma boyunda step-back tekniği ile şekillendirildi. Koronal kısmın genişletilmesi amacıyla 2-4 numaralı gates-glidden frezler kullanıldı. Daha sonra diş kökleri rastgele olacak şekilde 3 ana bölüme ayrıldı.

Antibakteriyel etkinliğin incelendiği bölümde 119 adet diş kökü steril edildikten sonra içerisinde *E. faecalis* bulunan 15 µl süspansiyon ile steril mikro pipetler kullanılarak kontamine edildi ve 24 saat etüvde bekletildi. Daha sonra diş kökleri rastgele 17'şer diş kökünden oluşan 5 deney (1 W, 1,5 W, 2 W, 3 W, 4 W KTP lazer), 1 negatif kontrol (% 2,5'lik NaOCl) ve 1 pozitif kontrol (SF) olmak üzere 7 gruba ayrıldı. Gruplardaki uygulamaların öncesinde ve sonrasında steril kağıt konlar ile kök kanalından alınan örnekler içerisinde 5ml BHI bulunan cam tüplere aktarıldı, oluşan bu süspansiyonlardan 10µl alınarak kanlı agar besiyerinin iki ayrı tarafına ekim yapıldı. Bakteriyel azalma CFU sınıflamasına göre sayılarak hesaplandı.

Smear tabakasının incelendiği bölümde 119 adet diş kökü rastgele 17'şer diş kökünden 5 deney (1 W, 1,5 W, 2 W, 3 W, 4 W KTP lazer), 1 negatif kontrol (%17'lik EDTA) ve 1 pozitif kontrol (%2,5'lik NaOCl) olmak üzere 7 gruba ayrıldı. KTP lazer ve kontrol grupları uygulandıktan sonra diş kökleri uzun aksları boyunca ikiye ayrıldı ve her bir diş kökünün bir yarısı SEM'de incelendi. Apikal, orta ve koronal üçte birlik

bölgelerden x1000 ve x2000 büyütmelede fotoğraflar alındı. Fotoğraflar smear tabakası varlığı açısından skorlanarak değerlendirilmeler buna göre yapıldı.

Sıcaklık değişiminin incelendiği bölümde 85 adet diş kökü rastgele 17'şer diş kökünden oluşan 5 deney (1 W, 1,5 W, 2 W, 3 W, 4 W KTP lazer) grubuna ayrıldı. Sıcaklık değişimi lazer uygulanması ile eş zamanda termal kamera (ThermaCAM S65 FLIR System) ile kayıt edildi. Termal kamera ile elde edilen sıcaklık değişimi verileri apikal, orta ve koronal üçte birlik bölgede ayrı ayrı değerlendirildi.

Çalışmanın verilerin değerlendirilmesinde Kruskal Wallis testi, Tukey testi kullanıldı. Yanılma düzeyi 0,05 olarak alındı. Sonuç olarak antibakteriyel etkinliğin incelendiği bölümde tüm gruplarda *E. faecalis* sayısında azalma olmuştur. En fazla azalma %2,5'lik NaOCl kullanılan grupta meydana gelmiştir. Bu azalmayı sırası ile 4 W, 3 W, 2 W, SF, 1,5 W ve 1 W KTP lazer grupları takip etmiştir. İstatistiksel olarak 1 W KTP lazer grubu ile tüm gruplara arasındaki ve %2,5'lik NaOCl ile 4 W KTP lazer grubu hariç tüm gruplar arasındaki fark önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). 4 W KTP lazer kullanımının neredeyse % 2,5'lik NaOCl kadar bir başarı elde ettiği görülmüştür. SF kullanımının KTP lazerin 1 W ve 1,5 W olarak kullanılmasından daha etkili antibakteriyel etkinlik gösterdiği tespit edilmiştir.

Smear tabakasının incelendiği bölümde en düşük skorlar % 17'lik EDTA kullanılan grupta tespit edilirken, en yüksek skorlar 1 W KTP lazer ve % 2,5'lik NaOCl kullanılan gruplarda tespit edilmiştir. İstatistiksel olarak tüm bölgelerde % 17'lik EDTA kullanılan grup ile diğer tüm gruplara arasında, apikal üçte birlik bölgede % 2,5'lik NaOCl ile 4 W KTP lazer grubu arasında, orta üçte birlik bölgede 1,5 W KTP lazer grubu ile 1 W KTP lazer grubu ve %2,5'lik NaOCl grupları arasındaki fark önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Tüm gruplarda en yüksek skorların apikal bölgede olduğu tespit edilmiştir.

Sıcaklık değişiminin incelendiği bölümde artan güç düzeyleri ile doğru orantılı şekilde artan sıcaklık artışları tespit edilmiştir. İstatistiksel olarak tüm bölgelerde 3 W ve 4 W KTP lazer gruplarının kendi aralarındaki ve diğer tüm gruplarla arasındaki fark önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). En yüksek sıcaklık artışları apikal bölgede görülürken, en düşük sıcaklık artışları koronal bölgede elde edilmiştir. Lazer kullanılmasının sona ermesinden sonraki 20. sn'de tüm gruplarda sıcaklık artış değerlerini 10 °C'nin altında olduğu tespit edilmiştir.

**Anahtar kelimeler: KTP lazer, *E. faecalis*, smear, termal kamera**

## ABSTRACT

IN VITRO EXAMINATION OF THE EFFECTS OF KTP LASER APPLIED TO  
ROOT CANALS AT DIFFERENT POWER SETTINGS ON SMEAR LAYER,  
TEMPERATURE CHANGE AND *E. faecalis*.

Dt. Dilara Arslan

PhD Thesis, Dentistry and Endodontics USA, Endodontics BD

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Alper KUŞTARCI

2013.157 pages

The purpose of this study is in vitro evaluation of the effects of KTP laser applied to root canals at different power settings on the smear layer that occurs subsequent to preparation, the temperature changes on the root surface and *E. faecalis*.

In this study, 323 extracted single root and a single-channel mandibular premolar human teeth were employed. Working length was determined after removal of crowns of the teeth roots. All of the root canals were shaped with K-type hand files so that the apical size would be #60 as per the determined working length, by the step-back technique. The coronal section was flared using a size 2–4 Gates Glidden drill. Then the tooth roots were randomly divided into three main parts.

In the part where antibacterial activity was examined 119 tooth root were sterilized and subsequently contaminated with 15µl suspension containing *E. faecalis* through utilization of sterile micro-pipettes and were allowed to stand 24 hours in the oven. Then, the teeth roots were divided into 7 groups each consisting of randomly selected 17 teeth as 5 experiment (1 W, 1.5 W, 2W, 3W, 4W KTP laser) groups, 1 negative control (2.5% NaOCl) group and 1 positive control (SF) group. Before and after carrying out applications in groups, samples received with sterile paper cones from the root canal were transferred to glass tubes containing 5 ml BHI and 10µ of these suspensions were received and placed in two different sides of the blooded agar medium. Bacterial reduction was counted according to the CFU classification and computed.

In the part where smear layer was examined 119 tooth root were divided into 7 groups each consisting of randomly selected 17 teeth as 5 experiment(1 W, 1.5 W, 2 W, 3 W, 4 W KTP laser) groups, 1 negative control (17% EDTA) group and 1 positive

control (2.5% NaOCl) group. After applying KTP laser and control groups the tooth roots were divided along their long axis and half part of each tooth root were examined in SEM. Images were taken at coronal, middle and apical 1/3 with a magnification of x1000 and x2000. Images were scored in terms of the presence of smear layer and assessments were made accordingly.

In the part where temperature variation was studied, 85 teeth root were divided as 5 experiment (1 W, 1.5 W, 2 W, 3 W, 4 W KTP laser) groups each consisting of randomly selected 17 teeth. Temperature variation was recorded by thermal camera simultaneously with the implementation of laser (ThermaCAM S65 FLIR System). Temperature change data obtained through the thermal camera were evaluated separately at coronal, middle and apical 1/3 regions.

In the evaluation of the study, Kruskal Wallis test and Tukey's test were employed. Error level was received as 0.05.

As a result, in the part where antibacterial activity was examined a decrease in the number of *E. faecalis* was observed in all groups. Maximum decrease has occurred in the group where 2.5% of NaOCl was employed. This decrease was followed by the KTP laser groups in order of 4 W, 3 W, 2 W, SF, 1.5 W and 1 W. Statistically, the difference between 1 W KTP laser group and all groups, and the difference between the group where 2.5% of NaOCl was used and 4 W KTP laser group were found significant ( $p < 0.05$ ). It was observed that 4 W KTP laser usage almost had the same success with 2.5% NaOCl. It was determined that SF usage showed more effective antibacterial activity than usage of KTP laser as 1 W and 1.5 W.

In the part where smear layer was examined, the lowest scores were determined in the group where 17% EDTA was used and the highest scores were determined in the groups where 1 W KTP laser and 2.5% NaOCl have been used. Statistically, in all areas, the difference between the group where 17% EDTA was used and all other groups were significant while in apical 1/3 area the difference between the group where 2.5% NaOCl group was used and 4 W KTP laser groups was significant and in the middle 1/3 area the difference between, with 1.5 W KTP laser group and KTP laser group 1.5 W KTP laser group and the group where 2.5% NaOCl group was used was found significant ( $p < 0.05$ ). It was determined that in all groups the highest scores were in the apical region.

In the part where the temperature variation was examined, temperature increases in direct proportion to the increasing power levels have been identified. Statistically, in all regions, the difference between 3 W and 4-W KTP laser groups between each other



and with all other groups were significant ( $p < 0.05$ ). The highest temperature increase was observed in the apical region and the lowest temperature increase was obtained in the coronal region. After the end of the use of the laser, increase in temperature values in all groups were found to be below  $10^0$  C in 20 seconds.

**Key words: KTP laser, *E. faecalis*, smear, thermal camera**

## TEŞEKKÜR

Bu günlerimin mimarı olan, her zaman bana inanarak maddi ve manevi olarak desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen anne ve babama;

Lisans ve doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini, sabır ve iyi niyetini benden esirgemeyerek hayatıma yeni ufuklar açan, geçmiş ve gelecek akademik hayatımın en büyük destekçisi, öğrencisi olmaktan her zaman onur duyduğum, çok sevdiğim ve saydığım ağabeyim danışman hocam Sayın Doç. Dr. Alper KUŞTARCI'ya

Öğrencilik ve asistanlığım süresince kendilerinden çok şey öğrendiğim bu günlere gelmemde destekleri olan başta ana bilim dalı başkanımız Sn. Yrd. Doç. Dr. Kerem Engin AKPINAR'a ve değerli ablam Sn. Yrd. Doç. Dr. Demet ALTUNBAŞ'a

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirilmesinde benden yardımlarını esirgemeyen hayat felsefesine her zaman saygı duyacağım C.Ü. Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi Sn. Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a

Tez çalışmamın mikrobiyolojik bölümünde ilgisini ve imkânlarını esirgemeyerek bana büyük bir özveri ile yardımcı olan Mikrobiyoloji Ana bilim Dalı öğretim üyesi Sn. Yrd. Doç. Dr. Cem Çelik'e

Tezime sağladıkları termal kamera desteği için C.Ü. Mühendislik Fakültesi öğretim üyesi Sn. Prof. Dr. Ertan BUYRUK ve asistanı Sn. Ferhat KILINÇ'a

Örneklerimin incelenmesinde ve görüntülenmesinde bana yardımcı olan Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde görev yapan Uzman İhsan AKŞİT ve Altınay BOYRAZ'a

Doktora tez çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan tüm arkadaşlarıma ve C.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı çalışanlarına,

Çalışmamın deney aşamalarını yapabilmem için gerekli ekipman ve malzemeyi proje kapsamında temin eden Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyon Başkanlığına

Sonsuz teşekkürü borç bilirim ...

DİLARA ARSLAN

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	i
ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xiii
SİMGELER DİZİNİ .....	xi
KISALTMALAR DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	4
2.1 Kök Kanallarının Mikroflorası.....	5
2.1.1 <i>Enterococcus faecalis</i> .....	6
2.2 Smear Tabakası .....	8
2.3 Kök Kanallarının İrrigasyonu .....	12
2.3.1 Serum Fizyolojik .....	14
2.3.2 Sodyum Hipoklorit .....	15
2.3.3 Etilen Diamin Tetra Asetik Asit .....	19
2.4 Lazerin Tanımı .....	22
2.4.1 Lazerin Tarihçesi .....	22
2.4.2 Lazer Fiziği.....	23
2.4.2.1 Lazer Sistemini Oluşturan Yapılar .....	25
2.4.2.2 Lazer Işığının Özellikleri.....	26
2.4.2.3 Lazer Işığının Dokuya Taşınması.....	26
2.4.2.4 Lazer Işığının İletim Şekilleri.....	26
2.4.3 Lazer Doku Etkileşimleri .....	27
2.4.4 Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	30
2.4.5 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler .....	30
2.4.5.1 Argon lazer .....	30
2.4.5.2 CO <sub>2</sub> Lazer .....	31
2.4.5.3 Excimer Lazer .....	32
2.4.5.4 Ho:YAG Lazer (Holmium:YAG).....	32
2.4.5.5 Erbiyum Lazerler .....	33
2.4.5.5.1 Er:YAG Lazer .....	33
2.4.5.5.2 Er:Cr:YSGG Lazer .....	34
2.4.5.6 Nd:YAG Lazer .....	34
2.4.5.7 KTP Lazer .....	35
2.4.6 Lazerlerin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları .....	37
2.4.7 Smear Tabakasının Uzaklaştırılması ve Kök Kanallarının Dezenfeksiyonu ....	43
2.4.7.1 Smear Tabakasının Uzaklaştırılması .....	43
2.4.7.2 Kök Kanallarının Dezenfeksiyonu .....	45

2.4.8 Lazer Kullanımının Avantajları ve Dezavantajları.....	48
2.4.9 Lazerin Kök Kanallarındaki Isı Etkisi .....	49
2.5 Kök Kanal Duvarlarında Meydana Gelen Sıcaklık Değişiminin İncelenbildiği Teknikler .....	51
2.5.1 Sonlu Elemanlar Yöntemi .....	51
2.5.2 Termo Çift Yöntemi (Termokupl).....	52
2.5.3 İnfrared Termografi .....	53
2.5.3.1 Termografi ve Uygulama Alanları .....	53
2.5.3.2 Emissivity .....	55
2.5.3.3 Çalışmamızda Kullandığımız Termal Kamera ve Özellikleri .....	56
2.6 Scanning Elektron Mikroskobu.....	56
2.6.1 SEM’de İncelenebilecek Numuneler ve İşlem Sırası.....	57
2.6.2 Kullandığımız Sem Cihazının Teknik Özellikleri .....	58
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	59
3.1 Örneklerin hazırlanması .....	59
3.2. KTP Lazerin <i>E. faecalis</i> Üzerine Etkisi .....	60
3.2.1 Diş Köklerinin Hazırlanması .....	60
3.2.2 Kök Kanallarının <i>E. faecalis</i> İle Kontamine Edilmesi .....	61
3.2.3 Deney ve Kontrol Gruplarının Uygulanışı .....	62
3.3. KTP Lazerin Smear Tabakası Üzerine Etkisi .....	65
3.3.1 Örnek Kesitlerin Hazırlanması .....	65
3.3.2 SEM İçin Örneklerin Hazırlanması ve İncelenmesi .....	66
3.4 KTP Lazerin Kök Yüzeyinde Meydana Getirdiği Sıcaklık Değişimi.....	69
3.5 İstatistiksel Değerlendirme.....	72
4. BULGULAR.....	73
4.1 KTP Lazerin <i>E. faecalis</i> Üzerine Etkisinin İncelenmesi.....	73
4.2. KTP Lazerin Smear Tabakası Üzerine Etkisinin İncelenmesi .....	78
4.2.1 SEM Görüntülerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi .....	98
4.2.1.1. Bölgelere Göre Gruplar Arası Farklılıkların Değerlendirilmesi .....	98
4.2.1.2 Grup İçi Bölgeler Arası Değerlendirme Bulguları .....	101
4.3. KTP Lazerin Kök Yüzeyinde Meydana Getirdiği Sıcaklık Değişimi.....	103
4.3.1 Gruplar Arası Değerlendirme Sonuçları.....	104
4.3.2 Grup İçi Bölgeler Arası Değerlendirme Sonuçları.....	108
4.3.3 KTP Lazer Uygulaması Sonrası 60 sn Bekleme Süresinin Değerlendirilmesi .	109
4.3.3.1 Apikal Üçlü Bekleme Süresinin Değerlendirilmesi .....	110
4.3.3.2 Orta Üçlü Bekleme Süresinin Değerlendirilmesi .....	111
4.3.3.3 Koronal Üçlü Bekleme Süresinin Değerlendirilmesi .....	113
5.TARTIŞMA .....	115
5.1 KTP Lazerin <i>E. faecalis</i> Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi .....	118
5.2 KTP Lazerin Smear Tabakası Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi .....	125
5.3 KTP Lazerin Kök Yüzeyinde Meydana Getirdiği Sıcaklık Değişiminin İncelenmesi .....	134

SONUÇLAR.....	141
KAYNAKLAR.....	142
ÖZGEÇMİŞ.....	158

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Lazer cihazının yapısı .....	25
Şekil 2.2 Lazerin doku üzerindeki etkileri .....	27
Şekil 2.3 Termal kamera ile çekilmiş farklı fotoğraflar .....	55
Şekil 3.1 Ependorf, flakon ve diş ünitesi .....	61
Şekil 3.2 İçerisinde 5 ml BHI bulunan cam tüp ve içerisine alınan kağıt kon .....	62
Şekil 3.3 Ekim yapılan besiyeri örneği .....	63
Şekil 3.4 Çalışmamızda kullandığımız KTP lazer cihazı.....	63
Şekil 3.5 Fiber optik uç .....	64
Şekil 3.6 Uzun aksları boyunca ikiye ayrılmış diş kökleri.....	66
Şekil 3.7 Sputter cihazı (Altın-paladyum kaplama cihazı) .....	66
Şekil 3.8 Altın kaplama cihazına yerleştirilmiş numuneler .....	67
Şekil 3.9 Altın paladyum kaplanan örnekler .....	67
Şekil 3.10 SEM cihazı.....	68
Şekil 3.11 KTP lazer uygulanması sırasında meydana gelen sıcaklık değişiminin incelendiği deney düzeneği .....	69
Şekil 3.12 Çalışmamızda kullanılan termal kamera.....	70
Şekil 3.13 Diş köklerinin yerleştirildiği sabitleyici düzenek .....	70
Şekil 3.14 Fiber optik uç, sabitleyici düzeneğe yerleştirilmiş diş ve termal kamera konumu.....	71
Şekil 3.15 Diş köklerinin lazer uygulanması sırasındaki görünümü.....	71
Şekil 3.16 Sabitleyici düzeneğe yerleştirilmiş diş kökü örneğinin termal kamera ile çekilmiş fotoğrafı .....	72
Şekil 4.1 Gruplara ait <i>E. faecalis</i> sayısındaki azalma oranlarının ortalama değerleri .....	74
Şekil 4.2 KTP lazerin 1 W (grup 1) güç ile uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek .....	75
Şekil 4.3 KTP lazerin 1,5 W (grup 2) güç ile uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek .....	75
Şekil 4.4 KTP lazerin 2 W (grup 3) güç ile uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek .....	76
Şekil 4.5 KTP lazerin 3 W (grup 4) güç ile uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek .....	76
Şekil 4.6 KTP lazerin 4 W (grup 5) gücü ile uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek .....	77
Şekil 4.7 Yıkama solüsyonu olarak % 2,5'lik NaOCl (grup 6) uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek .....	77
Şekil 4.8 Yıkama solüsyonu olarak SF (grup 7) uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek .....	78
Şekil 4.9 Grup 1 (1 W) koronal üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000) .....	79
Şekil 4.10 Grup 1 (1 W) orta üçte birlik bölgede yaygın ve homojen smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000).....	79
Şekil 4.11 Grup 1 (1 W) apikal üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000) .....	80

Şekil 4.12 Grup 2 (1,5 W) koronal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakası ile birlikte bazı açık dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000) .....	81
Şekil 4.13 Grup 2 (1,5 W) koronal üçte birlik bölgede izlenen peritübüler ve intertübüler dentin erime sahalarının SEM görüntüsü (x2000) .....	81
Şekil 4.14 Grup 2 (1,5 W) koronal üçte birlik bölgede yaygın ve homojen olmayan smear tabakası ile birlikte kanal şekillendirilmesi sırasında aletlerle dokunulmamış kalkosferik dentin yapısının SEM görüntüsü (x1000) .....	82
Şekil 4.15 Grup 2 (1,5 W) orta üçte birlik bölgede yaygın ve homojen olmayan smear tabakası ile birlikte kanal şekillendirilmesi sırasında aletlerle dokunulmamış kalkosferik dentin yapısının SEM görüntüsü (x1000) .....	82
Şekil 4.16 Grup 2 (1,5 W) apikal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakası ile örtülü dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000) .....	83
Şekil 4.17 Grup 3 (2 W) koronal üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübül ağızlarının ince bir çatlak şeklindeki SEM görüntüsü (x1000).....	84
Şekil 4.18 Grup 3 (2 W) koronal üçte birlik bölgede açık dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000) .....	84
Şekil 4.19 Grup 3 (2 W) koronal üçte birlik bölgede erime sahaları ve yer yer erime sonrası birleşmiş dentin sahalarının SEM görüntüsü (x2000) .....	85
Şekil 4.20 Grup 3 (2 W) orta üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübül ağızlarının ince bir çatlak şeklindeki SEM görüntüsü (x1000).....	85
Şekil 4.21 Grup 3 (2 W) orta üçte birlik bölgede erime sahaları ve yer yer erime sonrası birleşmiş ve rekristalize olmuş dentin sahalarının SEM görüntüsü (x2000).....	86
Şekil 4.22 Grup 3 (2 W) orta üçte birlik bölgede hem yoğun smear tabakası hem de parsiyel erime sahalarının görünümü (x2000) .....	86
Şekil 4.23 Grup 3 (2 W) apikal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000) .....	87
Şekil 4.24 Grup 4 (3 W) koronal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakası SEM görüntüsü (x1000) .....	88
Şekil 4.25 Grup 4 (3 W) koronal üçte birlik bölgede smear tabakası ile birlikte kanal şekillendirilmesi sırasında aletlerle dokunulmamış kalkosferik dentin yapısının SEM görüntüsü (x1000) .....	88
Şekil 4.26 Grup 4 (3 W) orta üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübül ağızlarının ince bir çatlak şeklindeki SEM görüntüsü (x1000).....	89
Şekil 4.27 Grup 4 (3 W) orta üçte birlik bölgede hem yoğun smear tabakası hem de parsiyel erime sahalarının görünümü (x2000) .....	89
Şekil 4.28 Grup 4 (3 W) apikal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000) .....	90
Şekil 4.29 Grup 5 (4 W) koronal üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübül ağızlarının ince bir çatlak şeklindeki SEM görüntüsü (x1000).....	91
Şekil 4.30 Grup 5 (4 W) koronal üçte birlik bölgede hem yoğun smear tabakası hem de parsiyel erime sahalarının görünümü (x2000).....	91
Şekil 4.31 Grup 5 (4 W) koronal üçte birlik bölgede yaygın ve homojen olmayan smear tabakası ile birlikte kanal şekillendirilmesi sırasında aletlerle dokunulmamış kalkosferik dentin yapısının SEM görüntüsü (x1000) .....	92

Şekil 4.32 Grup 5 (4 W) orta üçte birlik bölgede yaygın ve homojen smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000) .....	92
Şekil 4.33 Grup 5 (4 W) apikal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000) .....	93
Şekil 4.34 Grup 6 (%17'lik EDTA + %2,5'lik NaOCl) koronal üçte birlik bölgede tamamen açık dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000) .....	94
Şekil 4.35 Grup 6 ( %17'lik EDTA + %2,5'lik NaOCl) orta üçte birlik bölgede tamamen açık dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000).....	94
Şekil 4.36 Grup 6 (%17'lik EDTA + %2,5'lik NaOCl) apikal üçte birlik bölgede yer yer smear tabakası ile örtülü açık dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000) .....	95
Şekil 4.37 Grup 7 (%2,5'lik NaOCl) koronal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakası SEM görüntüsü (x1000) .....	96
Şekil 4.38 Grup 7 (%2,5'lik NaOCl) orta üçte birlik bölgede yaygın ve homojen olmayan smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000) .....	96
Şekil 4.39 Grup 7 (%2,5'lik NaOCl) apikal üçte birlik bölgede yaygın ve homojen olmayan smear tabakasının SEM görüntüsü .....	97
Şekil 4.40 Gruplara ait apikal üçlü smear skor ortalama değerleri .....	99
Şekil 4.41 Gruplara ait orta üçlü smear skor ortalama değerleri.....	100
Şekil 4.42 Gruplara ait koronal üçlü smear skor ortalama değerleri.....	101
Şekil 4.43 Grup içi bölgelere ait smear skor ortalama değerleri.....	103
Şekil 4.44 Apikal üçlü sıcaklık artışı ortalama değerleri .....	105
Şekil 4.45 Orta üçlü sıcaklık artışı ortalama değerleri .....	106
Şekil 4.46 Koronal üçlü sıcaklık artışı ortalama değerleri .....	107
Şekil 4.47 Grup içi bölgelere ait sıcaklık artışı ortalama değerleri.....	109
Şekil 4.48 Apikal üçlü bekleme süresi sıcaklık fark ortalamaları.....	111
Şekil 4.49 Orta üçlü bekleme süresi sıcaklık farkı ortalamaları .....	112
Şekil 4.50 Koronal üçlü bekleme süresi sıcaklık farkı ortalamaları .....	114



## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1 Gruplara ait <i>E. faecalis</i> sayısındaki azalma oranlarının ortalama değerleri.....	73
Çizelge 4.2 Gruplara ve bölgelere ait smear skor ortalamaları .....	98
Çizelge 4.3 Bölgelere ve gruplara göre sıcaklık artış ortalamaları.....	104
Çizelge 4.4 Apikal üçlü sıcaklık artışı ortalamaları, minimum ve maksimum değerleri ....	105
Çizelge 4.5 Orta üçlü sıcaklık farkı ortalama, minimum ve maksimum değerleri.....	106
Çizelge 4.6 Koronal üçlü sıcaklık artışı ortalama, minimum ve maksimum değerleri .....	107
Çizelge 4.7 Apikal üçlü bekleme süresi sıcaklık artış ortalamaları.....	110
Çizelge 4.8 Orta Üçlü Bekleme süresi sıcaklık farkı ortalamaları .....	112
Çizelge 4.9 Koronal üçlü bekleme süresi sıcaklık farkı ortalamaları.....	113

## SİMGELER DİZİNİ

- %** :Yüzde  
**°C** :Santigrad derece  
**W** :Güç birimi Watt  
**m** :Metre  
**µm** :Mikrometre (mikron)  
**nm** :Nanometre. (dalga boyu, dalga pikleri arasındaki uzaklık)  
**mm** :Milimetre  
**Å**: Angstrom  
 $10^{-9} \text{ m} = 1 \text{ nm}$   
 $10^{-6} \text{ m} = 1000 \text{ nm} = 1 \text{ µm}$   
 $10^{-10} \text{ m} = 1 \text{ Å}$   
 $10 \text{ Å} = 1 \text{ nm}$   
**J** : Enerji birimi joule  
**mj** : milijoule.(1J:1000mj)  
**ns** : Nanosaniye  
**µs** :Mikrosaniye  
**s** : Saniye  
**pps** : pulse per second  
**IR** : Infrared, Kızılötesi  
**°K** : Kelvin  
**dk** : Dakika  
**Hz** : Hertz ( Tekrarlama hızı, saniyedeki atım sayısı)  
**KW** : Kruskal Wallis Tek yönlü Varyans Analizi  
**S, Sd** : Standart sapma  
**X** : Ortalama  
**Gr** : Gram  
**ml** : mililitre  
**pH** : Power of Hydrogen  
**yy** : yüzyıl  
**Ca<sup>++</sup>** : Kalsiyum  
**C** : Karbon.  
**Au-Pd**: Altın –palladyum  
**α** : Alfa  
**v** :hertz.

$\lambda$  :Dalga boyu

$\Delta T$  : Sıcaklık farkı

## KISALTMALAR DİZİNİ

<b>NaOCl</b>	: Sodyum Hipoklorit
<b>ark.</b>	: arkadaşları
<b>EDTA</b>	: Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
<b>KTP</b>	: Potasyum Titanil Fosfat
<b><i>E. faecalis</i></b>	: Enterococcus faecalis
<b>UV</b>	: Ultraviöle
<b>Ca(OH)<sub>2</sub></b>	: Kalsiyum Hidroksit
<b>SF</b>	: Serum Fizyolojik
<b>CHX-KHG</b>	: Klorheksidin Glukonat
<b>H<sub>2</sub>O<sub>2</sub></b>	: Hidrojen Peroksit
<b>H<sub>2</sub>O</b>	: Su
<b>NaOH</b>	: Sodyum Hidroksit
<b>HOCl</b>	: Hipoklorik asit
<b>LASER</b>	: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
<b>MASER</b>	: Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation
<b>IADS</b>	: International American Dental Society
<b>FDA</b>	: Food and Drug Administration
<b>Er: YAG</b>	: Erbium Yttrium Alumium Garnet Lazer
<b>Nd: YAG</b>	: Neodymium Yttrium Aluminum Garnet Lazer
<b>Nd: YAP</b>	: Neodymium Yttrium Aluminum Perovskite
<b>Ho: YAG</b>	: Holmium Yttrium Aluminum Garnet Lazer
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbondioksit
<b>Ar</b>	: Argon
<b>Er: Cr</b>	: YSGG: Erbium Chromium Yttrium Scandium Gallium Garnet
<b>He-Ne</b>	: Helium-Neon
<b>Ga-Al-As</b>	: Galyum-Aluminum-Arsenide
<b>Ga-As</b>	: Galyum-Arsenide
<b>LDF</b>	: Lazer Dopler Flowmetry
<b>SEM</b>	: Scanning Elektron Microscope
<b>NaCl</b>	: Sodyum Klorür
<b>BHI</b>	: Beyin kalp infüzyonu
<b>ATCC</b>	: American Type Culture Collection
<b>CFU</b>	: Colony Forming Units
<b>Ar/F</b>	: Argon Fluorid

**Kr/F** : Kripton Fluorid  
**Xe/Cl** : Xenon Chlorid  
**Ca/P** : Kalsiyum fosfat oranı

## 1. GİRİŞ

Başarılı bir endodontik tedavinin asıl amacı, kök kanal sisteminde bulunan organik ve inorganik materyallerin, periapikal dokular açısından enfeksiyon riski taşıyan tüm mikroorganizmaların ve toksik ürünlerin uzaklaştırılmasından sonra, ideal temizleme ve şekillendirme işlemlerinin gerçekleştirilerek kök kanalının hermetik olarak üç boyutlu bir şekilde doldurulmasıdır [1, 2].

Endodontik tedavilerde ana başarısızlık sebebi kök kanallarında bakterilerin varlığı ve bu bakterilerin dokularda yayılmaları olarak kabul edilir [3, 4]. Başarısız kök kanal tedavilerinde en sık izole edilen türler streptokoklar, enterokoklar, stafilocoklar, fusobacterium ve lactobasillerdir. Bu türler arasında en çok izole edilen bakteri *Enterococcus faecalis* (*E. faecalis*) olduğu için bakteriyolojik çalışmalar bu bakterinin eliminasyonu üzerine yoğunlaştırılmıştır [5]. Endodontik tedavide başarısızlığa ve tedaviye dirençli inatçı enfeksiyonlara yol açan *E. faecalis*'in başarısız kök kanal tedavilerinde yoğun olarak gözlenmesinin nedeni diğer mikroorganizmalara oranla dentin kanalcıklarına daha yoğun invazyon göstererek diğer mikroorganizmaların yaşamlarına olanak bırakmayacak şekilde ortamdaki besinleri tüketmeleri ve yaşamsal virulans faktörlerinin fazla olması ile açıklanabilmektedir [6-8].

Bu yüzden, mekanik şekillendirme ve kök kanallarının genişletilmesinin yanında mikroorganizmaların eliminasyonu için kanalların dezenfekte edici kimyasal solüsyonlarla yıkanması tavsiye edilmektedir [9].

Sodyum hipoklorit (NaOCl) kök kanal tedavisinde antibakteriyel etkinliği ve organik dokuları eritme özelliği kanıtlanmış halen kullanılan önde gelen yıkama solüsyonudur [7]. Bununla birlikte NaOCl biyolojik olarak sitotoksik bir maddedir. Etkinliğinin konsantrasyonuna bağlı olması, periapikal bölgede toksik etkilerinin olması, tadı ve kokusunun kötü olması, el aletlerinde korozyona sebep olması, etki süresinin uzun olması, alerjik reaksiyonlara yol açabilmesi gibi yan etkileri bulunmaktadır [1]. Birçok çalışmada farklı derinliklere yerleşmiş bakterilerin eliminasyonu yapılmıştır. *E. faecalis* yan dentin tübülleri içerisinde 160 ile 1000 µm arasındaki derinliklere yerleşebildiği bildirilmiştir. [6, 10]. Orstavik ve Haapasalo [11]'nin yaptığı çalışmada *Streptococcus sanguis* ve *E. faecalis* yan tübüller içinde 1200 µm derinlere göçü bulunmuşken antibakteriyel yıkama solüsyonu olarak kullanılan NaOCl sadece 200-300 µm'de yeterince etkin bulunmuştur. Kouchi ve ark. [12] yaptığı çalışma

bakterilerin 1100 µm derinlere kadar kolonize olduğu gösterilmiştir. Berutti ve ark. [13] kimyasal dezenfektanların dentinde sadece 100 µm derinlere ilerleyebildiğini tespit etmiştir.

Kök kanalın özellikle apikal üçlü bölümünde şekillendirme sonrası aletlerin değmediği bölümler kalır ve sonuç olarak bu bölümlerde debris ve nekrotik artıkların uzaklaştırılması yetersiz kalır [3, 4]. Ayrıca aksesuar kanalların, transvers anastomozların, apikal deltaların varlığı ve dentin kanallarının 3 boyutlu ağ oluşturmaları geleneksel yıkama solüsyonları ile tam bir sterilizasyonun sağlanmasını ve debris eliminasyonunu zorlaştırır [14].

Bu yüzden konvansiyonel kemomekanik tekniklerin kullanılması, kanalların genişletilmesi ve yumuşak dokuların uzaklaştırılması bakterilerin eliminasyonu için yeterli görülmemektedir [3].

McComb ve Smith [15] 1975'de şekillendirilmemiş kanal duvarlarında görülmeyen, enstrumante edilen kök kanallarının duvarlarında oluşan smear tabakasını ilk kez tanımlamışlardır. Smear tabakasının kalsifiye doku partikülleri, nekrotik veya canlı pulpa dokusu, odontoblastik uzantılar, bakteri ve kan hücrelerinden gelen organik materyaller ile dentin talaşları gibi inorganik yapılardan oluştuğu bilinmektedir [16, 17]. Dentin tübüllerini tıkaması ile smear tabakası, kök kanallarının yıkanması işleminde dezenfeksiyona olumsuz etkilerde bulunabilir [3]. Ayrıca temizleme ve şekillendirme yapılan kök kanal sistemi ve dentin tübülleri içerisine medikasyon ajanlarının yayılmasını ve kanal yüzeylerine dolgu materyallerinin adaptasyonunu önlediği bildirilmiştir [18].

Smear tabakasının kavite taban maddesi gibi dentin tübüllerinde tıkama yaptığı ve bu durumun dentin geçirgenliğinde azalma meydana getirdiği ve mikrobiyal floranın bu tabakaya penetre olabileceğinden tabakanın floraya bariyer olamadığı rapor edilmiştir. Araştırmacılar bu olumsuz yönlerinden dolayı smear tabakasının kaldırılmasını savunmaktadırlar [16].

Smear tabakasının kaldırılması için sıklıkla bir şelasyon ajanı olan etilen diamin tetra asetik asit (EDTA) solüsyonu kullanılır. Bir şelasyon ajanı olan EDTA, smear tabakasını ortadan kaldırabilmesi ve antimikrobiyal etki göstermesi nedeniyle kullanılmaktadır. Ancak tek başına EDTA kök kanalındaki tüm mikroorganizmaları ortadan kaldırmak için yeterli değildir [19, 20].

Son yıllarda lazer ışınları, endodontide debris ve smear tabakasını kaldırabilme, dentin dokusuna daha fazla penetre olarak kök kanal sisteminin karmaşık yapısının içerisinde ulaşılamayan bölgelere geleneksel yöntemlerden daha fazla ulaşılmasını sağlayabilme, antimikrobiyal etkinlik göstererek kök kanal sisteminde geleneksel yöntemlerle yapılan kemomekanik preparasyonun dezavantajlarını elimine etmek amacı ile kullanılmaktadır [21, 22].

Lazerlerin geleneksel tedavi yöntemleri ile ulaşılamayan kök dentininin tümüne ulaşım, 1000 µm'den daha fazla derinliğe nüfuz ederek spesifik antibakteriyel etki göstermeleri ile derin tabakalardaki mikroorganizmaların tamamının elimine edilebilmesini sağlayarak bu olumsuz faktörleri elimine ettiği ileri sürülmektedir [23].

Endodontide lazer kullanımında, literatürde tartışma konusu olan önemli bir sorun lazerin in vivo kullanımında pulpa ve periodontal dokular üzerindeki olası termal etkileridir. Lazerin kök kanallarında kullanımında en önemli problem kanal içi ısı artışı ile periodontal dokular üzerinde oluşabilecek hasarlar sonucu doku nekrozları, kök rezorpsiyonları veya etkilenen dişlerde ankilozların meydana gelmesidir.

Bu çalışmada amaç; kök kanallarına farklı güçlerde uygulanan Potasyum Titanil Fosfat (KTP) lazerin kök kanallarının şekillendirilmesi sonrasında meydana gelen smear tabakası, kök yüzeyinde meydana gelen sıcaklık değişimi ve *E. faecalis* üzerine etkisinin in vitro olarak incelenmesidir.



## 2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisinde başarılı olabilmek için, kompleks bir yapıya sahip olan kök kanal sisteminin mümkün olduğunca temizlenmesi şekillendirilmesi ve üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulması gerekmektedir. Kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi işlemleri ile kök kanallarında bulunan enfekte dentin, nekrotik veya canlı pulpa artıkları, mikroorganizmalar ve bunların ürünlerinin uzaklaştırılması, kanalların orijinal kurvatürünün korunarak apikale doğru daralan konik formda şekillendirilmesi ve bu şekilde kök kanalının apikal ve lateral yönde tam olarak doldurulması amaçlanır [1, 24].

Mikroorganizmalar pulpa ve periradiküler hastalıkların en önemli etkenidir. Vücudun diğer organları ile karşılaştığımızda pulpa, kanlanması oldukça sınırlı bir yapıdır. Bu nedenle burada meydana gelen enfeksiyon immün mekanizmalarla ortadan kaldırılamamakta pulpanın nekrozuna yol açmakta ve ortam koşullarına uyum gösterebilen kompleks bir mikrobiyal flora ile sonuçlanmaktadır. Mikrobiyal kolonizasyon apikal delta, isthmus ve dentin kanalcıklarını da içine alacak şekilde bütün kanal sistemini kapsayabilmektedir. Endodontik tedavinin amacı varsa enfeksiyonu ortadan kaldırmak, yoksa da meydana gelmesini engelleyerek periradiküler dokuların sağlığını devam ettirmektir.

Bakterilerin pulpaya girişi koronal, retrograd veya organizmanın herhangi bir yerinden tesadüfen kana veya lenfatik dolaşıma geçen bir bakterinin pulpaya sürüklenmesi (anakorezis) yolları ile olabilir. Ayrıca periodontal harabet, durmuş veya azalmış dişeti oluğu sıvısı, lokal veya genel immün defektler, bozuk ağız hijyeni, bol bakteri plağı ve diş taşları, brüksizm, mikrotravmalar bakteri istilasına yatkınlık yaratan etkenler arasında söylenebilir. Pulpa ile periodonsiyum; tübüller, lateral veya aksesuar kanallar, furkasyon kanalları ve apikal foramen yoluyla yakın bir ilişkiye sahiptirler. Böylece pulpa enfeksiyonunda iritanların dışarı çıkışıyla periodontal ligament ve çevre destek dokular, çevre dokuların enfeksiyonunda da iritanların içeri girişi ile pulpa dokusu birbirlerini etkilemektedirler [1].

İnsan vücudunda bulunan mikroorganizmalar deri, göz, ağız, kulak yolu gibi yerlere gruplar ve cinsler halinde yerleşirler. Tarif edilen organ, doku veya yüzeyde yaşayan mikroorganizma topluluğuna flora ismi verilir. Bazı dokuların florası yoktur yani sterildir. Örneğin kan florası olmaz çünkü kan daima sterildir. Diş pulpasının da

florası yoktur. Kapalı canlı ve problemsiz pulpa sterildir. Organ ve dokuların daha lokal bir bölgesinde yaşayan mikroorganizmaları anlatırken mikroflora terimi kullanılır.

Enfekte kök kanal florası ağız florasının herhangi bir kombinasyonundan ibarettir. Ağızda 10-30 familyadan oluşan 700'den fazla cins bakteri vardır [1].

## 2.1 Kök Kanallarının Mikroflorası

Kök kanallarında mikrofloranın bulunduğu bölgeler ve mikroorganizmaların özellikleri kök kanalındaki oksijen miktarına, mikroorganizmaların uygun besinler bulup ulaşabilmesine konak savunma sistemine ve bakteriler arası sinerjiye bağlıdır. Bazı bakteriyel metabolitler diğer bakteriye antagonist olabilmektedir. Bir çeşit tarafından üretilen proteinler diğer çeşit bakterinin ortamda olmasını önleyebilmektedir. Doku sıvısı, nekrotik pulpa dokusu, düşük oksijen gerilimi ve bakterilerin yan ürünleri hangi bakterinin baskın olduğunu belirlemektedir [25, 26].

Bakteriler zorunlu aerop, fakültatif anaerop, mikroaerofilik ve zorunlu anaerop olarak sınıflandırılabilirler. Zorunlu aerop bakteriler üremeleri için oksijene ihtiyaç duyarlar. Fakültatif anaerop bakteriler üremelerini artırmak için oksijen kullanırlar ancak oksijen eksikliğinde de üreyebilirler. Mikroaerofilik bakteriler oksijen bulunan ortamda da üreyebilmelerine rağmen en iyi karbondioksitli ve düşük oksijenli ortamlarda ürerler. Zorunlu anaerop bakteriler ise sadece oksijen yokluğunda üreyebilirler. Ağız ortamına açık olan kök kanallarında aerop ve ağız florası ile uyumlu çok sayıda mikroorganizma izole edilirken kapalı kök kanallarından ise çoğunlukla anaerop mikroorganizmalar izole edilmiştir [1].

Birincil kök kanal enfeksiyonlarında genel olarak anaerobik bakteriler baskındır. Ayrıca fakültatif ve mikroaerofilik streptokoklar da birincil enfeksiyonlarda sıklıkla yer alabilmektedir. *Prevotella*, *Bacteriodes*, *Porphyromonas*, *Treponema*, *Fusobacterium*, *Peptostreptococcus*, *Eubacterium* ve *Campylobacter* baskın türlere örnek verilebilir [27].

Sundqvist ve ark. [28] nekrotik, pulpa odaları kapalı ve periapikal lezyonlu dişlerin kök kanallarından aldıkları mikrobiyolojik örnekleri aerop ve anaerop kültür yöntemlerini kullanarak inceledikleri çalışmalarında izole edilen bakterilerin %90'ından fazlasının zorunlu anaeroplardır olduğunu göstermişlerdir.

Baumgartner ve ark. [29] ise periapikal lezyonlu ve çürük nedeniyle pulpa odaları açılmış dişlerden aldıkları mikrobiyolojik örnekleri aerop ve anaerop kültür

yöntemlerini kullanarak inceledikleri çalışmalarında zorunlu anaerob oranının %68 olduğunu tespit etmişlerdir. Araştırmacılar ağız ortamına açık pulpanın tükürük ve ağız boşluğundaki mikroorganizmalar ile ilişkide olması sonucunda fakültatif mikroorganizmaların üreyebilmesi için uygun bir ortam oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Primer apikal periodontitiste kanal içi mikroflorasının anaerobik mikroorganizmaları desteklediği görülmüştür. Ayrıca bazı vakalarda aktonomişesler, laktobasiller ve streptokoklar gibi mikroaerofilik ve fakültatif bakteriler de enfeksiyona eşlik edebilmektedir. Sundqvist [28] klinik semptomlar ve lezyon boyutunun izole edilen bakteri türünün çeşitliliği ve miktarı ile doğru orantılı olduğunu bildirmiştir.

Gram negatif siyah pigmentli bakterilerden özellikle porphyromonas ve prevotella türleri odontolojik orijinli akut abselerden izole edilmekte ve akut semptomların patogeneğinde aktif rol oynamaktadır [30].

Çalışmamızda kök kanal sistemi gram pozitif ve anaerobik kok olan *E. faecalis* ile kontamine edilmiştir. Bu bakteri endodontik patojen olarak kabul edilir, kök kanal tedavisi görmüş dişlerin tedavi sonrasında oluşan başarısızlıklarda kanallardan sıklıkla izole edilirler [8, 31]. *E. faecalis* içeren endodontik enfeksiyonlar bu mikroorganizmayı elimine etmek zor olduğu için gerçekten problem teşkil eder. Bu mikroorganizma dentin tübüllerine penetrasyonun deneysel çalışmaları için en ideal mikroorganizma olarak görülür [32]. Kalsiyum hidroksitte dahil olmak üzere randevular arası kanallara uygulanan medikamentlerde dayanıklıdırlar. Ayrıca diğer mikroorganizmalara ihtiyaç duymadan tek tür olarak kanallarda var olabilirler [33]. Ayrıca 5 yıl sonra iyileşmesinde başarısızlık olan 9 vakanın 3 ünde yeniden tedavi sırasında *E. faecalis* izole edilmiştir. Bu bakterinin değişik konsantrasyonlardaki NaOCl'ye de dirençli olduğu bulunmuştur [34].

### **2.1.1 Enterococcus faecalis**

*E. faecalis* fakültatif anaerob ve gram pozitif özellikte olup hareketsizdir. Mikroskopta çiftler veya zincirler oluşturmuş şekilde görülür. Beyazımsı koloniler oluşturup küre veya ovoid şekilde olabilir. 10 °C ile 45 °C arasında yaşayabilir, 60 °C sıcaklığa ve pH 9,6'ya 30 dakika direnç gösterebilir. Çapı 0,5-2 µm olup kök kanallarında dentin kanalcıkları içerisine doğru penetrasyon derinlikleri 800µm'ye ulaşabilmektedir [1, 8, 31].

*E. faecalis* en uygun 35 °C'de üreyebilir ve 24 saatlik inkübasyon sonrası kanlı agar besi yerinde geniş- beyaz non-hemolitik koloniler oluşturur. *E. faecalis*'in primer endodontik enfeksiyonlarda görülme sıklığı %4-40 olarak bildirilirken inatçı periradiküler lezyonlarda bulunma sıklığının çok daha fazla olduğu da belirtilmiştir. Uygun besin ortamı oluşuncaya kadar uzun süre açlığa dayanabilme kapasitesine ve serum gibi besin kaynaklarını kullanarak normal hallerine dönebilme kabiliyetine de sahiptir [1].

Dentine bağlanmayı kolaylaştıran genetik yapıları ve sahip olduğu enzimler sayesinde *E. faecalis* dentin tübüllerine 400-1000 µm ilerleyebilir dentin tübülleri içinde yaşayabilirler. *E. faecalis* diğer enterokok türlerinde olduğu gibi, elverişsiz koşullara kolaylıkla adapte olabilir. *E. faecalis* sodyum dodesil sülfat, safra tuzları, hiperosmolarite, ısı, etanol, hidrojen peroksit (H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>), asidite ve alkalitenin normal öldürücü düzeylerine ve UV ışınına karşı diğer mikroorganizma türlerinden daha az hassastır [26, 35].

Kök kanal tedavisinde sırasında kullanılan antimikrobiyal yıkama solüyonlarına dirençli olabilmeleri ve beslenme şartlarının zor olmaması zor şartlarda da canlılıklarını sürdürülebilmelerini sağlar ayrıca kök kanal dolgusu tamamlanmış dişlerde şartlara en uyum sağlayan mikroorganizmalardır, bu sebeplerle tedaviye dirençli inatçı enfeksiyonlardan iyileşmeyen lezyonlardan en çok izole edilen türlerdir [36].

Molander ve ark. [31] daha önce kök kanal tedavisi yapılmış apikal periodontitisli 100 dişi incelemişlerdir. Çalışmada apikal lezyonlu 100 dişte en sık izole edilen enterokoklar olmuş, enterokokların da %78'ini *E. faecalis* oluşturmuştur. Ayrıca; *E. faecalis*'in başarısız kök kanal tedavili dişlerde bulunma sıklığının primer endodontik enfeksiyonlardan 9 kat daha fazla olduğu da bildirilmiştir.

Başarısız kök kanal tedavilerinde yoğun olarak gözlenmesinin sebebi yaşamsal ve litik enzimler, sitolizin, feromonlar ve lipoteikoik asit gibi virulans faktörlerinin fazla oluşu ve diğer mikroorganizmalara oranla dentin kanalcıklarına daha yoğun invazyon göstererek diğer mikroorganizmaların yaşamalarına olanak bırakmayacak şekilde ortamdaki besinleri tüketmeleri ile açıklanabilmektedir [37]. Ayrıca konak hücrelere bağlanabilmenin yanında konak cevabını değiştirebilirler ek besin olmadan 12 ay boyunca canlılıklarını sürdürebilirler ve biyofilm oluşturma yetenekleri ile oluşturamayan bakterilere oranla 1000 kat daha dirençli hale gelebilirler [1, 26].

Radcliffe ve ark. [38] %0,5, %1, %2,5 ve %5,25 konsantrasyonlardaki NaOCl solüsyonlarının *Actinomyces naeslundii*, *Candida albicans* ve *E. faecalis* suşları için antimikrobiyal etkinliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında solüsyonların etkinkillerini 0, 10, 20, 30, 60 saniye temas süreleri ile değerlendirmişler. *E. faecalis* için ek süreler kullanılmış ve 1, 2, 5, 10, 30, dakika süre ile temasta tutulmuştur. *A. Naeslundii* ve *C. Albicans* üzerine 10 saniye içerisinde etki etmiştir. Fakat *E. faecalis* NaOCl'ye karşı daha dirençli bulunmuştur. %0,5'lik sodyum hipoklorit 30 dakikada bakterilerin tümüne etki etmiştir. Bunun yanı sıra %1'lik sodyum hipoklorit 10 dakika, %2,5'lik NaOCl 5 dakika içerisinde etki göstermiştir. % 5,25'lik sodyum hipoklorit ise 2 dakikada *E. faecalis*'i tamamen elimine ettiği bildirilmiştir. Sonuç olarak *A. naeslundii* ve *C. albicans*'ın NaOCl'ye karşı duyarlı olduğu, *E. faecalis*'in ise daha dirençli olduğu ve NaOCl'nin antimikrobiyal etkisinin solüsyonun konsantrasyonu ve süresi ile ilişkili olduğunu vurgulamışlardır.

Gomes ve ark. [39] çeşitli konsantrasyonlardaki NaOCl'nin *E. faecalis* üzerine etkisi için yaptıkları bir çalışmalarında, %5,25'lik NaOCl'nin 30 saniyede, %2,5'lik NaOCl'nin 10 dakikada %0,5'lik NaOCl'nin ise 30 dakikada *E. faecalis* üzerinde öldürücü etli yarattığını tespit etmişlerdir.

*E. faecalis*'in kanal içi antiseptik materyal olarak kullanılan Kalsiyum hidroksit'in ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ) antimikrobiyal etkisine dirençli olduğu yapılan pek çok çalışmada gösterilmiştir [40-42].

Enterokoklar pH 11,5 seviyesinde öldürülebildikleri ve kanal içerisinde alkalenliği bu düzeye getirebilmek çok zor olduğu için  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  bu tür mikroorganizmaları yok etmede her zaman başarılı olamamaktadır. Ayrıca *E. faecalis*'in hücre içi pH'ını kontrol etmek için proton pompası kullanması yüksek pH'da hayatta kalabilmesini sağlamaktadır [43].

## 2.2 Smear Tabakası

Genel tanımıyla smear tabakası diş sert dokuları üzerinde frezlerle, el aletleri veya döner aletlerle yapılan kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda ortaya çıkan ve ortaya çıktığı sert dokular üzerine kaplayan şekilsiz, kalsifik, düzensiz bir birikim tabakasıdır [1]. Diş hekimliğinin birçok dalında smear tabakası ile karşılaşıldığı tespit edilmiştir. Konservatif diş tedavilerinde kavite hazırlığı sırasında, periodontolojide küretaj

işlemlerinden sonra, endodontik tedavilerde kök kanal şekillendirilmesi esnasında bu tabakanın oluştuğu öne sürülmüştür [44-46].

Boyde ve ark. [45] yaptıkları bir SEM çalışmasında kesilmiş mine yüzeyinde oluşan şekli bozulmuş yüzey tabakası olarak adlandırdıkları bu birikim tabakasını ilk kez ortaya koymuşlardır.

Smear tabakası organik ve inorganik yapılardan oluşmuştur. İnorganik yapılar kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi sırasında oluşan dentin talaşlarını, organik yapılar ise mikroorganizmalar, kan hücreleri, koagüle olmuş proteinler, nekrotik ya da canlılığını sürdüren pulpa dokusu ve odontoblast uzantılarının parçalarını içerir [15, 47, 48].

Kök kanal tedavisi sırasında bu birikim tabakasının ortaya çıkışı ilk kez Mc Comb ve Smith [15] tarafından yapılan bir SEM çalışması ile olmuştur. Mc Comb ve Smith prepare edilmiş kök kanal duvarlarında oluşan ve kuron kısımda kesme işlemleri sırasında oluşan yapıya benzeyen bu tabaka için smear ifadesini kullanmışlardır. Kök kanal tedavisinde kullanılan el aletlerinin dentin yüzeyinden çıkarttıkları parçacıkların organik artıklar, doku sıvıları ve kullanılan yıkama solüsyonları ile birleşerek oluşturdukları bu çamurumsu smear tabakası günümüze kadar yapılan birçok çalışmanın konusu olmuştur.

Kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi sırasında oluşan smear tabakasının kullanılan aletlerin temas etmediği bölgelerde veya herhangi bir endodontik tedavi görmemiş kanallarda izlenmediği birçok araştırmacı tarafından gösterilmiştir. Böylece bu tabakanın direkt egeleme ve kesme işlemleri ile bağlantılı olduğu dolayısıyla da iyatrojen kökenli olduğu ortaya konulmuştur [47, 49, 50].

Kök kanal duvarlarında oluşan smear tabakasının kalınlığı ve kimyasal yapısı şekillendirme sırasında kullanılan eğelerin kesici yüzeylerinin şekli, kullanılan şekillendirme tekniği, yüzeyin ıslak ya da kuru olması, yıkama solüsyonlarının varlığı ve etki mekanizması, uygulanan mekanik kuvvet gibi birçok faktöre bağlıdır. Ayrıca bu faktörler smear tabakasının dentin tübülleri içine penetrasyon derinliğinde de etkilidirler [51-54].

Gates-Glidden veya post drilleri gibi motorlu cihazlara takılarak kullanılan aletlerin kök kanal duvarlarında meydana getirdiği smear tabakası miktarının, el aletleri ile yapılan şekillendirme sırasında oluşan smear tabakasından daha fazla olduğu

belirtilmiştir. Kanalların yıkama solüsyonu kullanılmadan şekillendirilmesi, bol miktarda yıkama solüsyonu kullanılan şartlara oranla daha kalın bir smear tabakası oluşumuna yol açtığı ve kalın elmas frezlerin karbid frezlerden daha kalın smear tabakası meydana getirdiği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir [48, 53].

Ahmad ve ark. [55] ultrasonik aletler yardımı ile hazırlanan kök kanallarında smear tabakası oluşumunun her tarafta aynı miktarda olmadığını kanal duvarlarına uygulanan basıncın daha az olması nedeni ile daha ince bir smear tabakası oluştuğunu gözlemlemişlerdir.

Smear tabakasının asite maruz kaldığında çözünbilmesi ve ince yapılı olmasından dolayı rutin kullanılan ışık mikroskobu ile incelenmesi mümkün olamamıştır. Bu konudaki tutarlı bulgular Mac Mullan ve D'Oatley tarafından geliştirilen ve objelerin üç boyutlu olarak incelenmesini sağlayan taramalı elektron mikroskopunun araştırmalarda kullanılması ile elde edilmiştir [53].

Yapılan SEM çalışmalarında smear tabakasının şekilsiz düzensiz ve tanecikli yapısı ile çorak toprak görüntüsü verdiği ve granüler yapısı ağaç kabuğu görünümünde olduğu gösterilmiştir [56]. Pashley [51] kök kanal şekillendirilmesi sırasında dentin yüzeyel bileşenlerinin koparak dentinin derinlerine yerleşmesinin bu görüntüye neden olabileceğini belirtmiş ve smear tabakasını testere ile kesilen bir ahşaptan çıkan ıslak talaşa benzetmiştir.

Cameron [57] smear tabakasının farklı iki tabakadan meydana geldiğini, ilk tabakayı yüzeye gevşek olarak tutunan, alt tabakayı ise dentin kanalcıklarının ağzını tıkayan kısım olarak belirtmiştir.

Mader ve ark. [47] ilk tabakanın yüzeyde intertübüler alanları ve dentin kanalcıklarının ağızlarını örten yüzeyel tabaka olduğunu ve kalınlığının 1-5  $\mu$  arası değiştiğini, ikincisinin ise dentin kanalcıklarının içine sıkışmış olarak bulunduğunu ve derinliğinin 40  $\mu\text{m}$ 'a kadar ulaşabildiğini belirtmiştir.

Brannström ve Johnson [58] smear tabakasının dentin yüzeylerine bağlanmasını dentinin yüzey enerjisi ile açıklamıştır. Smear tabakasının özellikle peritübüler dentine tutunduğunu bunun nedeninde peritübüler dentinin, intertübüler dentine oranla daha mineralize bir yapıya sahip oluşu ile yüzey enerjisinin daha fazla olmasına bağlamıştır.

Smear tabakasının dentin tübüllerine içerisine doğru ilerlemesine frezlerin ve kanal eğelerinin hareketinin neden olduğu gösterilmiştir [47]. Cengiz ve ark. [59] ise bu

penetrasyonu dentin kanalları ve smear tabakası arasında oluşan adeziv kuvvetlerin kapiller hareketi sonucunda değiştiğini belirtmişlerdir.

Smear tabakasının varlığının fayda ve zararları ile uzaklaştırılıp uzaklaştırılmaması hakkında farklı görüşler vardır.

Bazı görüşler smear tabakasının dentin kanalcıkları içinde fiziksel bir bariyer oluşturarak kök kanalı içinden periodonsiyuma bakteri ve metabolitlerinin geçişini engellediği için kaldırılmaması gerektiğini savunurken [60, 61], bazı araştırıcılar da kök kanal şekillendirmesine rağmen bakterilerin smear tabakası içinde kalabildiklerini ve bu tabakanın üremeleri için ideal bir ortam olduğunu tübüller içinde periodonsiyuma doğru invazyonunun olabileceğini, uygulanan yıkama solüsyonlarının antibakteriyel etkinliğini ve tübül içinde derinlere ilerlemesini önleyerek kemomekanik şekillendirmeyi engellediğini ve bu yüzden kaldırılması gerektiğini savunmaktadırlar [15, 47, 62-64].

Pashley ve ark. [65, 66] smear tabakasının doğal bir kavite taban örtücüsü gibi dentin tübülleri üzerinde tıkama yaptığını ve bu durumun dentin geçirgenliğinde büyük oranda azalma meydana getirdiğini rapor etmişlerdir. Kaldırılmasının dentin geçirgenliğini 5 ile 7 kat artırdığını ve geçirgenliğin bu bölgedeki dentin kanalcıklarının sayısına, çapına ve uzunluğuna bağlı olarak değiştiğini göstermiştir. Ayrıca in vivo ve in vitro çalışmalarda değişik boyutlardaki molekül ve izotopik sıvıların smear tabakasını kolayca geçtiğinide bildirmişlerdir.

Smear tabakasının uzaklaştırılması ile yıkama solüsyonunun dentin tübülleri içinde daha derine penetre olarak derin dentindeki bakteri ve endodoksinleri uzaklaştırılmasının daha kolay olacağı bildirilmiştir [15, 67, 68].

Orstavik ve Haapasalo [11] smear tabakasının uzaklaştırılması ile kanal içinde kullanılan ilaçların ve yıkama solüsyonlarının dezenfekte edici etkisini sağlamak için gerekli sürenin kısaltıldığını bildirmişlerdir.

Bystrom ve Sundqvist [20] smear tabakasının varlığının kanal içine uygulanan ilaçlar ve yıkama solüsyonlarının dentin tübülleri içindeki mikroorganizmalara etki etmesini geciktirebileceğini belirtmişlerdir.

Smear tabakasının kaldırılması ile dentin kanallarındaki bakterilerin yok edilebileceği ve bu sayede canlı dokulara toksik etkili antibakteriyel ajanların daha düşük konsantrasyonlarda kullanılabileceği bildirilmiştir [69, 70].



Endodontik tedavinin başarısında önemli faktörlerden biride kanal dolgu materyallerinin dentin duvarına adaptasyonudur. Şekillendirilmiş kök kanal duvarlarında oluşan smear tabakasının kanal dolgu materyallerinin dentin duvarına adaptasyonu üzerindeki etkileri hakkında yapılmış birçok çalışma vardır.

Goldberg ve ark. [71] çeşitli yıkama solüsyonları kullanarak hazırladıkları kök kanallarını lateral kondensasyon tekniği doldurmuşlar ve sonra yaptıkları radyografik incelemede EDTA solüsyonu kullanılan grupta bulunan dişlerin daha fazla sayıda dolmuş yan kanal içerdiğini tespit etmişlerdir. Araştırmacılara göre smear tabakasının kök kanallarından uzaklaştırılması yan kanalların doldurulma şansını artırmaktadır.

Smear tabakasının uzaklaştırılması sonucunda kök kanal dolgu materyallerinin dentin tübülleri içine ve yan kanallara penetrasyonun arttığı ve apikal mikrosızıntının önemli oranda azaldığı rapor edilmiştir. Bu nedenle kök kanal dolgu materyali ile dentin duvarı arasında meydana gelen sızıntının önlenmesi için kök kanal dolumu yapılmadan önce smear tabakasının kaldırılması gerektiği bildirilmiştir [72-75].

Smear tabakası kullanılan kanal içi ilaçların, kanal dolum patlarının ve dolgu maddelerinin dentine direkt temasını engeller bu tabakanın kaldırılması bu maddelerin dentin duvarı ile temas yüzeyini artırarak tutuculuğunun ve adaptasyonunun daha sağlam olmasını sağlar ve böylece kanal içine olan sızıntı olasılığında azalır [47, 76, 77].

Diğer yandan bazı araştırmacılar da kanal şekillendirilmesi sırasında oluşan smear tabakasının dentin tübülleri tıkararak bakteri ve diğer irritanların geçişini engellediğini düşünmektedir [61, 66, 78, 79].

Shahravan ve ark. [80] 2007 yılında yapmış oldukları çalışmalarında 1975 ve 2005 yılları arasındaki yapılmış sızdırma çalışmalarını yapılmış metodlarına göre incelemişler. Yapmış oldukları değerlendirme sonucunda smear tabakasının uzaklaştırılması; kök kanal dolum tipine, kök kanal patlarının tipine veya uygulanan test yöntemine bakmaksızın istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde apikal ve koronal örtülemeyi geliştirdiğini bildirmişlerdir.

### **2.3 Kök Kanallarının İrrigasyonu**

Kök kanallarının temizlenip şekillendirilmesi sırasında genişletme amacıyla kanal eğelerinin kullanımı süresince ortaya çıkan dentin talaşlarının, kanallardaki artık dokuların ve meydana gelen debrisin uzaklaştırılmasında yıkama solüsyonu kullanımının endodontik tedavinin seyri ve başarısı açısından önemli olduğu

bilinmektedir. İrrigasyon solüsyonları ve diğer ajanlar dentin duvarlarını etkileyerek şekillendirmeyi kolaylaştırmaktadır [81-83].

Kök kanal yapısında var olan yan kanalların, dallanmaların ve dentin tübüllerinin dezenfeksiyonunu sadece mekanik şekillendirme ile sağlamak mümkün değildir. Etkin ve bütünsel bir dezenfeksiyon kemomekanik şekillendirme ile sağlanabilmektedir. Bu amaçla kök kanallarının şekillendirilmesi esnasında yıkama solüsyonlarından yararlanılmaktadır [84].

Kök kanal tedavisinde sırasında kanalların yıkanması için kullanılan kimyasal solüsyonun ideal özellikleri şu şekilde sıralanmaktadır [1, 18].

1. Organik ve inorganik yapıları etkileyerek smear tabakasını tamamen kaldırabilmeli.
2. Antibakteriyel etkisi olmalı.
3. Düşük yüzey gerilimine sahip olabilmeli dentin tübüllerine geçiş yapabilmeli.
4. Kök kanalında etkisi uzun olmalı, kolay nötralize olmamalı, kan ve doku artıkları varlığında da etkin olabilmeli.
5. Toksik olmamalı periradiküler yapıları karyojenik etki göstermemeli.
6. Kayganlaştırıcı özelliği olmalıdır.
7. Kanal dolgu maddesine olumsuz etki göstermemeli.
8. Uygulanması kolay olmalı ve maliyeti düşük olmalı.
9. Raf ömrü uzun olmalı kolay saklanabilmelidir.

Ayrıca istenilen bu özelliklerin sağlanması solüsyonun; kimyasal yapısına, dentinle temas ettiği süreye, penetrasyon gücüne, pH'ına, konsantrasyonuna, tazeliliğine, sıcaklığına, uygulanması sırasında kullanılan enjektörün tipine, uygulama yüzeyinin sertliği ve gerilimine bağlı olduğu yapılan çalışmalarca gösterilmiştir [47, 85].

Kök kanalı içine uygulanan kimyasal yıkama solüsyonlarının dezenfekte edici etkisinin artmasında ve kök kanal tedavisinin başarılı olarak tamamlanmasında smear tabakasının uzaklaştırılması ve dentin tübüllerinin girişinin açık olmasının önem taşıdığı gösterilmiştir [11].

Günümüzde Endodonti kliniğinde sık kullandığımız yıkama solüsyonları aşağıda sıralanmıştır.

1. Serum fizyolojik
2. Sodyum hipoklorit (NaOCl)
3. Etilen Diamin Tetra Asetik Asit (EDTA)

4. Klorheksidin glukonat (CHX)
5. Elektrikle aktive edilmiş su
6. Cetrexidin
7. Oksijenli su (H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>)

Yukarıda belirtilen yıkama solüsyonlarından çalışmamızda Serum Fizyolojik (SF, NaCl), Sodyum Hipoklorit (NaOCl), ve Etilen Diamin Tetra Asetik Asit (EDTA) kullanılmıştır.

### 2.3.1 Serum Fizyolojik

İdeal bir yıkama solüsyonun özelliklerinden biriside kök kanal şekillendirilmesi sırasında oluşan debrisin apikalden taşırılmadan koronal yolla uzaklaştırılmasıdır. Serum fizyolojik (NaCl) bu amaç için yeterli bir solüsyondur. Fakat kök kanallarının temizliğine kimyasal bir katkı sağlayamadığından özellikle nekrotik doku artıklarının varlığında şekillendirme etkisini artırmak amacıyla detarjan ya da proteolitik etkili kök kanal yıkama solüsyonu kullanılması gerekmektedir [86].

NaCl biyomekanik şekillendirme sırasında kök kanallarının yıkanması amacıyla kullanılmakta ve kök kanal sisteminde orta derece bir antibakteriyel etki sağlamaktadır [87].

Siqueira ve ark. [88] *E. faecalis* ile kontamine ettikleri kök kanallarındaki NaCl ve %1, %2,5, %5,25'lik NaOCl solüsyonlarının antibakteriyel etkinliklerini araştırdıkları çalışmalarında tüm irrigasyon solüsyonlarının mikroorganizma miktarında azalma sağladıklarını tespit etmişlerdir. NaOCl kullanılan üç grupta istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını ve NaOCl solüsyonunun etkinliğinin kullanılma sıklığı ve miktar ile değiştiğini bildirmişlerdir.

Byström ve Sundqvist [20, 89] kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kullanılan NaCl'nin kök kanallarında bakterileri tam olarak elimine etmediğini göstermiş fakat bu yıkama solüsyonunun kullanımının kök kanal sisteminin dezenfeksiyonunu artırdığını vurgulamıştır.

Heling ve Chandler [90] yıkama solüsyonu olarak EDTA, NaCl ve %20'lik hidroklorik asit kullandıkları çalışmalarında dentinden kalsiyum uzaklaştırma yönünden başarısı sırasını %20'lik hidroklorik asit, EDTA ve bunu takiben NaCl olarak tespit etmişlerdir.

Baker ve ark. [84] NaCl ve %1'lik NaOCl'yi debris eliminasyonu yönünden karşılaştırdıkları çalışmalarında kök kanalından debrisin uzaklaştırılması yönünden yıkama solüsyonları arasında fark olmadığını bu anlamda yıkama solüsyonunun çeşidinden çok miktarının önemli olduğu sonucuna varmışlardır.

Byström ve Sundqvist [91] yaptıkları bir çalışmada NaCl ve %0,5'lik NaOCl solüsyonunu antimikrobiyal etkinliklerini karşılaştırmışlar. Elde ettikleri sonuçlara göre NaCl solüsyonunun kök kanalındaki mikroorganizma sayısında bir miktar azalma sağladığı fakat yıkama solüsyonu olarak NaOCl kullanıldığında daha üstün bir antimikrobiyal etki oluştuğunu bildirmişlerdir. Çalışmada ilk seansın sonunda kök kanarlarının %50'sinden negatif kültür elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Anaerop bir kültür çalışmasında şekillendirme işlemleri yanında kullanılan NaCl ile yapılan yıkama sonrası bakteri sayısında önemli oranda azalma sağlandığı fakat genellikle ilk randevunun sonunda negatif kültür elde edilebilecek kadar azalma sağlanamadığı bildirilmiştir [31].

### **2.3.2 Sodyum Hipoklorit**

Klor dünyada kullanımı en yaygın olan elementtir. Doğada özgür olarak bulunmayıp sodyum, potasyum, kalsiyum ve magnezyum birleşimleri ile var olur. İnsan bedeninde klor birleşimleri nonspesifik immün sistemin parçalarını oluşturur.

İlk üretilen kimyasal seyreltilmiş klor solüsyonu olan Potasyum hipoklorit Fransa'da Berthollet tarafından bulunmuştur. Percy 18.yy sonları başlarken bu solüsyonu Paris yakınlarındaki Javel'de endüstriyel olarak üretmiş ve Eau de Javel olarak isimlendirmiştir. Hipoklorit solüsyonu ilk olarak beyazlatmada kullanılmıştır. Daha sonra Labarraque NaOCl'yi ateşli hastalıkları önlemek için önermiştir. Koach ve Pasteur tarafından yapılan laboratuvar kontrol çalışmalarına dayanarak NaOCl dezenfektan etki anlamında 19.yy sonlarında geniş kabullenirlik kazanmıştır. Dakin'in değişik yıkama solüsyonlarının enfekte nekrotik dokulara etkisi üzerine yaptığı çalışmalara dayanarak 1. Dünya savaşında %0,5'lik NaOCl solüsyonu enfekte yaralar üzerine uygulanmıştır [92]. NaOCl geniş spektrumludur ve tüm mikroplar üzerine non spesifik öldürme etkileri yanında sporisid ve virüsoid olma özelliklerine sahiptir.

Nekrotik dokular üzerinde vital dokulardan daha büyük çözme etkisine sahiptirler. Proteinlerle temas ettiğinde kısa sürede azot, formaldehit ve asetaldehit oluşur ve proteinlerin erimesi sonucu peptid bağları kopar. Bu işlemler esnasında amino

gruplarındaki hidrojen ve klorla kloramin oluşturarak yerine konur. Bu da antimikrobiyal etkinlikte önem taşır. Böylece nekrotik doku ve pü erir ve antimikrobiyal ajan enfekte alanlara daha kolay ulaşarak etkinlik gösterir [1].

Kolay bulunur olması ucuz olması ve raf ömrünün uzun olması da diğer olumlu özelliklerindedir. Tüm bunlar 1920'lerin başlarında NaOCl'nin endodontide ana yıkama solüsyonu olarak kullanılmasını teşvik etmiştir. Chloramine T gibi diğer klor salan birleşimler hiçbir zaman bu özelliklerin önüne geçememiş ve bu solüsyonlarda endodontide kullanım alanı bulamamışlardır [93, 94].

NaOCl'nin endodontide kullanım konsantrasyonları üzerinde anlaşmazlıklar bulunmaktadır. Dakin'in %0,5'lik NaOCl solüsyonu açık yaraların tedavisi için tasarlanmıştır, bu nedenle istenilen etkinin sağlanması için dar bir alan kök kanal sisteminde daha yüksek konsantrasyonların kullanılması gerektiği düşünülmüştür. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında kanal aletleri kanal içerisinde her bölgeye ulaşamaz, ulaşamayan bu bölgelerde kalabilen nekrotik doku artıklarının ve mikroorganizmaları yıkama solüsyonlarının eritmesi ve uzaklaştırması gerekmektedir. Bu amaçla hangi konsantrasyonun en ideali olduğu konusunda ortak bir görüş olmamakla birlikte %0,5-10 arasındaki çeşitli solüsyonlar kullanılmaktadır. Ancak sulu NaOCl bileşiklerinin konsantrasyonları artırıldığında doku çözebilmeye kapasitelerinin yanı sıra toksik etkileride doğru orantılı olarak artmaktadır [95].

Amerika'da diş hekimlerinin önemli bir kısmı ev temizliği için satılan %5,25'lik NaOCl solüsyonunu kullanmaktadır.

Yeşilsoy ve ark. [96] %0,5, %2,5 ve %5,25'lik konsantrasyonlardaki NaOCl'nin etkisini *Streptococcus mutans*, *Peptostreptococcus micros*, *Prevotella intermedius* ve *Porphyromonas gingivalis* üzerinde değerlendirmişler ve sadece %5,25'lik solüsyonun tüm mikroorganizmalar üzerinde etkili olduğunu tespit etmişlerdir.

Vianna ve ark. [34] NaOCl'nin mantarlar üzerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında %0,5'lik solüsyonun *C. albicans*'ı öldürmesi için 30 dakika gerektiğini oysa %5,25'lik solüsyonun 15 saniyede tüm mantar hücrelerine etkili olduğunu bulmuşlardır.

Fakat kök kanallarının yıkanması esnasında bu kadar yoğun konsantrasyonlu solüsyonun kazara periapikal dokulara taşması ya da rubber damdan sızması sonucu yutulması ile şiddetli irritasyonlar da rapor edilmiştir [97]. Ayrıca %5,25'lik NaOCl

solüsyonu, %0,5'lik NaOCl ve NaCl ile karşılaştırılmış ve % 5,25'lik NaOCl'nin dentinin elastisite modülünü ve bükmeğe karşı direncini anlamlı derecede azalttığı tespit edilmiştir [98].

Kök kanal tedavisi sırasında sürekli taze hipoklorit solüsyonu kullanılması, kanalın devamlı solüsyonla dolu olmasını sağlamanın, yıkama esnasında özel enjektör kullanma gibi doğru tekniklerin kullanılması ve yıkama işlemine ultrasonik tekniklerin eklenmesi ile etkinliğin düşük konsantrasyonlarda bile sağlanabileceği gösterilmiştir [99]

Hand ve ark. [100] farklı konsantrasyonlardaki NaOCl solüsyonlarının nekrotik doku örnekleri üzerindeki çözücü etkisini inceledikleri çalışmalarında %2,5'lik solüsyonun %5,25'lik solüsyondan yaklaşık üçte bir oranında daha az etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Moorer ve Wesselink [101] NaOCl'nin doku eritici etkisinin solüsyonun içerisinde bulunan aktif klor miktarı, ortamdaki organik madde miktarı ve solüsyonun dentin yüzeyleri arasında sıkışık halde bulunan nekrotik yapılara değim yüzeyinin miktarı ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. %0,3 ve %2 arasındaki bütün NaOCl konsantrasyonlarının sık sık yenilenme ve uygun mekanik debriman yöntemleri ile birlikte kök kanal tedavisinde kullanılabilceğini bildirmişlerdir. Bazı araştırmacılar ise toksik etkiler de göz önüne alındığında solüsyonun kök kanalı içerisinde sınırlı bir süre kaldığını ve bu kısa süre içinde istenilen doku çözücü ve antimikrobiyal etkinin sağlanabilmesi için %2-5'lik solüsyonun ideal olduğunu bildirmişlerdir. [88]

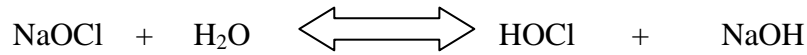
Sığır pulpasına ait 100 mg'lık doku parçalarının %5, %2,5, %0,5'lik 3 ml NaOCl solüsyonu içerisinde çözünmesi ile yapılan çalışmada %5 ve 2,5'lik solüsyonlarda yeterli çözünme elde edilmiş fakat %0,5'lik solüsyonun yeterli olmadığı tespit edilmiştir [102].

NaOCl solüsyonunun smear tabakasının uzaklaştırılmasında yetersiz kalması ve inatçı *Enterococcus*, *Actinomyces* ve *Candida* türleri üzerinde etki gösterememesi nedenleriyle sıklıkla NaOCl'in birden fazla solüsyon ile bir arada kullanılması gündeme gelmiştir. Byström ve Sundquist %0,5 ve %5'lik NaOCl solüsyonlarını tek başlarına ve %17'lik EDTA ile kombine olarak kullandıkları 60 diş üzerinde antibakteriyel etkinliğini karşılaştırmışlardır. NaOCl solüsyonlarının etkinliği arasında anlamlı fark

bulamamışlardır. Buna karşın %5'lik NaOCl ile EDTA'nın kombine kullanımının enfekte kanallarda daha başarılı sonuçlar verdiğini rapor etmişlerdir [20].

Kök kanal tedavisi sırasında kullanılan NaOCl solüsyonunun uygulanma süresi ultrasonik yöntemlerle pekiştirilmesi, sıcaklığı ve pH'ı gibi faktörler etkinliğinde büyük rol oynamaktadır. Döner kök kanal genişletme sistemlerinin şekillendirme işleminin süresini kısalttığı göz önüne alınırsa yıkama solüsyonunun uygulanma süresinin konsantrasyonuna göre dikkatli ayarlanması gerekmektedir. Özellikle şekillendirme işlemi sırasında döner sistem eğelerin kullanımı kanal duvarlarında kontrolsüz kesik ve oyuklara neden olabilmektedir bu nedenle kanal şekillendirme işlemi tamamlandıktan sonra yıkama solüsyonunun kesici olmayan ince bir aletin kontrollü kullanımı ile yaratılan dalgalanma ve yankılım ile uygulanması etkinliğini artırmaktadır. NaOCl'nin etkinliğini artıracak bir diğer yöntem ise düşük konsantrasyonlu solüsyonun sıcaklığını artırmaktır. Böylece doku çözme kapasitesi artacaktır. 45 °C'de %1'lik NaOCl solüsyonunun pulpayı çözebilme kapasitesinin 20 °C'de %5,25'lik konsantrasyonu ile denk olduğu saptanmıştır [9].

Stok halindeki NaOCl'nin pH'ı 11-12 arasındadır. Bu durumda solüsyon aşağıdaki gibi hipokloröz asit (HOCl) ve hipoklorit iyonları arasında dengededir.



Solüsyonun pH'ı düştüğünde içerisindeki HOCl konsantrasyonu artar, buna bağlı olarak solüsyonun antimikrobiyal ve doku eritici etkileri de artar. Haumann ve Love [103] solüsyonun pH'ı 6 olduğu zaman maksimum antimikrobiyal ve doku eritici etkinin elde edildiğini bildirmişlerdir. Fakat bu pH'da solüsyonun içerisindeki aktif klorin miktarı hızla azalabileceğinden solüsyonun saklanması zorluklarla karşılaşılabilir. Ayrıca solüsyon içerisindeki hipokloröz asit oranı arttıkça toksik etkileri de artmaktadır. Bu yüzden antimikrobiyal, doku çözücü ve toksik etkileri bir arada düşünüldüğünde solüsyonun pH'ının 11-12 arası olması gerektiği bildirilmiştir. [1]

NaOCl'nin güçlü bir organik doku eritici olduğu ve kanal genişletme sırasında ortaya çıkan yüzeysel debris temizleyebildiği halde şekillendirme neticesinde kanal duvarında oluşan smear tabakasını uzaklaştırıp yapıştıran çalışmalar ile gösterilmiştir [84, 104-106].

Smear tabakasını yer değiştirmiş inorganik dentin içinde var olan organik materyel olarak tanımlayan Lester ve Boyde [107] örneklerin %5'lik NaOCl içinde üç gün bekletilmesinin bile smear tabakasını uzaklaştırmada yetersiz kaldığını belirtmişlerdir.

Her ne kadar NaOCl diş hekimlerince tercih edilen ilk yıkama solüsyonu ise de inorganik dentin parçacıklarını çözememesi, smear tabakası oluşumunu engelleyememesi ve şekillendirmeyi zorlaştıran kalsifikasyonlar varlığında etkisiz kalışı nedeni ile demineralizasyon ajanları ile kombine kullanılması gerektiği araştırmacılar tarafından önerilmektedir. Kök kanal tedavisi sırasında smear tabakasının inorganik kısmını uzaklaştırmak, dentin dokusunu dekalsifiye etmek amacıyla en yaygın kullanılan yıkama solüsyonları şelasyon ajanlarıdır.

### **2.3.3 Etilen Diamin Tetra Asetik Asit**

Şelasyon ajanları kalsiyum gibi toprak alkali metallere yüksek derece ilgi gösteren zayıf asitlerdir. Bu nedenle kök dentininde bulunan  $Ca^{++}$  ile birleşerek eriyen tuzlar meydana getirirler ve böylece dentin duvarlarının yumuşamasını sağlarlar.

Madison ve Krell [108] şelatörlerin dentinde şelat oluşturmak için hidroksiapatit kristallerinin içindeki  $Ca^{++}$  iyonları ile reaksiyona girerek dentinden kalsiyum iyonlarının ayrılmasını sağladığını böylece dentini yumuşattığını ve bu yumuşamanın hidroksiapatitten zengin olan peritübüler dentinde daha çok görüldüğünü belirtmişler ve bu bölgedeki dentin kanallarının ağızlarında bir genişleme oluştuğunu göstermişlerdir.

Endodontide en yaygın olarak kullanılan ve incelenen şelasyon ajanı EDTA'dır. Nygaard-Östby [109] ilk kez EDTA kullanımını önermiş %10 veya %15'lik EDTA'nın canlı dokularda çok az veya hiç irritasyon oluşturmadığını bildirmiştir.

EDTA'nın yaygın kullanılan birçok ticari formu bulunmaktadır.

- ✓ CDTA (Acros Organics, New Jersey, ABD)
- ✓ Calcinase (Lege Artis, Dettenhausen, Germany)
- ✓ Decal (Veikko Auer, Helsinki, Finland)
- ✓ EDTA-T (Formula&Açao Farmacia, Sao Paulo, Brazil)
- ✓ FileCare EDTA (VDW Antaeos, Munich, Germany)
- ✓ EGTA (Sigma, St Louis, MO, USA)
- ✓ Glyde File (DeTrey/Dentsplay)
- ✓ Salvizol (Ravens, Konstanz, Germany)



- ✓ SmearClear (Sybron Endo, Orange, CA)
- ✓ Largal Ultra (Septodont, Paris, France)
- ✓ Tubulicid Plus (Dental Therapeutics, Nacka, Sweden)
- ✓ Whitedentmend (Erhan Kimya, Türkiye)

EDTA'nın klinik formları şu şekildedir;

- ✓ EDTAC (EDTA + Cetavlon + NaOH + Su)
- ✓ Rc-Prep (EDTA + üre peroksit)
- ✓ REDTA (EDTA'nın sodyum hidroksil ile tamponlanması)
- ✓ EGTA (EDTA + Glycol)

Smear tabakasının EDTA ile uzaklaştırılmasından sonra dentin geçirgenliği artmakta ve kanal dentini ile kök kanal dolgusu arasındaki sızıntıda azalma oluşmaktadır. Ayrıca bazı lateral kanallar da doldurulabilmektedir. SEM araştırmaları EDTA'nın preparasyon süresince kullanımının dentin kanalcık ağzlarının açılmasını sağladığını göstermiştir. Bundan başka EDTA kök dentin geçirgenliğinde artışa ve endodontik aletlerin etkinliğinin artırılmasına yardımcı olmaktadır [1].

EDTA kök kanallarında genellikle %17'lik derişimde kullanılır. Bu konsantrasyonda 50 µm kalınlığındaki kök kanal duvarını dekalsifiye edebilmektedir. Karşılıklı iki kanal duvarında elde edilen 100 µm kalınlığında bir dekalsifikasyon 10 numaralı kanal egesine eşdeğer bir sonuç çıkarmaktadır [110].

Mello ve ark. [17] EDTA'nın değişik volümlerinin smear tabakasının kaldırılmasında etkisini inceledikleri çalışmalarında kontrol grubu olarak %1'lik 10 ml NaOCl kullanmışlardır. EDTA'nın 5, 10, 15 ml kullandıkları gruplar arasında istatistiksel olarak fark olmadığını, EDTA kullanılan tüm gruplar ile kontrol grubu arasında anlamlı fark olduğunu tespit etmişlerdir. Kontrol grubunda yoğun smear tabakası gözlemlerken EDTA kullanılan kök kanal duvarlarını temiz olarak izlemişlerdir.

%17'lik EDTA solüsyonu kullanılarak yapılan kök kanal tedavilerinde kanal duvarlarının iyi bir şekilde temizlendiği ve smear tabakasının uzaklaştırılarak dentin tübüllerinin net olarak izlenebildiği gösterilmiştir [15, 106, 111-113].

Smear tabakasının uzaklaştırılma miktarı pH'ya ve ajanın temas süresine bağlıdır. Şelasyon ajanlarının uygulama süreleri ile ilgili üzerinde uzlaşmış bilgiler bulunmamaktadır. Temizleme etkisinin birkaç dakikadan sonra başladığı görülmektedir. Goldberg ve ark. [71] en uygun temizleme etkisinin 15 dakika sonra meydana geldiğini

bildirmektedir. Mc Comb ve Smith [15] EDTA solüsyonunun ilk etkisinin 5 dakikadan sonra görüldüğünü en iyi etkinin ise 14 saate kadar temasta elde edilebileceğini bildirmişlerdir. Serper ve Çalt [114] EDTA solüsyonunu farklı süre (1, 10 dk) ve pH'larda etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında smear tabakasının uzaklaştırılmasında nötral pH' daki % 17'lik EDTA'nın pH'ı 9 olan EDTA'ya göre daha etkili olduğunu ve %17'lik pH'ı 7,5 olan EDTA'nın 1 dk süre ile uygulanmasının smear tabakasını kaldırmada yeterli olduğunu 10 dakikalık uygulamalarda ise intertübüler ve peritübüler dentinde aşırı erozyonlar meydana gelebileceğini dolayısı ile 1 dakikadan fazla uygulanmaması gerektiğini bildirmişlerdir.

Scelza ve ark. [115] EDTA ve Sitrik asiti 3, 10, 15 dk uygulama süreleri ile uygulandığında meydana gelen dekalsifikasyonu karşılaştırdıkları çalışmalarında sonuç olarak en iyi etkiyi 3 dk uygulama süresinde görüldüğünü ve dekalsifiye etme etkinliği açısından solüsyonlar arasında hiçbir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

EDTA solüsyonunun inaktive edilmediği sürece kanalın içinde 5 gün aktivitesini gösterebileceği ve apikal forameni geniş olan dişlerde periapikal dokulara sızarak burada zararlı etkiler göstereceği bildirilmiş bu yüzden EDTA uygulamasından sonra etkinin devamlılığını ortadan kaldırmak için kanalın NaOCl ile yıkanması gerektiği gösterilmiştir [116].

EDTA'nın antibakteriyel etkinliği sınırlı olmasına rağmen NaCl solüsyonu ile kıyaslandığında bakteriler üzerinde daha etkili olduğu belirtilmiştir [117]. Yoshida [118] yaptığı bir klinik çalışmada %15'lik EDTA solusyonunu kullanılan 129 olgudan 93'ünde bir hafta sonra alınan kültürlerde bakteri üremediğini göstermişlerdir. Bununla birlikte EDTA ve NaOCl'nin beraber kullanımının NaOCl'nin yalnız kullanımından daha fazla antimikrobiyel etkiye sahip olduğu bulunmuştur.

Sonuç olarak vardığımız gerçek kök kanallarının yıkanmasının iki ana nedeni olan pulpa dokusu ve mikroorganizmalardan köken alan organik dokuları ve inorganik parçalar içeren smear tabakasını uzaklaştırmanın tek bir yıkama solüsyonu ile elde etmek mümkün değildir.

Goldman ve ark. [105], Baumgartner ve Mader [106], Yamada ve ark.[119] yaptıkları çalışmalarda organik ve inorganik yapılarından arınmış ve smear tabakası uzaklaşmış bir kök kanal sistemi elde etmek için EDTA ve NaOCl'nin birlikte kombine kullanımının etkili olduğunu göstermişlerdir.

Kanal şekillendirilmesini kolaylaştıracak ve etkin kanal temizliği sağlayacak yeni kimyasallar ve teknolojik gelişmelerin arayışı halen sürmektedir. Hızlı gelişen teknoloji

ile birlikte üstün nitelikli malzemelerin kullanımı da giderek artmaktadır. Gelişmiş teknolojinin son yıllarda diş hekimliğine kazandırdığı en önemli donanımlardan birisi de lazerlerdir. Diş hekimliği için geliştirilen ilk lazerlerin dalga boyları sadece yumuşak doku uygulamalarına izin verirken, sert doku şekillendirilmesine izin veren dalga boyuna sahip lazerlerin geliştirilmesi ile günümüzde kök kanallarında kullanımları ile ilgili araştırmalarda sıkça yapılabilmektedir.

Bu bölümde lazerlerle ve dişhekimliğinde kullanım alanları ilgili genel bilgiler verilecektir.

## **2.4 Lazerin Tanımı**

“Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (LASER)” kelimelerinin baş harflerinden oluşan lazer radyasyonun uyarılmış salınımıyla güçlendirilen ışık anlamını taşımaktadır.

Bu kelime IADS (International American Dental Society) terimleri arasına girmiştir. Türkçe telafuzuna uyumu açısından lazer yazılışı kullanılmaktadır [120].

Lazerler günümüzde endüstriden astronomiye savunma sanayisinden tıp sektörüne kadar birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Lazerlerden barkod okuyucuları, bilgisayar yazıcıları, alarm cihazları kompakt disk çalıcıları, işaretleyiciler gibi değişik alanlarda yararlanılmaktadır.

### **2.4.1 Lazerin Tarihçesi**

1960 yılında Einstein uygun boyuttaki bir fotonun (ışığı oluşturan en küçük parçacık) daha önce uyarılmış bir moleküle çarpması sonucu bu molekülün aynı boyutlarda bir foton yayacağını ileri sürmüştür. Bu olayın moleküllerin daha düşük bir seviyeye inmesi ya da daha büyük oranla daha yüksek bir seviyeye çıkması ile sonuçlanacağını savunan Einstein ayrıca moleküle çarpan fotonun ve molekülden yayılan fotonun diğer iki fotonu üretecek olan başka iki moleküle çarpacağını ve böylece bütün fotonların aynı yönde hareket ettiği bir reaksiyon gerçekleşeceği fikrini geliştirmiştir ve bu etkiye MASER (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) denmiştir [121, 122].

1958 yılında Amerikalı fizikçi olan Charles Hard Townes MASER etkisinin ışık dahil herhangi bir dalga boyundaki tüm elektromanyetik dalgalara uygulanabileceğini ileri sürerek Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation LASER kavramını ortaya çıkarmıştır [122].

1960 yılında Theodore Harold Maiman tarafından Hughes Araştırma Laboratuvarında yakut kristalinden elde edilmiş olan ruby lazeri pratikte geliştirilen ilk lazerdir [123].

Diş hekimliği alanında ilk lazer çalışmaları Goldman ve ark ve Stern ve Sognaes tarafından yapılmıştır [124, 125].

Endodontide ilk lazer uygulaması 1971 yılında yüksek güçlü CO<sub>2</sub> lazer ile foramen apikalenin tıkama girişiminde bulunan Weichman ve Johnson [126] tarafından rapor edilmiştir. Bu çalışma ile istenilen sonuçlara ulaşılamamış olursa da yeni çalışmalara öncülük etmesi açısından önem taşımaktadır. İlk in vitro çalışma Nd:YAG ve Ho:YAG lazerler ile yapılmış ancak başarılı sonuçlar elde edilememiştir. Daha sonra uygulama kolaylığı sağlayan fiber optik uçların geliştirilmesi ile birlikte daha başarılı çalışmalar yapılmaya başlanmıştır [121].

Lazer teknolojisinin hızla gelişmesi ve lazerin biyolojik dokularla ilişkisinin daha iyi anlaşılması ile değişik özelliklerde yeni lazer tipleri diş hekimliğinin çeşitli alanlarında kullanılmaya başlanmıştır. Son yıllarda diş hekimliğinde lazer kullanımı ile ilgili araştırmalar ve uygulamalar önemli ölçüde artmıştır.

#### **2.4.2 Lazer Fiziği**

Işık bir dalga şeklinde sabit hızla hareket eden ve partikül halinde bulunan elektromanyetik enerji formu olup bu enerji formunun en temel birimi foton olarak adlandırılır. Işık üreten herhangi bir araç (floresan lambalar, gaz lambaları, televizyon ekranı vb) bu işlemi yörünge değiştiren ve foton salan elektronlar aracılığı ile gerçekleştirmektedir [127].

Lazer ışığının oluşturulması Quantum Teorisi ve Uyarılmış Işıma (Stimulated Emission) teorileri ile açıklanmaktadır.

##### **1. Quantum Teorisi**

Teorik fizik, maddenin en küçük elemanı olan atoma ait parçacıkların daha yüksek enerji seviyelerine çıkarılabileceğini söylemektedir.

##### **2. Uyarılmış Işıma**

Elektronların daha yüksek bir enerji seviyesine çıkarılarak bir enerji hüzmesi oluşturulması ve oluşan fotonların yön, faz ve renk olarak senkronize edilmesi işlemidir [128].

Atomun yapısı en basit haliyle ortada bir çekirdek ve etrafında belirli yörüngeleri takip eden elektron bulutu şeklinde düşünülürse atom uyarıldığında düşük enerji yörüngelerindeki elektronlar aldıkları enerji ile çekirdekten uzaktaki yüksek enerji yörüngelerine yerleşirler. Uyarılmış bu elektronlar kararlık hali olan düşük enerjili yörüngelerine geri dönmek isterler ve kendiliğinden kararlılık haline geçerken önceden absorbe ettikleri fazla enerjiyi ışık partikülü olan foton şeklinde dışarıya yayarlar. Yayılan bu fonda ikinci bir fotonu oluşturabilecek bir başka elektronu uyarır böylece fotonların gelişi güzel olduğu bir reaksiyon oluşur [127].

Foton dalgalarından oluşan ışığın dalga hızı (Velocity), genlik (Amplitut, dalga yüksekliği) ve dalga boyu (Wavelength) olmak üzere 3 önemli özelliği vardır [129].

Hız ışığın belli sürede aldığı yol miktarıdır. Lazer ışığının hızı diğer ışıklar gibi boşlukta saniyede 300.000 kilometredir.

Genlik ışık dalgasındaki enerjiyle doğru orantılıdır dalganın başladığı en alt nokta ile yükseldiği son nokta arasındaki mesafedir. Amplitut olarak adlandırılır. Amplitut genişliği enerji miktarının fazlalığını gösterir. Lazerlerde enerji birimi olarak joule (J) kullanılır. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin pek çoğunda atım başına 1J' den daha az enerji oluşur. Bu yüzden enerji birimi olarak milijoule (mJ) kullanılmaktadır. (1J=1000mJ)

Dalga boyu ise birbirini izleyen iki dalganın en yüksek noktaları arasındaki yatay mesafedir.

Dalga boyu metre birimi ile ölçülmektedir diş hekimliğinde mikron ( $10^{-6}$  metre) ya da nanometre ( $10^{-9}$  metre) gibi küçük birimler kullanılmaktadır. Günümüzde lazerlerin dalga boyu 0.1 ile 10  $\mu\text{m}$  (mikron) arasındadır. Işığın morötesi, görünür ışık ya da kızıl ötesi gibi sınıflandırılması dalga boyuna göre yapılmaktadır. Dalga boyu hızın frekansa bölünmesi ile hesaplanır.

$$(\text{dalga boyu}) \lambda = c (\text{hız}) / f (\text{frekans})$$

Frekans bir saniyede dalganın yaptığı salınım sayısıdır ve dalga boyu ile ters orantılıdır. Dalga boyu uzadıkça frekans azalır, dalga boyu kısaldıkça frekans artar. Frekans birimi hertz olarak tanımlanır. Hertz (v) her bir saniye arasında geçen atım sayısını göstermektedir.

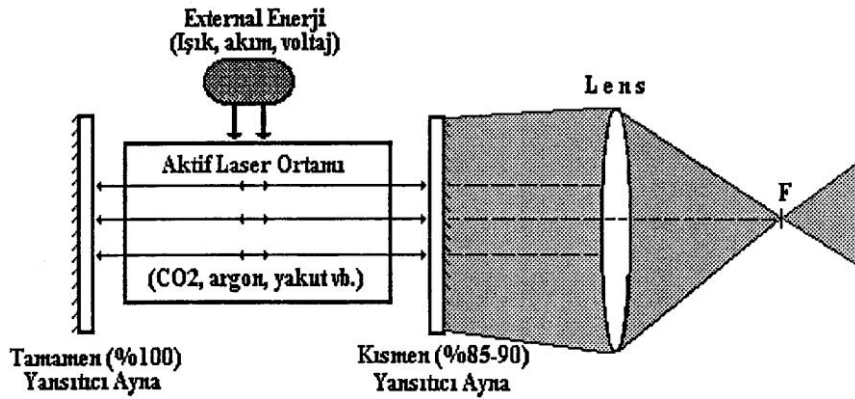
Dokuya iletilen güç ise watt birimi ile gösterilmektedir. Enerji ile frekansın çarpımı ile hesaplanmaktadır [127, 129].

#### 2.4.2.1 Lazer Sistemini Oluşturan Yapılar

Lazerler, enerji ile yüklenmiş elektronların foton salınımını düzenleyen cihazlardır.

Lazer sistemini oluşturan yapılar

1. Lazer ortamı (katı, sıvı, gaz)
2. Tamamen yansıtıcı ayna %100
3. Kısmi yansıtıcı ayna %90-99
4. Güç kaynağı ( flash ışığı, elektriksel akım)
5. İki ayna arasındaki optik kavite
6. Lens
7. İletici öğeler [121] (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Lazer cihazının yapısı

Lazer cihazının ortasında bulunan optik kavite içerisinde lazere adını veren katı sıvı veya gaz fazda bulunabilen kimyasal aktif bileşikler bulunmaktadır. Cihazın merkezini oluşturan bu optik kavitenin çevresinde içerideki aktif maddeye enerji yollayan böylece elektronların uyarılmasını sağlayan ışık ya da elektrik enerjisini kullanan bir mekanik düzenek mevcuttur. Bu amaçla en çok Xenon Ark lambalarından yararlanılmaktadır. Aktif maddenin uyarılması ile oluşan fotonlar bir tanesi tam yansıtıcı diğeri seçici yansıtıcı özelliğe sahip aynalar ile paralel hale getirilerek sistem dışına ışık enerjisi halinde gönderilir. Daha sonra oluşan ışık lensler yardımıyla odaklanarak bir iletici kullanılarak istenilen dokuya iletilir [128].

#### **2.4.2.2 Lazer Işığının Özellikleri**

1. Eş fazlı hareket (coherent): Lazer ışığında fotonlar eş zamanlı hareket ederler yani pik seviyeye çıkış ve inişleri (amplitut) aynı zamanda olur. Bu özellik sadece lazer ışığına özgüdür. Belirli bir dalga boyundaki ışık dalgaları bu sayede uzayda aynı hız ve tempoda ilerlemektedir. Bu eş değerli hareketler sonucu hedef nokta üzerindeki etkiler daha kesin ve güçlü olmaktadır.

2. Paralellik, doğrusallık (collimated): Aktif maddenin bulunduğu kavitenin iki tarafında bulunan aynalar arasında gidip gelen fotonların sadece aynı yönde hareket edenleri kontrollü olarak sistemden çıkararak enerji hüzmesini oluşturmaktadır. Lazer ışığı ancak bu şekilde dağılmadan yol alarak oldukça küçük noktalara odaklanabilmekte ve gerektiğinde odak çapı ayarlanabilmektedir.

3. Tek renklilik (monochromatic): Lazer ışığı tek bir dalga boyundaki ışık dalgalarından oluşmaktadır. Aynı aktif maddeye ait elektronlar aynı enerji düzeyinde uyarılar alarak üst seviyeye atlama yapmakta ve bunun sonucunda aynı enerji düzeyine sahip eş fotonlar oluşmaktadır [128].

#### **2.4.2.3 Lazer Işığının Dokuya Taşınması**

Çeşitli aktif maddelerden üretilen farklı dalga boyu ve penetrasyon özelliklerine sahip lazer ışığı kaynağından işlemin yapılacağı alana ulaştırılmak durumundadır. Dış hekimliği lazerlerinde ışık iki şekilde taşınmaktadır. İçerisi yansıtıcı özellikteki tüplerden oluşan birinci sistemde dönüşler (eklemler) aynalar aracılığıyla yapılmaktadır. İçerisi boş tüplerden iletilen lazer ışığı başlıktan dışarıya çıkmaktadır. Bu tür taşıyıcı sistemlerde uygulamalar uçlar dokulara temas etmeden yapılmaktadır.

İkinci sistemde ise ışık fiber optik kablo aracılığı ile taşınmaktadır. Bu tür taşıyıcılar tüplere oranla daha esnek, daha hafif ve daha fazla hareket kabiliyetine sahiptir. Fiber optik uçların çapları da daha küçüktür ve 200 ile 600 mikron arasında değişmektedir. Fiber optik kablolu sistemlerde çalışma alanında hem dokulara temas edilerek hem de temas edilmeden uygulanan yöntemler kullanılabilir [128].

#### **2.4.2.4 Lazer Işığının İletim Şekilleri**

Lazer cihazında üretilerek operasyon alanına taşınan ışık dokulara üç şekilde iletilmektedir. Birinci iletim şekli pedala basıldığı sürece ışığın aralıksız olarak gönderilmesidir ve sürekli iletim (continious mode) olarak adlandırılmaktadır. İkinci iletim şekli olan mekanik fasılalı iletim'de ( gated-pulse mode) lazer ışığında periyodik

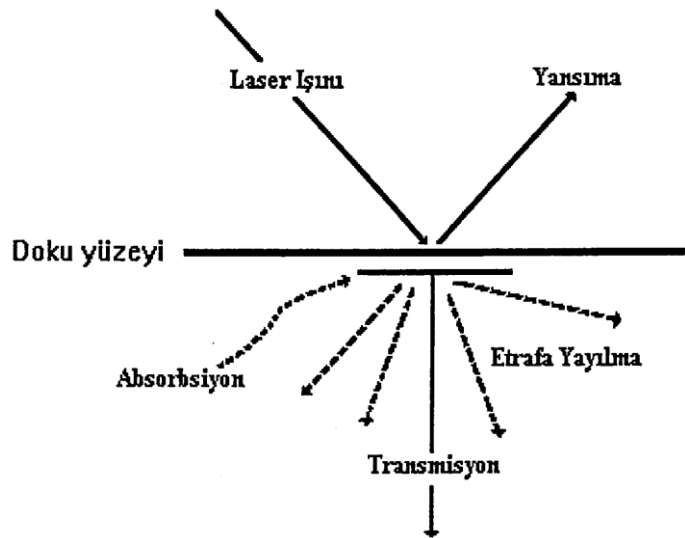
olarak göz kırpar gibi kesintiler olmaktadır. Mekanik bir engel aralıksız devam eden ışık akımının önünü keserek bu tür fasıllı akım elde edilmektedir. Akım ve kesinti süreleri birkaç milisaniye düzeyinde olmaktadır. Bu iletim şekli sürekli iletim şeklinin bir alt grubu olarak da kabul edilebilir.

Üçüncü iletim şekli ise serbest fasıllı (free-running pulsed mode) iletimdir. Bu iletim tipinde kesintiler sürekli bir ışık akımının perdelenmesi yerine cihazın aktif hale geçtikten sonra tekrar pasif hale gelmesiyle elde edilmektedir. Bu tip uygulamalarda çok yüksek enerjili lazer ışığı mikro saniyeler seviyesinde ifade edilen zaman aralıklarında hedefe gönderilmektedir. Bu tip sistemlere sahip cihazlarda zaman ayarları bilgisayar tarafından yapılmaktadır ve uyarı aralıklarında cihaz aktif halde değildir.

Lazerlerin iletim şekillerindeki önemli konu dokuya belirli bir süre uygulanan ışık enerjisinin ısı etkisi yaratmasıdır. Mekanik veya serbest fasıllı iletime sahip sistemlerde dokular tekrar enerjiye maruz kalmadan önce soğuma zamanı bulabilmektedirler. Enerjinin sürekli uygulandığı sistemlerde gerekli soğuma zamanının kullanıcı tarafından verilmesi gerekmektedir [128].

#### 2.4.3 Lazer Doku Etkileşimleri

Herhangi bir dokuya lazer ışığı uygulandığında bu lazer enerjisi doku tarafından yansıtılabilir (reflected), emilebilir (absorbed), dokuda daha derin seviyelere ilerleyebilir (transmitted) ya da o doku içinde etrafa yayılabilir (scattered) [130] (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 Lazerin doku üzerindeki etkileri



- **Emilme (absorbtion)**

Lazer ışığının en çok istenilen etkisidir. Dokular tarafından emilen enerji miktarı dokunun pigmentasyonu, kalınlığı, içerdiği su miktarı gibi özelliklere, lazerin dalga boyu ve emisyon moduna bağlıdır. Doku içinde absorbe olan lazer enerjisi dokuda çoğunlukla termal etkiye dönüşüp buharlaşma ya da kömürleşmeye neden olabilir. Bu nedenle ışık kaynağına yakın olan dokularda daha fazla miktarda etkilenmenin olduğu, doku derinliği arttıkça bu etkinin giderek azaldığı bildirilmiştir. Lazer ışının etkisinin azalıp, biyolojik etki göstermediği nokta emilim derinliği olarak adlandırılmıştır.

- **Yansıma (reflection)**

Lazer ışığının doku yüzeyinden sekerek başka yöne yönelmesi ve hedef dokuda etki oluşturmamasıdır. Yansıma nedeniyle istenmeyen dokularda lazer ışığının etkileri ortaya çıkmaktadır bu da lazer güvenliği açısından önem taşımaktadır. Parlak ve sert yüzeylere çarpan enerji daha fazla yansyarak çevre dokulara zarar verebilir.

- **Doku derinliklerine geçiş (transmission)**

Lazer ışığının dokuya ulaştığında etki göstermeyip dokunun daha derin kısımlarına doğru ilerlemesi anlamına gelir. Bu etkileşim lazerlerin dalga boyu ile doğrudan ilişkilidir. Uzun dalga boyuna sahip lazerler doku tarafından emilirlerken kısa dalga boylu lazer ışınları yüksek derecede geçiş özelliğine sahiptirler.

- **Etrafa yayılma (scattering)**

Lazer ışığının enerjisinin doku içerisinde zayıflaması ve yarar gösterecek biyolojik etki oluşturmamasıdır. Kısa dalga boyları daha geniş yayılırken, uzun dalga boyları daha derine penetre olabilir [130].

Değişik tipteki lazerler aynı doku üzerinde farklı etkiler gösterebilir. Bir lazer uygulandığı dokuya göre de farklı etkiler oluşturabilir. Bu nedenle her tip lazerin aynı uygulamada aynı dokuda benzer etkiler yaratmayacağı unutulmamalıdır.

Dokuya uygulanan lazer ışınının etkisinde önemli olan faktörler şunlardır [131];

Dokunun biyolojik özellikleri:

1. Absorbe gücü
2. Kan dolaşımı

3. Yoğunluğu
4. Mineral ve su oranları

Lazer ışınının özellikleri:

1. Dalga boyu
2. Enerji yoğunluğu
3. Işınlama süresi
4. Atımlı veya sürekli mod kullanımı
5. Dokuya temas edilerek ve ya temassız uygulanması

Lazerin dokuya uygulanması sonucu 3 tip etkileşim meydana gelmektedir:

- **Fotokimyasal etkileşim**

Dokular içinde yer alan hemoglobin, melanin gibi dokuya rengini veren kromofor maddeler, lazer ışının dalga boyuna bağlı olarak lazer ışının absorpsiyonunu sağlarlar. Malign tümör tedavilerinde kullanılan bazı kromofor maddelerin penetrasyon seviyeleri lazer ışınının kullanımı ile artmaktadır. Böylece tümör tedavilerinde başarı da artmış olmaktadır. Düşük enerjili lazerlerin kullanımı ile fibroblast proliferasyonu artırılıp ağrının azaltılması ve yara iyileşmesinde hızlanma sağlanır ve T supresor hücreler aktive edilir böylece ağrı iltehtaptan sorumlu B lenfositlerin inhibisyonu sağlanır [132].

- **Fototermal etkileşim**

Dokuya uygulanan lazer ışının emilimi ile ışık enerjisi ısı enerjisine dönüşür ve ortaya sıcaklık artışı ile kendini gösteren bir etkileşim meydana gelir. Bu sıcaklık artışı lazer ışığının dalga boyuna termal iletkenlik katsayısına uygulama süresi ve tekniğine göre değişiklik gösterir. Lazer cerrahisinde faydalı etkiler gösterirken sert dokularda istenmeyen bir durumdur. Buharlaşma ile dokuların uzaklaştırılması, yüzey sıcaklığının artması ile yara dezenfeksiyonu ve kanama kontrolü, koter ile dokuların uzaklaştırılması fototermal etkileşime örnek verilebilir [132].

- **Fotomekanik ve fotoelektriksel etkileşim**

Yüksek enerji seviyesinde çok kısa süreli uygulamalarda ortaya çıkan termal olmayan etkilerdir. Işık uygulanan yüzeyde şok dalgaları moleküller ve atomik bağlar arası

ilişkiyi keserek mikro bir tahribat meydana gelmektedir. Diş sert dokularından parçacıklar halinde madde kopararak kavite açma bu etkiye örnek gösterilebilir [132].

#### **2.4.4 Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması**

Lazer sistemleri aşağıdaki kriterlere göre sınıflandırılmaktadır.

- A. Lazer aktif maddesi.
  - B. Lazer ışınlarının hareketi.
  - C. Dalga boyu.
  - D. Işınlarmın enerjisi.
- A. Lazer aktif maddesine göre sınıflandırma
1. Katı maddeler ( Granit, Ruby, Nd:YAG)
  2. Gazlar ( Argon, CO<sub>2</sub>)
  3. Uyarılmış asalgaz halojenit (Excimer lazer: Xenon/Fluor, Argon/Chlor)
  4. Boya tanecikleri (Dye lazer)
  5. Yarı iletken lazerler (Diode lazer)
- B. Lazer ışınlarının hareketine göre sınıflandırma
1. Devamlı ışın verenler ( Continuous)
  2. Atımlı ışın verenler (pulse)
  3. Dalgalı akım olarak ışın verenler
- C. Dalga boyuna göre sınıflandırma
1. Ultraviyole ışınlar
  2. Kızılötesi (Infrared) ışınlar
  3. Görünür ışık spektrumundaki ışınlar
- D. Işınlarmın enerjisine göre sınıflandırma
1. Soft lazerler.
  2. Mid lazerler.
  3. Hard lazerler.

#### **2.4.5 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler**

##### **2.4.5.1 Argon lazer**

Aktif ortamlarında Argon gazı içeren, mavi-yeşil görünen ışık veren 488 nm ve yeşil görünen ışık veren 514,5 nm olmak üzere iki monokromatik dalga boyuna sahip lazer

sistemleridir. Argon ışını kısa dalga boyulu olması nedeniyle çok ince fiber optik kablolardan geçerek çok küçük noktalarda fokuslanabilir. Bu özelliği ile özellikle göz hekimliğinde yaygın kullanılan bu lazer sisteminin 514,5 nm dalga boyuna sahip olanı oral cerrahide, 488 nm dalga boyuna sahip olanı kompozit restoratif materyellerin polimerizasyonunda kullanılır [133].

Dalga boyu 514 nm olan argon lazerler hemoglobin, hemosiderin, tarafından ve melanin hücreleri gibi koyu renkli pigmente dokular tarafından yüksek derecede absorbe edilir böylece diş eti tedavilerinde, hemanjiom gibi vasküler lezyonların tedavisinde ve hemostaz sağlamada başarısı yüksektir. Sudaki absorpsiyonu çok düşüktür [134]. Dalga boyu 488 nm olan argon lazerler restoratif materyellerin polimerizasyonunda kullanılır. Yapılan çalışmalarda argon lazer ile yapılan polimerizasyonlarda polimerizasyon büzülmesinin azaldığı, ideal sertleşme için gerekli sürenin kısaldığı ve etki derinliğinin arttığı gösterilmiştir [135]. Argon lazerinin sert dokular tarafından absorbe edilmediği için oral cerrahide kullanımı sırasında diş yüzeyine zarar vermediği ve restoratif diş hekimliğinde polimerizasyonun yanında çürük tespitinde, mine yüzeyi pürüzlendirilmesinde, çürüğe karşı direnç artışında kullanılabilceği de tespit edilmiştir [136]

#### **2.4.5.2 CO<sub>2</sub> Lazer**

Aktif ortamı CO<sub>2</sub>, nitrojen ve helyum gazlarının karışımından oluşan CO<sub>2</sub> lazer Patell ve ark. tarafından 1964 yılında geliştirilmiştir ve 10600 nm ile en yüksek dalga boyuna sahip lazer tipidir. Food & Drug Administration tarafından yumuşak doku cerrahisinde kullanılmak üzere onaylanan ilk lazerdir. Ayrıca yüksek dalga boyu ve temassız olarak kullanılması sayesinde en hızlı doku uzaklaştıran lazer sistemidir. Endodonti alanında ilk kez kullanımı Shoji ve ark.'larının köpekler üzerinde in vivo olarak yaptığı pulpotomi çalışması ile olmuştur [132, 137].

Gingivektomi, gingivoplasti, frenektomi, granülasyon doku çıkarımı, kuron boyu uzatılması, tümörlerin çıkarılması vesiko - büllöz, beyaz lezyonlarda, aftöz ülserlerde ve alet dezenfeksiyonunda kullanılmaktadır [138].

Yumuşak dokudaki penetrasyon derinliği 0,2-0,3 mm olduğundan oral mukozadan yansımaz, dağılmaz ve derin dokulara kadar ilerlemez. Pulpadaki termal zararlar, dentindeki karbonizasyonlar ve minede çatlak ve kırılmalar nedeniyle sert doku kullanımları sınırlı kalmaktadır. Dentin hassasiyetinin giderilmesi, minede çürük

direncinin artırılması, pulpatomi ve pulpektomi, direkt kuafaj, kök kanal sistemi dezenfeksiyonu gibi işlemlerde de CO<sub>2</sub> lazerin kullanılabilceği gösterilmiştir [139].

#### **2.4.5.3 Excimer Lazer**

Excimer lazerler aktif ortamlarındaki karışımlarına bağılı olarak 4 çeşitlerdir. Işınları elektromanyetik spektrumun ultraviyole (morötesi) bölümünde olup atımlı lazerlerdir. Atım süreleri 10-200 ns, atım gücü 50-300 J ve atım aralığı 1-250 arasında değişir [140].

<u>Türleri</u>	<u>Dalga boyu</u>
Argon Fluoride (Ar/F)	193 nm
Kripton Fluoride (Kr/F)	248 nm
Xenon Chloride (Xe/Cl)	308 nm
Xenon Fluorid ( Xe/F)	351nm

Xenon/Cl ve Ar/F diş hekimliğinde en çok kullanılan ve araştırma yapılan çeşitleridir. Uygulandıkları dokuda organik moleküler arası bağları kırarak etki gösterdiklerinden dokuda fazla bir sıcaklık artışı gözlenmez [140, 141].

Cam fiberlerden geçebilmekte ve su tarafından yeterli derecede absorbe edilebilmektedir. Kök kanalının genişletilmesi ve dezenfeksiyonunda, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde, dental plak, diş taşı ve enfekte sementin çıkarılmasında kullanılabilceği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [140].

#### **2.4.5.4 Ho:YAG Lazer (Holmium:YAG)**

Aktif ortamında 'yttrium aluminum garnet' kristali bulunur, dalga boyu 2100 nm olup temaslı ve ya temassız kullanılabilen atımlı lazerlerdir. Işınları elektromanyetik spektrumun kızıl ötesi bölümünde yer alır ancak içerisine konan kırmızı He-Ne gazı görünmeyen bu spektrumu görünür hale getirmiştir [142].

Suda ki absorpsiyonu çok iyi olduğundan yumuşak dokuda çok düzgün bir kesim sağlar, beyaz ve pigmente her iki dokuda da başarılı sonuçlar verir, hemostaz sağlamadaki başarısından kompozit ve laminant porselen uygulamalarında yararlanır. Sağlam veya çürük mine ve dentinde, apikal rezeksiyon, kök kanal dezenfeksiyonu ve şekillendirilmesinde implant mukozası kaldırılmasında, kanamasız post yerleşimi,

frenektomi ve biyopsi alımı gibi uygulamalarda başarı ile kullanılabilirliği gösterilmiştir [132, 143].

#### **2.4.5.5 Erbiyum Lazerler**

Diş hekimliğinde birçok tedavide özellikle diş sert dokularının tedavisinde etkinlikleri yüksek olan, uygulandığı dokudaki su tarafından emilimi yüksek ve aktif ortamı katı kristallerden oluşan lazer sistemleridir. Farklı aktif ortam ve dalga boyuna sahip iki çeşidi vardır [127].

1. Er:YAG lazer: Aktif ortamı erbium ile kombine edilmiş yitrium alüminyum garnet kristali içerir ve 2940 nm dalga boyuna sahiptir.
2. Er:Cr:YSGG lazer: Aktif ortamı erbium ve krom ile kombine edilmiş yitrium skandiyum galyum garnet kristali içerir ve 2780 nm dalga boyuna sahiptir.

Bu aralıktaki dalga boylarına sahip Erbiyum lazerlerin su, hidroksiapatit ve kollojen için yüksek affiniteye sahip oldukları bilinmektedir. Her iki dalga boyuda elektromanyetik spektrumun gözle görülmeyen ve iyonize olmayan kızıl ötesi kısmında yer alır. Çevre diş dokularda termal hasara neden olmadan ve iyi bir konforla çürük diş dokusunun kaldırılmasında ve kavite açmada kullanıldıkları bildirilmiştir.

##### **2.4.5.5.1 Er:YAG Lazer**

Aktif ortamı erbium ile kombine edilmiş yitrium alüminyum garnet kristali içerir ve 2940 nm dalga boyuna sahiptir. 1997 yılında FDA tarafından sert dokularda kullanımı onaylanan ilk lazerdir. Su ve hidroksiapatit tarafından oldukça fazla absorbe edilirken melanin hemoglobin gibi pigmente yapılar tarafından absorbe olmaz [144].

Er:YAG lazerlerde lazer ışığı seçici olarak hidroksiapatitin yapısında olan su molekülleri ve sert dokudaki su tanecikleri tarafından yoğun bir şekilde absorbe edilir dokudaki ve organik yapı içeriğindeki su tarafından absorbe edilen enerjinin oluşturduğu iç basınç ile çevre dokularda mikro patlamalar ve birbirini izleyen doku yıkımları meydana gelir. Bu olay ablasyon olarak tanımlanır çürük dentinin su içeriğinde meydana gelen artış çürük dokuyu ablasyona yatkın kılar ve Er:YAG lazerin çürük dokusunu uzaklaştırmasındaki başarısını artırır.

Ablasyon mekanizması tamamen dalga boyunun optik özelliklerine ve uygulanan dokunun morfolojik yapısına bağlıdır [145].

Er:YAG lazerlerin çürük dokusunu başarılı bir şekilde uzaklaştırırken smear tabakası oluşturmadan restoratif materyallerin bağlanmasını ve tutunmasını artıracak şekilde sert dokularda mikroretantif alanlar meydana getirdiği bildirilmiştir [146].

Er:YAG lazerlerin dokuya temas etmeden kullanılabilmesi, geleneksel yöntemlerin ses, titreşim ve ağrı gibi olumsuz faktörlerini ortadan kaldırarak hasta ve hekim için daha rahat, anestezisiz ya da az ağrılı çalışma imkanı tanıdığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [147]. Ayrıca bu işlemler esnasında pulpada minimal bir ısı yükselmesi, çevre dokuda minimal karbonizasyon ve çatlak oluşumu gözlemlenmiştir. Yalnız pulpaya yakın uygulamalarda termal etkinin yanında mekanik tahribat da görülebileceğinden sisteme su soğutması ilave edilmiştir [131].

Er:YAG lazerlerin diş etine yakın çürüklerin temizlenmesinde, dentin hassasiyeti giderilmesinde, mine pürüzlendirilmesinde, eski dolguların uzaklaştırılmasında, kök kanal dezenfeksiyonunda, smear tabakası uzaklaştırılmasında, apikal rezeksiyon, kist osteotomisi, lezyon çıkarılması, diş taşı temizliği işlemlerinde de kullanılabilmesi bildirilmiştir [131, 144].

#### **2.4.5.5.2 Er:Cr:YSGG Lazer**

Aktif ortamı erbium ve krom ile kombine edilmiş yitrium skandiyum galyum garnet kristali içerir ve 2780 nm dalga boyuna sahiptir.

Er:Cr:YSGG lazerlerin su taneciklerini atomize ederek doku yüzeyinde lazer enerjisi ile su zerreciklerini birleştirerek istenen yıkım etkisinin daha başarılı sağlandığı hidrokinetik lazer sistemi ile çalıştığı bildirilmektedir [148].

#### **2.4.5.6 Nd:YAG Lazer**

Aktif ortamı neodmiyum iyonları ile kombine edilmiş yitrium alüminyum garnet katı kristali olup dalga boyu 1064 nm'dir. İlk olarak 1961 yılında Snitzer tarafından icat edilmiştir daha sonra Geusic tarafından geliştirilmiş ve dişhekimliğinde ilk kez 1985'te Myers kardeşler tarafından kullanılmıştır [142]. Lazer ışını elektromanyetik spektrumun kızılötesi kısmında yer alır. Rehber ışık olarak He-Ne gazı ile görülebilir hale getirilmiştir. Nd:YAG lazer ışınlarının %90'ı sudan yansır, hidroksiapatit tarafından iyi absorbe edilmezlerken hemoglobin ve melanin pigmenti içeren koyu renkli dokular tarafından yüksek derecede absorbe edilir bu özelliğinden yararlanmak için koyu renkte boyalardan yararlanır lazer ışını gelen dokuda bu boyaların kullanımı absorsiyonu dolayısıyla istenen etkiyi artırır. Hemostaz sağlama ve koagülasyonda Nd:YAG

lazerlerden bu özelliği ile yararlanılır. Aksine sudaki absorpsiyon derecesi azdır böylelikle dokuda meydana gelen ısınmanın kontrolü için external su ve hava çıkışı eklenebilir [142, 149].

320 µm (mikron) çaplı optik fiberler Nd:YAG lazer sistemlerinde en çok tercih edilen türdür. Genellikle dokuya temaslı olarak çalışılır uygulama sonrası fiber uçlara karbonize dokular yapışabilir her kullanımda bu bölgeler temizlenmelidir [142].

Nd:YAG lazerin koyu dokularca absorpsiyonu sayesinde pigmente bakterilerin DNA sistemlerini bozarak bakterisit etki gösterdiği gösterdiği saptanmıştır. Bu bakteriler: *Actinobacillus*, *Actinomyceten commitans*, *Prevotella intermedia*, *Eikohenella corrodens*, *Wolinella recta*, *E. feacalis* vb.'dir. Lazerin kök kanalındaki dezenfeksiyon etkisi, mikroorganizmaları doğrudan buharlaştırmasına ve lokalize ısınma sağlanmasına bağlanmaktadır. Dentinin derin tabakalarında ve dentin kanalcıkları içerisinde yayılan indirekt lazer ışınları sayesinde bakterisit etki elde edilmektedir [121, 130].

Nd:YAG lazer su ve hidroksiapatit tarafından iyi absorbe edilemediğinden lazer ışını diş sert dokuları tarafından emilemeden daha derin tabakalara iletilir ve lazer enerjisi ısı enerjisine dönüşür sonuç olarak hedef doku ısınır. Penetrasyon derinliği lazer ışını uygulanan dokunun morfolojik özelliklerine göre değişkenlik gösterir genellikle organik dokular tarafından emilen ışının penetrasyon derinliği 4 mm'ye kadar ulaşır [130, 142, 149].

Nd:YAG lazerin kök kanalı içerisinde sterilizasyon etkisinin yanında smear tabakasını kaldırmada da etkili olduğu bildirilmiştir. Kanal içinde kullanımı sonrasında duvar yüzeyinde erimiş bir tabakanın meydana geldiği dentin kanal ağzlarının tıkanıdığı smear ya da herhangi bir doku artığı görülmediği bildirilmiştir [150].

Yaptığımız tez çalışmasında Nd:YAG lazerin dalga boyunun yarıya indirilip frekansının katlanması ile elde edilen KTP lazer kullanılmıştır.

#### **2.4.5.7 KTP Lazer**

SMARTLITE D sistemi görünür yeşil ışın yayan dalga boyu yarıya indirilmiş bir Nd:YAG lazer kaynağı ve görünür kırmızı ışın yayan bir yardımcı lazer kaynağı ile donatılmıştır. Yardımcı lazer ışını, asıl ışın ile eş eksenlidir ve bu nedenle hedef ışın olarak kullanılmaktadır. Dalga boyu 532 nm, çıkış gücü 5 W (max)'dır. Lazer ışını uygulanacak dokuya 200 µm çapında fiber optik kablo ile iletilmektedir.



KTP lazer ilk olarak diş beyazlatmalarında kullanılmasına rağmen, sonradan diş hekimliğinde pek çok alanda kullanılmaya başlanmıştır

KTP lazerlerin endodontide kullanımı:

1. Kanal pulpasının uzaklaştırılması,
2. Kanal tabanlarının dezenfeksiyonu,
3. Kanaldan gelen kanamanın durdurulması,
4. Kanalların sterilizasyonu,
5. Apikal lezyonlu dişlerde apikal bölgenin sterilizasyonu,
6. Açığa çıkmış dentin tübüllerinde pulpa uzantılarının uzaklaştırılması,
7. Çürük kaviteleri içinde büyümüş olan pulpa poliplerinin uzaklaştırılması,
8. Eski kanal dolgularının uzaklaştırılması.

Tewfik ve ark. [151] kanal içerisinde kullandıkları KTP lazerin dentin yüzeyini örten smear tabakasının permeabilitesini değiştirmedini göstermişlerdir. Bununla birlikte SEM incelemeleri ile alttaki dentinde ardışık etkisi olmaksızın smear tabakası yüzeyinde modifikasyonlar oluştuğunu göstermişlerdir. Asitlenmiş dentinde KTP lazeri kullandıklarında dentin kanal ağzlarında genişleme ve çatlaklarla birlikte smear tabakası permeabilitesinde hafif artış tespit etmişlerdir.

Machida ve ark. [152] in vitro olarak KTP lazerin kök kanal yüzeyindeki etkisini ve kök yüzeyinde meydana getirdiği sıcaklık artışını incelemişler ve KTP lazer uygulamasının kök kanal yüzeyinden smear tabakasının uzaklaşmasını kolaylaştırdığını tespit etmişlerdir. Ayrıca kök yüzeyindeki sıcaklık artışını tespit ederek bu uygulamanın zararsız olduğunu göstermişlerdir.

Schoop ve ark. [153] KTP lazeri 1 W ve 1,5 W güçlerinde *E. faecalis* ile kontamine edilmiş dentin dilimleri üzerinde uyguladıkları çalışmalarında dentin yüzeyinde meydana gelen morfolojik değişimleri, antibakteriyel etkinliği ve sıcaklık artışını incelemişler, her iki güç seviyelerinde sem incelemelerinde çeşitli morfolojik değişimler oluştuğunu tespit etmişler, mikroorganizma sayılarında artan güçle doğru orantılı bir azalma ve bu uygulamalar süresince meydana gelen sıcaklık artışının da kabul edilebilir seviyelerde olduğunu tespit etmişlerdir.

Meire ve ark. [154] KTP lazerin *E. faecalis* ile enfekte edilmiş kanallarda antimikrobiyal etkinliğini inceledikleri çalışmalarında en güçlü azalmayı negatif kontrol grubu olan NaOCl 'de tespit etmişler laser grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma tespit etmemişlerdir.

## 2.4.6 Lazerlerin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

### 1. Periodontoloji

- ✓ Periodontal cep, periodontal defekt ve çekim boşluğu sterilizasyonu
- ✓ Frenektomi, gingivektomi, vestibul derinleştirme
- ✓ Biostimulasyon

### 2. İmplantoloji

- ✓ İmplant üstünün açılması
- ✓ Peri-implantitis

### 3. Protez

- ✓ Yumuşak doku veya kemik doku kaldırılması ile kron boyunun uzatılması
- ✓ Yüzey pürüzlendirme
- ✓ Pontik yerinin şekillendirilmesi
- ✓ Ağartma
- ✓ Epulis fissuratum uzaklaştırılması
- ✓ Protez stomatitinin tedavisi
- ✓ Reziduel kret, tüber, torus ve yumuşak doku düzenlemeleri

### 4. Cerrahi

- ✓ Apikal rezeksiyon
- ✓ Operkülektomi
- ✓ Biopsi alınması
- ✓ Oral yumuşak doku patolojileri

### 5. Pedodont/Ortodonti

- ✓ Dişin açığa çıkarılması
- ✓ Yumuşak doku uygulamaları

### 6. Operatif Diş Hekimliği ve Endodonti

- ✓ Dentin hassasiyetinin giderilmesi
- ✓ Pulpal kan akımının teşhisi (Laser Doppler Flowmetry, LDF)
- ✓ Anestezi etkisinin sağlanması
- ✓ Mine ve dentin pürüzlendirilmesi
- ✓ Çürüğün tanısı
- ✓ Vital pulpa tedavileri
- ✓ Kavite açma ve çürüğün uzaklaştırılması
- ✓ Eski dolguların uzaklaştırılması

- ✓ Kök kanallarının şekillendirilmesi, tıkanması ve periapikal cerrahi
- ✓ Dişlerin ağartılması
- ✓ Smear tabakası uzaklaştırılması ve kök kanallarının sterilizasyonu [155].

#### • Dentin Hassasiyeti Giderilmesi

Dentin hassasiyeti; açığa çıkmış dentin kanallarının dokunma, sıcak ve soğuk hava, ozmotik veya kimyasal uyaranlara cevabı şeklinde meydana gelen kısa süreli keskin ağrı ile kendini gösteren diğer herhangi bir defekt ya da patoloji ile açıklanamayan pulpa dentinal hastalıktır. Dentin kanallarının açığa çıkması genellikle yanlış diş fırçalama alışkanlığı, diş eti çekilmeleri, yanlış beslenme şekli gibi faktörlere bağlanmıştır. Brannströmün hidrodinamik teorisi dentin hassasiyeti oluşma mekanizmasını açıklamaktadır [156, 157].

Uygulanacak tedavinin pulpayı irrite etmemesi, ağrısız ve kolay uygulanması, etkisini hızlı göstermesi ve etkisini uzun süre devam ettirmesi, dişlerde boyama etkisi göstermemesi istenmektedir. Lazerlerin dentin hassasiyeti giderilmesinde bu şartlarda etkin sonuçları yapılan çalışmalarda gösterilmiştir.

Dentin hassasiyetinde kullanılan lazerler iki tiptir

- a. Düşük enerji çıkışlı lazerler.( He-Ne ve Ga-Al-As lazerler)
- b. Orta enerji çıkışlı lazerler. (Nd-YAG, CO<sub>2</sub> lazerler) [158]

Lazerlerin dentin hassasiyeti giderilmesindeki etki mekanizmaları açıklanamamakla birlikte her bir lazerin de kendisine özgü etki mekanizması olduğu da kabul edilmektedir. He-Ne lazerlerin sinirlerin aksiyel potansiyeli üzerinde etki gösterdiği [159], Ga-Al-As lazerin C lifi afferentlerin depolarizasyonunu bloke ederek hassasiyeti giderdiği kabul edilmektedir [160]. CO<sub>2</sub> lazerler orta güç seviyesinde açığa çıkan dentin kanallarına uygulandığında kanalları daraltarak geçirgenliği azalttığı bildirilmiştir [161].

#### • Pulpada Kan Akımının Teşhisi (Laser Doppler Flowmetry, LDF)

LDF yöntemi pulpa kan damarlarındaki hareketli kan hücrelerinin belirlenmesi esasına dayanır. Böylece pulpanın sağlık durumu hakkında bizlere referans olur ve teşhis aracı olarak kullanılmaktadır. Diş pulpası içindeki eritrositler ve diğer kan hücreleri gibi hareketli partiküller tarafından saçılan ışığın doppler kayması temeline dayanır. 632,8 nm dalga boyuna sahip He-Ne lazer ışın demeti fiberoptik bir prob yardımı ile çalışılan

dokuya odaklanır. Dokuya düşen lazerin mutlak bir dalga boyu vardır. Optik probdan çıkan ışın demeti dokunun çeşitli yapılarına çarptığı gibi absorbe edilir. Absorbe edilen ışın aydınlanmış alandaki hareketli eritrositlerde ve çok az miktarda diğer kan hücrelerinde toplanır. Geri saçılan ışın iki bölümdür. Bir bölüm statik dokudan geri saçılmaktadır ve uygulanan ışın ile aynı frekanstadır. Diğer bölüm farklı bir frekans ışınının doppler kaymasıdır. Kaymış ve kaymamış ışınların her ikisi de bir optik fiber yardımı ile elektrik akımı haline dönüştürülen ve işlenen bir dedektöre nakledilmektedir. Böylelikle doku tarafından yansıtılan ışıktaki frekans değişimi tespit edilerek kan akımı ölçülebilir bir sinyale dönüştürülmüş olur.

LDF tekniği umut verici olsa da lazer stabilitesindeki bozukluk, çevreden gelen ışınlar, hastanın hareketliliği gibi faktörler sonuçların kan akımı ile doğrusal ilişkiye sahip olmamasına neden olabilmektedir [1].

- **Anestezi Etkisinin Sağlanması**

Lazer uygulaması hücresel düzeyde sodyum potasyum pompasının hareketini azaltarak pulpa dokusunda sinir iletimini geçici olarak yavaşlatmakta ve durdurmaktadır [162]. Lazer ile kavite açımında genelde işlem ya ağrısızdır veya frezle açılan kavitelere göre da az ağrı hissedilir. Erbiyum lazerlerin pulse süresi 250 µsn olduğundan beyin ağrı eşiği olan 200 µsn'ye göre oluşan fark ağrısız işlemlerin nedeni olarak gösterilmektedir [163].

- **Mine ve Dentin Pürüzlendirilmesi**

Excimer lazer ve Er: YAG lazer ile yapılan işlemlerde, dentin yüzeyinin raster elektron mikroskobu görüntülerine göre, fosforik asit ile yapılan etching'e eşdeğer yüzey pürüzlülüğü sağlandığı görülmektedir. Bu iki lazerde de makraskobik olarak beliren matlaşmış renk farklılığı, istenilen sonuca ulaşıldığının göstergesi olmaktadır.

- **Çürüğün Tanısı**

Floresans bilim ve teknoloji alanında oldukça iyi bilinen bir kavramdır. Herhangi bir dalga boyundaki ışığın doku tarafından absorbe edilmesinin ardından daha uzun bir dalga boyuyla yayılmasıdır. Floresans oluşturulabilmesi için belirli maddenin belirli bir dalga boyu ile uyarılması gerekmektedir.

Çürük dokunun sağlam dokudan ayırt edilebilmesi için lazer ışınının her iki dokuda farklı oranlarda saçılması ve farklı floresans meydana getirmesi gereklidir. Aynı

zamanda yüzeyel mine tabakası altındaki lezyonların da teşhis edilebilmesi için yeterli derinliğe penetre olması gerekmektedir.

1990 yıllarından beri sürdürülen çalışmalar sonucunda kırmızı ışığın infrared sınırında floresans oluşturduğu açığa çıkarılmıştır. Hibst ve Gall [164] 665nm dalga boyundaki lazer ışınının uyarıcı olarak kullanılarak 680 nm'lik filtreler yardımı ile daha yüksek dalga boylarında floresans sinyalleri elde etmişlerdir. Lussi ve ark. [165] da bu konuda araştırmaları sürdürmüşlerdir. Bu çalışmalar piyasaya sürülen DIAGNODENT isimli cihazın temel çalışma prensibini oluşturmuştur.

Kırmızı diod lazer ışını özel olarak tasarlanmış bir fiber uç yardımı ile okluzal yüzeye uygulanır ve floresans sinyalleri filtre edilerek cihazın dedektörü tarafından toplanır. Toplanan sinyal 0-99 arasında sayısal bir değerle cihazın göstergesinde izlenir. Sayısal değer arttıkça çürük olasılığı artmaktadır. Cihaz iki üç boyutlu görüntü vermemesine rağmen gözle veya sondla muayene ile kıyaslandığında daha somut bir veri söz konusudur [166].

#### • **Vital Pulpa Tedavileri**

Geleneksel yöntemlere alternatif olarak lazer uygulamalarının vital pulpa tedavilerindeki başarıları araştırılmıştır. Yöntemin minimal doku penetrasyonu ile etkisinin yüzeyel kalması, işlemler sırasında bakteriyel kontaminasyonun olmayışı, bakteri eliminasyonu, hemostazis ve minimal pıhtı oluşumu gibi avantajlar üzerinde durulmaktadır. Yanlış seçilen lazerlerin diş sert dokuları üzerindeki ortaya çıkardıkları fazla ısı pulpa nekrozuna ve sert doku hasarlarına yol açabilir ayrıca hava su desteği yetersiz lazerlerin diş sert dokularında yanma, erime pulpada ısıya bağlı hasarlar oluşturmaları yanında lazer ışığının soğurulma katsayılarının düşük olmasından dolayı ablasyon (doku kaldırma) yapamadıkları veya yetersiz ablasyon yaptıkları bildirilmiştir [1]. Bu sebeplerle vital pulpa tedavilerinde pulpaya zarar vermemek için lazerlerin kullanım enerji düzeylerine ve uygulama metodlarına dikkat etmemiz gerekmektedir.

CO<sub>2</sub> lazer vital pulpa tedavilerinde yumuşak dentini uzaklaştırmak amacıyla ve pulpa dokusunun uzaklaştırılmasında kullanılmaktadır. Genellikle 1 W gücünde 1sn'nin altında anestezi ve su soğutması altında kullanılmaktadır. Diş üzerinde işlemler bu parametreler ile yapıldığında pulpa hasarı ve postoperatif ağrı oluşmamaktadır [127].

- **Kavite Açma ve Çürüğün Uzaklaştırılması**

Lazer enerjisi ile dişe ait tüm dokularda (mine, dentin, sement) bulunan diş çürükleri temizlenebilir. Dişe temas edilmediği için hastada ağrı oluşmaz ve anesteziye gerek kalmaz. Ayrıca lazer enerjisinin özelliğinden dolayı steril bir ortam yaratılır ve daha sonra oluşabilecek çürükler önlenmiş olur.

CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazerin ancak yüksek yoğunluktaki enerji ile sert dokuları buharlaştırabilmeleri, bu dokularda erime, karbonizasyon, çatlak oluşturma ve pulpada ısı artışı gibi olumsuzluklara neden olabilmektedir. Bu nedenle kavite açma işlemlerindeki etkinliği sağlamak üzere Er:YAG lazerler geliştirilmiştir. 1997'de Food & Drug Administration (FDA) erbiyum lazerlerin sert dokuda kullanımını onaylamıştır. Lazerler sert doku uygulamalarında 3,5 W ve üzeri yüksek dozlar kullanılarak uygulanmaktadır. Bununla beraber çürük daha az hasarla kaldırılabilir. Kavite steril edilirken alttaki sağlam doku da korunmaktadır. Su tarafından yüksek miktarda soğutulma özelliği ile su molekülü içinde ısınma meydana gelerek kaynama noktasına ulaşır, genişler ve mikro patlamalarla çevre doku küçük parçalara ayrılır ve kaviteden dışarı atılır [1].

Sağlam olan diş sert dokusuna göre çürük kısımda daha az enerji ile çalışılabilir. Böylesi güce ayarlı lazer sistemi ile sağlam dokularda bir değişiklik oluşturulmadan sadece çürük dokuyu temizlemek mümkündür. Temel olarak Er:YAG lazer ve pulsasyonlu CO<sub>2</sub> lazer ile bu işlem yapılabilir. Pulsasyon süresi 1mm'den az veya absorpsiyonu düşük diğer lazerlerde bu işlem gerçekleştirilebilir.

Sert doku kaviteasyonunda en uygun olan Er:YAG lazerin pulpa zararını önlemek için düşük pulsasyon frekansları kullanılır ve yüzeyin ablyasyon sırasında kurumamasına dikkat etmek gerekir. Bunun için çalışma sırasında ince bir su spreyi kullanılması gerekmektedir. Nd:YAG lazerin derin tabakalara penetre olması ve buna bağlı ısı artışları nedeniyle sadece dentin kaplama anlamında kanalcık ağızlarını kapatma işleminde ve ancak fokuslanmamış ışık ile denenebilir yoksa pulpa nekrozu kaçınılmazdır.

- **Eski Dolguların Uzaklaştırılması**

Siman, kompozit dolgular, kanal dolgu materyalleri farklı lazer sistemleriyle belirli oranda temizlenebilir. Bu işlemlerin tek bir sistemle yapılmaması bu konuda bir eksiklik ortaya çıkarmaktadır. Metal alaşım, parlak yüzeyli porselende refleksiyon

nedeniyle ablasyon mümkün olmamaktadır. Amalgamın uzaklaştırılabilmesi kural olarak buharlaştırma yoluyla yapılabilmektedir. Bu durumda yüksek civa buharı açığa çıkacağından prensip olarak lazer ile amalgam dolgusu sökülmesi uygun değildir.

#### • **Kök Kanallarının Şekillendirilmesi ve Tıkanması**

Kök kanal şekillendirilmesi endodontik tedavinin başarısında önemli bir basamaktır ve kanal duvarlarındaki düzensizlikleri gidermek için çok sayıda yöntem geliştirilmiştir.

Er: YAG lazer kullanılarak yapılarak şekillendirme sonrası yapılan SEM inceleme sonucunda düzgün ve balık pulu şeklinde görünüm elde edilmiştir. [145]

Miserendino ve ark. [120] Nd: YAG lazer ile yaptığı şekillendirme sonrasında elde edilen temiz ve düzgün kök kanal duvarlarından sonra bu tip lazerinde kullanımı gelişmeye açılmıştır.

Kök kanal dolgusu için kullanılacak kamforokinonla aktive edilebilen rezinlerin, AH-26 patlarının ve kompozit rezinlerin fotopolimerizasyonlarının 477-499 nm dalga boyundaki Ar lazerlerle yapılabildiği gösterilmiştir[167, 168]. Bu sonuçlar fiber optik kablo ilave edilen Ar lazerlerin endodontik tedavi için uygun bir model olduğunu göstermektedir. Ar, CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazerler guta perkanın yumuşatılmasında kullanılmış sonuçta iyi bir tıkanmaya ulaşılmıştır [168].

#### • **Periapikal Cerrahi**

Lazerler kök ucunun kesilmesi, rezeke edilen alveol boşluğunun temizlenmesi, retrokavitenin oluşturulması, rezeke kök yüzeyindeki dentin kanalcıklarının ağızlarının kapatılması, retrodolgunun mikrosızıntısının azaltılması amaçlarıyla kullanılmaktadır [1].

Nd: YAG lazerin apikal rezeksiyon sonrası kullanımı sonucunda boya ve bakteri penetrasyonunun azaldığı gösterilmiştir [169]. Er: YAG lazerin iyileşmeyi hızlandırdığı ve postoperatif duyarlılığı azalttığı tespit edilmiştir [170].

Er; Cr: YSGG lazerle açılan retrokavitelere çatlaklar, dentin debrisleri ve smear tabaka oluşumu gözlenmediğinden retrograd dolgu maddelerinin adaptasyonu daha iyi olmaktadır [1].

## • Dişlerin Ağartılması

Lazer enerjisi ağartma işlemini hızlandırmaktadır. CO<sub>2</sub> ve Argon lazeri ağartma işleminde hidrojen peroksit ile oluşan reaksiyonu katalize etmek amacı ile kullanılmaktadır. CO<sub>2</sub> lazerin absorpsiyonunda yüzeyin su içeriği argon lazerin absorpsiyonunda koyu pigmente yapı varlığı önemli olduğundan günümüzde ağartma işlemlerinde Nd:YAG lazer ve bu lazerin önüne bir filtre yerleştirilerek elde edilmiş olan KTP lazerler kullanılmaktadır [171].

Lazerlerin ağartma materyeline verdiği enerji ile materyalde oluşan parçalanmanın ağartma işlemini daha hızlı ve etkin hale getirdiği düşünülmektedir [1].

Özellikle KTP tip lazerlerin ağartma etkinlikleri oldukça iyidir. Kuzekanani ve Walsh [172] yaptıkları çalışmalarında hafif seviyelerdeki tetrasiklin renklenmelerinde KTP lazer uygulanmasının iyi sonuçlar verdiği ve dişlerin %78 'inde renkte açılmalar olduğunu göstermişlerdir.

Yaptığımız tez çalışmasında KTP lazerin dentin duvarlarında oluşan smear tabakasında yarattığı değişimler ve kök kanalında meydana getirdiği antibakteriyel etki incelendiğinden, lazerlerin smear tabakası ve mikroorganizmalar üzerine etkilerinden detaylı olarak bahsedilecektir.

### 2.4.7 Smear Tabakasının Uzaklaştırılması ve Kök Kanallarının Dezenfeksiyonu

#### 2.4.7.1 Smear Tabakasının Uzaklaştırılması

Kök kanal duvarlarının şekillendirilmesi esnasında oluşan ve dentin geçirgenliğinde azalma meydana getirerek kök kanal yıkama solüsyonlarının ve patlarının etkin bir şekilde uygulanmasını öneleyen ayrıca bakteri ve bakteri ürünlerine barınak teşkil edebilen smear tabakasının uzaklaştırılması gerekliliği ortaya konmuştur.

Smear dan ve debridenden arınmış kök kanal sistemlerini elde etmek için geleneksel tekniklerle birlikte gelişen lazer teknolojinin birlikte kullanımı son yıllarda birçok araştırmacının konusu olmuştur. Smear tabakasının uzaklaştırılmasında CO<sub>2</sub> lazer [173], Nd:YAG lazer [120, 150, 162], Argon lazer [173], Er:Cr:YSGG lazer [174], Er:YAG [63, 175] lazer, KTP [151-153] lazer tiplerinin etkili şekilde kullanılabileceği bildirilmiştir.



Sert doku üzerinde meydana gelen değişimlerin lazerin tipine, ışınlama süresine, lazer ışının gücüne, enerji seviyesine ve gönderilme yönüne, diş dokularının su, mineral vb içeriklerinin miktarına göre değişiklikler gösterdiği görülmüştür [176].

Hidroksiapatite karşı yüksek afinitesi nedeniyle sert dokular üzerinde etkinliği yüksek olan Er:YAG lazerler uygulandığı dokudaki su tarafından absorbe edilerek doku içinde basınç oluşmasına ve dokuların parçalanmasını sağlayarak kanalların temizlenmesine yardımcı olurlar [177]. Su moleküllerine kıyasla protein, pigmente yapılar ve koyu renkli yüzeyler tarafından daha iyi absorbe edilen Nd:YAG lazerin ise smear tabakasını uzaklaştırma etkinliğinin Er:YAG lazerlere göre daha zayıf olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir [176, 178].

Fiber optik iletim sistemlerine sahip lazer sistemlerinin kök kanallarına ulaşması daha kolay olduğundan esnek olmayan ayna kollu iletim sistemlerine oranla kök kanallarındaki kullanımının daha uygun olduğu rapor edilmiştir [179].

Lazerlerin kanal içinde kullanımı sırasında oluşan buharın hastaya ve hekime bakteriyel kontaminasyona neden olabileceği ve lazerlerin kanal içinde uygun parametrelerde kullanılması gerektiği bildirilmiştir. Oluşan buharın yan etkilerinden korunmak için vakumlu aspirasyon sistemlerinden yararlanılmaktadır ve termal yan etkilerden korunmak içinde maksimum bakterisid etki minimum sıcaklık artışı sağlayan uygun parametrelerin seçimi önerilmiştir [1, 180, 181].

Nd:YAG lazerin smear tabakayı kaldırarak veya eritip, kaynaştırıp veya rekristalize ederek temiz kök kanal duvarları sağladığı bildirilmiştir [150].

Kıvanç ve ark. [182] kök kanallarındaki debris ve smear tabakasının uzaklaştırılmasında çekilmiş dişler üzerinde Er:YAG ve Nd:YAG lazerin etkinliklerini ve oluşan rekristalizasyon alanlarını değerlendirdikleri çalışmalarında NaOCl kullanılan kontrol grubu ile lazer grupları arasında küçük farklar olmasına rağmen farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını kullanılan lazerlerin smear ve debris kaldırmadaki etkinliklerinin yetersiz olduğunu tespit etmişlerdir.

Barbakow ve ark. [178] Nd:YAG lazeri 159, 239, 318 mJ enerji yoğunluklarında dentin yüzeyine uyguladıkları çalışmalarında kök kanallarının tüm bölgelerinde Nd:YAG lazerin farklı güçleri arasında smear ve debrisin uzaklaşması yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmadığını ve smear tabakasının Nd:YAG lazer ile uzaklaştırılmadığını bildirmişlerdir. Tüm grupların apikal üçte birlik bölgelerinde

rekristalize alanlar oluştuğunu, enerji seviyesinin 318mj olan grupta ise koronal ve orta bölgelerde de kristalize alanlar bulunduğunu ayrıca bu grubun apikal bölgesinde kristalize alanlara ek olarak ciddi karbonizasyon alanlarının da görüldüğünü tespit etmişlerdir.

Takeda ve ark. [63] Er:YAG lazerin 100 mJ, Nd:YAG lazerin 200 mJ ve Argon lazerin 50 mJ enerji seviyelerinde kullanılması ile smear tabakasının kaldırılmasını üzerinde yaptıkları çalışmalarında Er:YAG lazerin daha etkin olduğunu tespit etmişler fakat aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir

Er:YAG lazerin smear tabakasını neredeyse tamamen uzaklaştırdığı ve karbonizasyona neden olmadığı bildirilmiştir [175]. Ayrıca Er:YAG lazerin organik matriksi kaldırarak ve eriterek dentin kanalcıklarını tıkadığı, sıvı geçişinde azalma ve kök kanal sisteminde sterilizasyon sağladığı, rezorbsiyonlara karşı direnci artırdığı tespit edilmiştir [183].

Takeda ve ark. [64] %6'lık sitrik asit, %6'lık fosforik asit, %17'lik EDTA, CO<sub>2</sub> lazer ve Er:YAG lazerin smear tabakasını kaldırmadaki etkinliklerini araştırdıkları çalışmalarında smear tabakasını en etkili biçimde kaldıran grubun Er:YAG lazer grubu olduğunu ve sadece CO<sub>2</sub> lazer ve Er:YAG lazer grupları arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğunu tespit etmişlerdir.

Nd:YAG lazerin modifikasyonu olan KTP lazerin 1,5 W ve 0,2-1 sn parametreleri ile kanal içi kullanıldığında bazı alanlarda herhangi bir etki meydana gelmezken, güç artırıldığında hafif yüzey değişimleri, smear ve debrisin erimesi gibi değişiklikler tespit edilmiştir [151].

#### **2.4.7.2 Kök Kanallarının Dezenfeksiyonu**

Kök kanal tedavisinde kanalın ve periradiküler dokuların sağlığına kavuşabilmesi ancak tam bir sterilizasyon sağlanması ile mümkündür. Geleneksel endodonti sürekli sorunlarla karşılaşılmasına neden olan ve tam sterilizasyonun sağlanmasını engelleyen bazı faktörler vardır. Bu faktörler anatomik kök konfigürasyonu, bakteri florasının özel yapıları, irrigasyon solüsyonlarının yetersiz bakterisit etkileri olarak belirtilebilir. Lazer ışınlarının ise geleneksel tedavi yöntemleri ile ulaşılamayan kök dentinin tümüne ulaşabildiği, 1000 µm'den daha fazla derinliğe penetre olarak antibakteriyel etki göstermeleri ile derin dentin tabakalarındaki mikroorganizmaların tamamının elimine edilebilmesinin mümkün olduğu ileri sürülmektedir [184].

Şen ve ark. [10] mikroorganizmaların dentin kanalcıkları içerisinde 10-150 µm derinliğe kadar penetre olabileceklerini göstermişlerdir, Gutierrez ve ark. [185] bu derinliğin 250 µm 'ye, Haapasalo ve Orstavik [40] ise 1000 µm'ye kadar ulaşabildiğini yaptıkları çalışmalarla bildirmişlerdir. Kimyasal yıkama solüsyonlarının ise penetrasyon derinlikleri sınırlıdır. Vahdaty ve ark. [186] NaOCl'nin ve klorheksidinin penetrasyon derinliğinin sadece 100 µm olabildiğini bildirmişlerdir. Berutti ve ark.[13] ise bu derinliği 130-300 µm olarak tespit etmişlerdir. Vaarkampt ve ark. [187] ve Odor ve ark. [188] dentin tübüllerinin ışık taşıyıcıları olarak hareket ederek kök kanallarının uzak bölgelerine bile lazer ışınını yayabildiklerini göstermişler ve bu sayede kimyasal yıkama solüsyonlarının bu anlamda yaşadığı yetersizliğin lazer sistemleri ile giderilebileceğini bildirmişlerdir.

Lazerlerin kök kanalının sterilizasyonundaki etkisi mikroorganizmaları doğrudan buharlaştırmasına ve lokalize ısınmaya bağlanmaktadır. Lazerlerin uygulamaları sırasında meydana gelen ısı, yayılabildiğinden mikroorganizmaların elimine edilmesi için fiber optik ucun mikroorganizmaya direkt teması gerekmemektedir. Dentinin derin katmanlarında elde edilen indirekt lazer ışını sayesinde antibakteriyel etki sağlanabilmektedir.

Koba ve ark. [189] köpek dişlerinin enfekte kök kanallarında Nd:YAG lazer kullanımının bakterisit etkilerini histopatolojik olarak araştırmışlar ve sonuçta uygun parametrelerde kullanıldığında Nd:YAG lazerin güvenilir antibakteriyel etkilerini göstermişlerdir.

Moritz ve ark. [190] Nd:YAG lazer ışınlarının kanaldan uzaktaki dentin tabakalarında bulunan gram (+) gram (-) mikroorganizmalar üzerindeki yüksek antibakteriyel etkisini ve *E. faecalis* gibi inatçı mikroorganizmalarında lazer ışınlarına olan artmış hasasiyetlerini bildirmişlerdir.

Le ve ark. [191] CO<sub>2</sub> lazerin antibakteriyel etkinliklerini enfekte edilmiş hayvan dişlerinde değerlendirmişler ve bakterilerde %85 oranında azalma görüldüğünü tespit etmişlerdir.

Gutknecht ve ark. [192] Diod lazerin antibakteriyel etkinliğini araştırmak için sığır dişlerinden 100 µm, 300 µm, 500 µm kalınlıklarında kesitler almışlar ve kesitlerin bir tarafını *E. faecalis* ile enfekte etmişlerdir. Diod lazeri 3 W gücünde mikroorganizma uygulanmayan yüzeyden kullanmışlardır. Sonuçta 500 µm kalınlığındaki dentin

yüzeyinde bile %74 oranında başarı elde edilmiştir ve her ne kadar lazer ışının etkisi dentin kalınlığına bağlı olsada Diod lazerin bakteri eliminasyonunda başarı ile kullanabileceğini göstermişlerdir.

Nd:YAG, Ho:YAG ve Er:YAG lazerin kanal içindeki antibakteriyel etkilerinin incelendiği in vitro bir çalışmada her üç lazer tipinin de kanal içinde dezenfeksiyon sağlamada uygun yöntemler olduğu ve ortaya çıkan ısının da periodonsiyuma zararlı bir etki oluşturmayacağı vurgulanmıştır [23].

Kreisler ve ark. [193] kök kanallarının bakterilerden arındırılması işleminde geleneksel yöntemler olan NaOCl gibi irrigasyon solüsyonlarına ek olarak Diode lazer uygulaması yapılmasının olumlu sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Rooney ve ark. [194] Nd:YAG lazerin *E. faecalis* üzerindeki etkilerini kanallarda siyah mürekkep varlığında ve yokluğunda değerlendirmişler istenilen antibakteriyel etkinin elde edilebilmesi için mürekkep kullanılmayan kanallarda 54 J ve üzeri enerji seviyelerine ihtiyaç duyulurken, mürekkep kullanılan kanallarda ise 25 J enerji seviyesinin yeterli olabildiğini tespit etmişlerdir.

Hardee ve ark. [180] Nd:YAG lazerin 3 W çıkış gücü ile *B. stearothermophilus* üzerindeki antimikrobiyal etkilerini inceledikleri çalışmalarında %99 oranında başarı elde etmişlerdir.

Mortiz ve ark. [195] Diod lazerin antibakteriyel etkinliğini, meydana getirdikleri kök kanal yüzeyindeki morfolojik değişimleri ve bu sırada kök yüzeyindeki ısı artışını değerlendirdikleri çalışmalarında lazeri 2 W, 3 W ve 4 W güçlerinde kullanmışlar 2 W ve 3 W gruplarda bakteriyel üreme gözlemlenmişler ve dentin kanalcıklarının tümüyle kapanmadığını tespit etmişlerdir. Lazerin 4 W gücünde kullandıkları grupta hiç bakteri üremesi olmadığını ve tüm dentin kanalcıklarının kapandığını bildirmişlerdir. Tüm çalışma boyunca kök yüzeyinde en fazla 6 °C ısı artışı tespit etmişlerdir.

Moshonov ve ark. [196] Nd:YAG lazerin *E. faecalis* üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında kontrol grubu olarak NaOCl kullanmışlardır her iki grubunda antibakteriyel etkinlik gösterdiğini fakat NaOCl'nin *E. faecalis* üzerinde daha etkin olduğunu bildirmişlerdir.

Schoop ve ark. [197] *E. faecalis* ve *E. coli* üzerinde 3 farklı lazer cihazının antibakteriyel etkinliğini araştırmışlar. Cihazları 1 W ve 1,5 W güçlerinde kullanmışlardır. Nd:YAG, Er:YAG ve Diod lazerlerin 1 W gücünde kullanıldığı

gruplarda mikroorganizmalar üzerinde çok az bir azalma tespit edilirken, gücün 1,5 W olarak kullanıldığı gruplarda ise tüm lazerlerin *E. coli* üzerinde etkili olduğu buna rağmen *E. faecalis* üzerinde yalnızca Diod ve Er:YAG lazerin etkisi tespit edilmiştir.

Schoop ve ark. [153] KTP lazeri 1 W ve 1,5 W güçlerinde *E. faecalis* ile kontamine edilmiş dentin dilimleri mikroorganizma sayılarında artan güçle doğru orantılı bir azalma olduğunu tespit etmişlerdir. Meire ve ark. [154] KTP lazerin *E. faecalis* ile enfekte edilmiş kanallarda antimikrobiyal etkinliğini inceledikleri çalışmalarında en güçlü azalmayı negatif kontrol grubu olan NaOCl'de tespit etmişler laser grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma tespit etmemişlerdir.

#### **2.4.8 Lazer Kullanımının Avantajları ve Dezavantajları**

##### **Avantajları**

1. Diş ve diğer dokulara temas etmeden çalışılabildiğinden sürtünme ve titreşim olmadığından ağrı hissedilmesi ve anestezi gereksinimi büyük ölçüde azalır.
2. Lazer ile yapılan cerrahi işlemlerde hemen hemen hiç kanama olmamaktadır. İşlem sonrası ortaya çıkabilecek postoperatif rahatsızlıklar azalır ve iyileşme süreci kısalmır.
3. Kök kanal tedavilerinde kanal içi kullanımı bakterilerle olan savaşı desteklemektedir.
4. Ağartma işlemlerinde başarı ve memnuniyet artarken işlem süresi kısalmır.
5. Lazer uygulanan bölgelerde %100'e yakın bir dezenfeksiyon sağlandığı için tekrar enfeksiyon oluşması ve çürük başlaması riski ortadan kalkar.
6. Sessiz operasyon yapılma imkanı sağlar.
7. Frezlerin titreşimine bağlı olarak meydana gelen mikro çatlakları önler.
8. Kalp, diyabet gibi enfeksiyon riski olan hastalarda diş çekimi sonrası çekim sonrası lazer boşluğunun lazer enerjisi ile steril hale getirilmesi enfeksiyon tehlikesini ortadan kaldırır.

##### **Dezavantajları**

1. Bütün girişimleri tam olarak yapacak bir dalga boyu, dolayısıyla bir lazer cihazı bulunmamaktadır.
2. Bazı işlemlerde geleneksel araç ve ya cihazlara oranla daha yavaş çalışılmaktadır.
3. Operasyon sırasında dokulara temas duyusu az ya da hiç yoktur.
4. Operasyon odalarında minimum yansıtıcı yüzey gereksinimi
5. Operasyon ortamına girişin sınırlı olması gerekmektedir.
6. Ortamda olan herkesin koruyucu gözlük takması gerekmektedir.
7. Yüksek maliyetler [128].

#### 2.4.9 Lazerin Kök Kanallarındaki Isı Etkisi

Endodontide lazer kullanımında, literatürde tartışma konusu olan bir diğer önemli sorun da lazerin in vivo kullanımında pulpa ve periodontal dokular üzerindeki olası termal etkileridir. Lazerin kök kanallarında kullanımında en önemli problem kanal içi ısı artışı ile periodontal dokular üzerinde oluşabilecek hasarlar sonucu doku nekrozları, kök rezorpsiyonları veya etkilenen dişlerde ankilozların meydana gelmesidir. Lazer ışınının termal etkisi, lazer radyasyonunun doku tarafından emilmesi ile ortaya çıkmaktadır. Lazer uygulanması sırasında açığa çıkan ısı, diş yapısında genellikle karbonizasyon, erime ve çatlaklara ve diş pulpasında da enflamasyon veya nekroza yol açacağı bildirilmiştir. Sert doku uygulamaları için CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazerlerin uygulanması, karbonizasyon, dokuda erime, toksik madde formasyonuna yol açan protein denatürasyonu ve dokularda yapısal değişiklikler gibi zararlı etkiler oluşturma eğilimindedirler [179].

Foto termal etkide salınan ışık enerjisi, dokuya etki eden ısı enerjisine dönüşür. Işık enerjisinin bir kısmı; salınan enerjinin dalga boyu, lazerin gücü, ışın çapı, atım süresi, atım sıklığı ve dokunun optik özellikleri gibi pek çok faktöre bağlı olarak doku içerisinde absorbe edilir. Termal etki büyük bir oranda dalga boyuna bağlıdır. Çünkü meydana gelen ısı miktarı, dalga boyu ve dokunun özelliğine bağlı olarak, absorpsiyon büyüklüğü ile saptanır. Bununla birlikte; lazer ışını doğru bir şekilde kullanıldığında sağlıklı periodontal dokular etrafında herhangi bir termal hasar oluşmayacağı da bildirilmiştir [149].

Birçok araştırmacı periodontal dokulara zarar vermeyecek limitlerde güvenli kullanılacak lazer uygulanım düzeylerini araştırmışlardır. Eriksson ve Albrektsson [198] 44-47 °C sıcaklığın doku nekrozuna neden olabileceğini, kemik için ise kritik sıcaklığın 47 °C olduğunu belirtmişlerdir ve kemik dokusunun 1 dakika süreyle 10 derecelik sıcaklık artışına dayanabildiğini bildirmişlerdir.

Ayrıca sıcaklığın 60 °C'de ya da daha fazla olmasının iskemi ve açık kemik dokusu nekrozlarına yol açacağıda yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Öte yandan periodontal ligamentin hangi sıcaklık değerinde dejenere olduğunu bildiren bir çalışmaya rastlanılmamıştır [179].

Kullanılan lazerin tipi ne olursa olsun kök kanallarını dezenfekte edebilme özelliği ısı etkisine bağlıdır. Güç ayarları doğru yapıldığında periodonsiyumda açığa

çıkan ısı miktarı zararlı bir etki göstermemektedir. White ve ark. [199] ışının dentinin içine 0,5 mm girdiğinde başlangıçtaki enerjisinin yalnızca üçte birini kaybetmekte olduğunu bildirmişlerdir. Bu da lazerlein dentinin daha derin tabakalarındaki bakterilere de etkili olabileceğini göstermektedir.

Ramskold ve ark. [200] Nd:YAG lazer doğru parametrelerde kullanıldığında, sıcaklığın 8 °C'nin üzerine çıkmayacağını ve çevre dokuların zarar görmeyeceğini bildirmişlerdir.

Eriksson ve ark. [201] kemikte geri dönüşümsüz hasarın 53 °C'de ortaya çıktığını bildirmişlerdir.

Saunders [202] açığa çıkan ısının in vitro şartlara kıyasla in vivo şartlarda daha kolay tolere edilebileceğini bildirmiştir. Araştırmacı bunu periodontal membrandaki mikro dolaşımın soğutma etkisine bağlamıştır. Sonuç olarak lazer klinik şartlarda kullanıldığında, etkili olabileceği en düşük dozlarda ve kısa periodlarda kullanıldığında periodontal dokuların korunmasının sağlanabileceği ileri sürülmektedir.

Zach ve Cohen [203] maymunlarda yürüttükleri bir çalışmada pulpal sıcaklıkta 5-20 saniye süren 5-6 derecelik artışın varlığında vakaların %15'inde pulpal nekroz gözlemişlerdir. Sıcaklık artışı 11 °C'ye çıktığında pulpal nekroz oranı %60'a çıkarken, 16 °C bir sıcaklık artışı sonucunda tüm vakalarda pulpa da nekroz görüldüğü bildirilmiştir.

Shoji ve ark. [137] çalışmalarında pulpadaki sıcaklık artışının güvenlik sınırını 5 °C olarak bildirmiştir.

Kimura ve ark. [175] ise kök kanallarına su spreyi altında 1 dakika süre ile lazer uygulanan örneklerde, kök yüzeyinde 3-6 derece kadar sıcaklık artışı oluştuğunu bildirmişlerdir.

Lazer uygulanması sırasında su soğutması kullanmanın kök kanal dentininde sıcaklık artışını önlediği ve oluşan zararı azalttığı bildirilmiştir [204, 205]. Termal hasarı önlemek için su soğutması gerekli olsada fazla suyun absorpsiyonu etkileyebileceği ve lazerin ablasyon oranını azaltacağı da bildirilmiştir [206].

Wan-Hong Lan [207] kök kanallarına Nd:YAG lazer uygulanması ile kök yüzeyinde oluşan sıcaklık artışını incelediği çalışmasında Nd:YAG lazerin 100 mJ 20

pps, 80 mj 25 pps, 60 mj 30 pps parametrelerinde uygulanan gruplarda sıcaklık artışının 10 °C'yi geçmediğini tespit etmiştir.

Costa Riberio ve ark. [208] kök kanallarında Diod lazer kullanımının ısısal etkileri ve kök kanal duvarlarında oluşturduğu değişiklikleri incelemişlerdir. Çalışmada 24 adet çekilmiş tek köklü insan dişi kullanılmıştır. 4 adet diş şekillendirilmiş fakat lazer uygulanmamıştır. 20 adet diş iki gruba ayrılmıştır. 10 adet dişe devamlı moda 2,5 W gücünde Diod lazer, 10 adet dişe ise artımlı moda 1,25 W gücünde Diod lazer uygulanmıştır. 2,5 W gücünde lazer uygulanan grupta sıcaklık artışı 1,6 ile 8,6 °C arasında değişirken, 1,25 W gücünde lazer uygulanan grupta sıcaklık artışı 1,2 ile 3,3 °C arasında değişmiştir. SEM bulgularına göre kök kanallarının apikal bölgesinde erime ve kaynaşma alanları gözlenmiştir. Araştırmacılar çalışmanın sonucunda Diod lazerin kanallarda kullanımının güvenli olduğunu ve periodontal dokularda ısısal herhangi bir hasar meydana getirmediğini bildirmişlerdir.

Machida ve ark. [152] KTP lazerin farklı güçlerde uygulanması (1 W-6 sn, 2 W-3 sn, 3 W-2 sn) durumunda kök yüzeyinde oluşan sıcaklık değişiminin 7 °C'nin altında kaldığını bulmuşlardır. Bir diğer çalışmada Schoop ve ark. [33] KTP lazeri 1 W ve 1,5 W güç düzeylerinde, her uygulama 5'er sn olacak şekilde 5 kez uygulamışlar ve her uygulama arasında 15'er sn ara vermişlerdir. Sonuç olarak kök yüzeyindeki sıcaklık artışının 7 °C'nin altında kaldığını bulmuşlardır. Ayrıca lazer uygulaması canlı dokulara yapıldığında bu sıcaklık artışının herhangi bir yan etki oluşturmayacağını da bildirmişlerdir.

## **2.5 Kök Kanal Duvarlarında Meydana Gelen Sıcaklık Değişiminin İncelenebildiği Teknikler**

### **2.5.1 Sonlu Elemanlar Yöntemi**

Sonlu elemanlar yöntemi günümüzde karmaşık mühendislik problemlerinin hassas olarak çözülmesinde etkin olarak kullanılan bir sayısal metoddur. 1969 yılından sonra diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmış birçok çalışma yapılmıştır. Sonlu elemanlar analizi, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılarak matematiksel olarak ifade edildiği bir analizdir. Bu metodun kullanılması, bilgisayar teknolojisinin gelişmesinin verdiği destekle artmıştır. İncelenecek materyalin bilgisayar ortamında gerçeğe en yakın modellenmesi yapılır. Tüm model matematiksel olarak anlamlı daha basit geometrik parçalara bölünür.



Elemanlar birbirlerine düğümlerle bağlı olup değişik geometrik şekillerde olabilir. Düğümler aracılığı ile bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır. Böylece boyutları belirlenmiş bir modelde bilgisayar yazılım programına yüklenmiş olanlar sıcaklık verileri yazılımın ısı transferi modu seçilerek analiz edilir ve belirlenen yerlerdeki sıcaklık değişimi verileri ölçülebilmektedir.

Sonlu elemanlar analiz yönteminin diğer analiz yöntemlerine göre birçok avantajı vardır. Karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenebilir, cismin yapısal özelliği yazılımlar aracılığı ile gerçeğe yakın oluşturulabilir, analiz kolayca tekrarlanabilir ve veriler bilgisayar ortamında ölçüldüğünden veri analizi sonuçların incelenmesi de yazılım destekli yapılabilmektedir.

Sonlu elemanlar analizi daha spesifik olarak kuvvet yüklemesi, yapıların yer değiştirmesi eğilme, bükülme, kırılma, gerilme, titreşim, materyallerin elastik ve plastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılıklarının sayısal olarak belirlenmesin de kullanılmaktadır [209, 210].

### **2.5.2 Termo Çift Yöntemi (Termokupl)**

Elektriksel sıcaklık ölçme yöntemlerinden en çok kulanıdır. Isıl çiftin çalışma prensibi SEEBECK etkisi olarak bilinen termoelektriksel olaya dayanır. Seebeck'e göre farklı malzemelerden yapılmış iki iletken ve ya yarı iletkenin uçları birleştirilir ve elde edilen uçlar farklı sıcaklıklara maruz bırakılırsa uçlar arasında bir termik gerilim (elektromotor kuvvet, emk) meydana gelir. Bunun nedeni sıcak kaynaktan soğuk kaynağa doğru hareket eden elektronların doğurduğu elektromotor kuvvettir. Elektron akışına zıt yönde oluşan bu kuvvete "Seebeck Termoelektriksel Olayı" ve bu şekilde oluşturulmuş devreye de Isıl Çift (Termoeleman, Termocouple) Devresi denir. Voltaj sıcaklık ve metal tiplerine bağlıdır. Isıl çiftlerin çalışma prensibi kısaca sıcaklığı ölçülecek nesneye tutturulan uç ile daha düşük bir sıcaklıkta sabit tutulan uç arasındaki sıcaklık farkının oranlanarak okunması esasına dayanır. Düşük sıcaklık farklarında, değişim lineer, büyük sıcaklık farklarında değişim lineer değildir. %0,5 hassaslıkla çalışırlar [211].

Çeşitli uygulamalar sonucunda kök yüzeyinde meydana gelen sıcaklık değişimlerini inceleyen in vitro uygulamalarda ısılçift yönteminin en büyük dezavantajı kök yüzeyinde uçların sadece kontak yaptığı noktalardaki sıcaklık değişimlerini ölçebilmeleri, tüm kök yüzeyi gibi geniş alanlarda inceleme yapmak istediğinde yetersiz kalmalarıdır. Geniş yüzey incelemelerinde birden fazla sayıda ısıl çift kullanılabileceği

önerilmiştir fakat bu uygulamada eş zamanlı ısı çift analizleri süresince kök yüzeyinin topoğrafik yapısı nedeniyle engellerle karşılaşınabileceği düzensiz kök yüzeylerinde zayıf bağlanma ile elde edilen sıcaklık verilerinin gerçekten düşük olabileceği bildirilmiştir. Ayrıca güvenilir ölçümlerin sağlanması için ısı çift ve yüzey arasındaki bağlantının sağlam olması gerekmektedir fakat yapılan çalışmalar göstermiştir ki sıcaklık değişimini meydana getiren kanal içi uygulamalar sonucunda kontak zarar görebilmektedir ve sonuçların güvenilirliği azalabilmektedir [212].

Çalışmamızda KTP lazerin değişik parametrelerde kullanıldığında kök yüzeyinde meydana getirdiği sıcaklık değişimi İnfrared Termografi tekniği ve Termal kameradan yararlanarak değerlendirilmiştir.

### **2.5.3 İnfrared Termografi**

-273 °C üzerindeki doğada bulunan tüm varlıklar sahip oldukları sıcaklığa bağlı olarak farklı dalga boylarında yoğunluk değişimi gösteren termal radyasyon olarak adlandırılan elektromanyetik enerji yayarlar. Termal enerji insan gözünün göremediği Kızılötesi (infrared) aralıkta yer alır. Kızıl ötesi (IR veya infrared) ışınım, dalga boyu görünür ışıktan uzun fakat mikrodalgalardan daha kısa olan elektromanyetik ışınımıdır. Teknolojide kabul edilen ismi olan infrared Latinceye aşağı anlamına gelen infra ve İngilizce kırmızı anlamına gelen red kelimelerinden oluşmaktadır. Kırmızı altı anlamına gelmektedir. Kırmızı görünür ışığın en uzun dalga boyuna sahip rengidir. Kırmızı rengin hemen üzerinde başlayan kızılötesi band içinde termal görüntüleme yapılan iki dalga boyu aralığı mevcuttur. Bunlar sırası ile orta kızılötesi ve uzak kızılötesi bantlarıdır [213].

#### **2.5.3.1 Termografi ve Uygulama Alanları**

Tüm nesnelerin termal radyasyon yayma özelliği dışında başka kaynaklardan gelen enerjiyi soğurma özelliğinin de olduğu bilinmektedir. Gündüz güneş tarafından ısıtılan nesnelerin sahip oldukları termal enerjiyi gece boyunca çevrelerine yaymaları buna örnek olarak verilebilir. Yayılan enerjinin hangi dalga boyunda yoğunlaştığı ve yayılan toplam enerji miktarı nesnenin sıcaklığına bağlıdır. İnsan vücudu ve çevremizde karşılaştığımız birçok nesne 30 °C civarında bir sıcaklığa sahiptir. Bu nesnelere yayılan enerjiyi önemli bir kısmı uzak kızılötesi bandında yer almaktadır. Görünür ışığın aksine infrared dünyasında mutlak sıfırın (-273 °C, 0<sup>0</sup>K) üzerindeki sıcaklığa

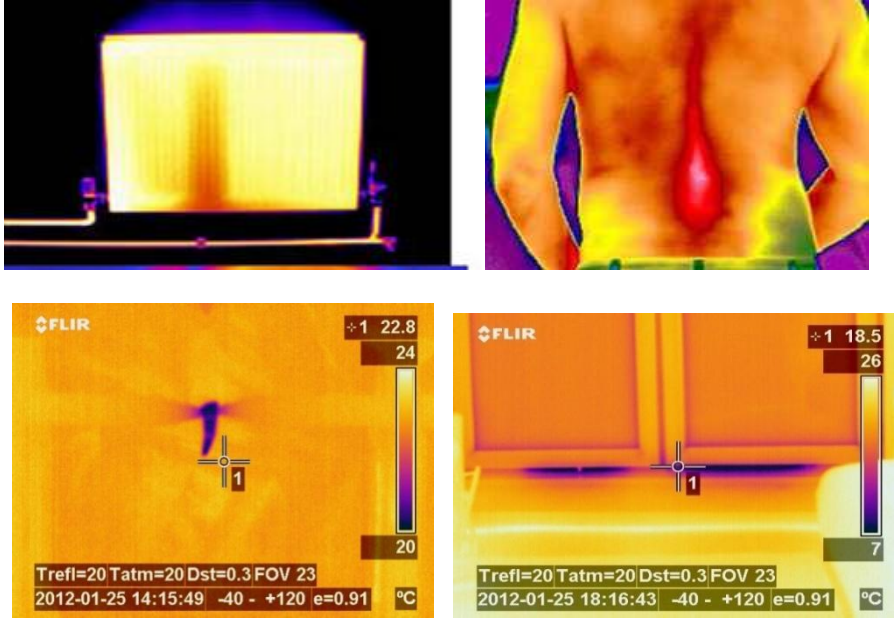
sahip her şey ısı yansıtır hatta buz küpleri gibi çok soğuk nesnelere bile infrared yayarlar. Ancak bir nesnenin sıcaklığı ne kadar yüksekse yaydığı infrared de o kadar büyük olur.

Termografi kavramı ‘sıcaklık resmi’ anlamına gelen kelimelerin köklerinden elde edilmiştir. Kızılötesi termografi ışınımı ve bununla ilişkili olarak yüzey sıcaklığını algılamak ve ölçmek üzere elektronik optik cihazlar kullanma bilimidir. Termografik kameralar elektromanyetik spektrumun kızılötesi bölümündeki elektromanyetik ışınımı tespit ederler ve bu ışınımın resimleri oluştururlar. Kara cisim ışınması kanununa göre termografi görünür aydınlatma olmadan cisimlerin görülebilmesini sağlar. Termografik bir kamera tarafından görüntülendiklerinde, sıcak cisimler daha soğuk arka planların yanında oldukça göze çarparlar. İnsanlar ve diğer sıcakkanlı hayvanlar gündüz ve ya gece rahatlıkla görülebilir hale gelirler.

Termal kamera temassız bir şekilde canlıları vücutlarının çıkardığı ısı sayesinde görür. Canlıların yaydığı vücut ısısından yararlanarak hareketlerini tespit edip yerlerini belirleyen kameralardır. Son derece düşük sıcaklık farklarını algılayabilirler bu farkları gerçek zamanlı video görüntüsü olarak dönüştürüp monitörde izlenmesini sağlar gözle görülmeyen IR algılayıcılarıyla cisimlerin ısılarını algırlar, görüntünün genel yapısını IR enerjiye göre oluşmuş renkler ve şekillerin belirlediği görüntüleme sistemidir. Böylece normal kameralar görüntüyü ışık sayesinde oluştururken termal kameralar ısı sayesinde oluşturmuş olurlar. İnsan beyni ve gözü görüntüyü oluşturmada renkleri ve ışığı kullandığından renk farklılıkları önemlidir. Beyaz bir duvar önünde bulunan beyaz bir objenin fark edilmesi son derece zor olduğu gibi ortam sıcaklığına eşit bir sıcaklıktaki bir objenin termal kamera ile görüntülenmesi de son derece zordur. Bu tür kameralarda kullanılan objektifler çok küçük sıcaklık farklarını yakalayabilen (0,01 °C gibi) ve bu farklılıktan görüntü oluşturabilen özelliklerdedir.

Termografi ile büyük bir alanın sıcaklığını karşılaştırmak için görünür bir resim elde edebilir hareket eden hedefleri eş zamanlı görüntüleyebiliriz [211, 213]. Genelde güvenlik amaçlı da kullanılabilir ama çeşitli sektörlerinde kullanımına açıktır. Özellikle ısıya güdümlü füze, gece görüş sistemleri ve benzeri askeri tekniklerin gelişmesi ile önemi artmıştır. Elektrik sektöründe problemlerin tespitinde, enerji sektöründe tesisat ve binalarda sıcaklık analizi için kullanılır. Mimari alanda çelik yapılarda metal yorgunluğunun tespiti için, sıva altında oluşan küf nem veya çatlakların tespiti içinde kullanılır. Dental araştırmalarda infrared termografi sistemini ilk kullanan araştırmacılar Hussey ve ark. [214] olmuştur. Sağlık sektöründe özellikle yüksek ateşe sebep olan

hastalıkların tespiti için kullanılmaya başlanmıştır. Tıpta iç yaralanma, iltihap ve damar tıkanıklıklarının tespitinde kullanılır [211] (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 Termal kamera ile çekilmiş farklı fotoğraflar

Her cismin ısı yayma kapasitesi farklıdır kameralar ve yazılım programları tasarlanırken bu özellik göz önüne alınmıştır, termal imaj sisteminin doğruluğu incelenen materyalin ısı yayma katsayısı değerine bağlıdır bu nedenle yazılım sistemi ile ölçümler değerlendirilirken incelenen maddeye özgü kalibrasyon yapılmalıdır. Isı yayma katsayısı emissivity olarak adlandırılmaktadır.

### 2.5.3.2 Emissivity

Emissivity objelerin ısı yayım katsayısıdır yani kızılötesi spektrumda ışınım oranıdır ve her obje farklı ısı yayım oranına sahiptir. Bu değer 0,0 iletimsiz, 1,0 iletimli arasında değerlendirilmektedir. Siyah bir nesnenin emissivity değeri 1,0'dır. Diğer bütün nesnelere için 1,0'ın altındadır [215].

$$\text{Emissivity} + \text{Reflectivity} = 1$$

Siyah gövdeli nesnelere için; emissivity=1

Diğer nesnelere için; emissivity < 1

MALZEME	IŞIMA ORANI
Parlak yüzeyli alüminyum	0,05
Basit tuğla	0,85
Beton	0,54
Cam	0,92
Su	0,98
Karbon	0,98
Paslanmış demir	0,64

Kök kanalların sıcaklık değişiminin infrared termal kamera yardımı ile incelendiği çalışmalarda emissivity değeri 0,91 olarak alınmıştır [208].

### 2.5.3.3 Çalışmamızda Kullandığımız Termal Kamera ve Özellikleri

Uygulamada Flir System tarafından üretilmiş ThermaCAM S65 (Danderyd, İsveç) model termal kamera kullanılmıştır. ThermaCAM S65 modeli; sıcaklık değişimleri 0,08 °C hassasiyetli, otomatik fokus özelliğine sahip, yüksek çözünürlükte 14-bit termal görüntü alabilen, 1000'den fazla IR resmi dahili RAM hafızasına kaydedebilen özelliklerine sahip bir cihazdır. Radyometrik resimler 25Hz ile 0,5Hz ve 24 saniye ile 20 dakika arasında kaydedilebilir. 50/60 Hz frekansında IR görüntü ile doğru hassas analizler yapılmasına olanak sağlar. Renk paletlerinin değişimi, emissivite ayarları veya sıcaklık aralığı değişimi istenildiği gibi ayarlanabilir. Cihazın okuma hassasiyeti ise  $\pm 2$  °C veya  $\pm \% 2$  aralığındadır [213].

## 2.6 Scanning Elektron Mikroskobu

Elektron mikroskobu aydınlatma kaynağı olarak vakum içinde hızlandırılmış elektron demetlerini kullanan yüksek büyütme yapabilen büyük bir alan derinliğine sahip olan yüksek rezelüsyonlu görüntü alınabilen cihazlardır.

SEM'de görüntü yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması, bu elektron demetinin örnek yüzeyinde taratılması sırasında elektron ve örneğe ait atomlar arasında oluşan etkileşimin uygun algılayıcılarda toplanması ve sinyal güçlendiricilerden geçirildikten sonra bir katot ışınları tüpünün ekrana aktarılmasıyla elde edilir. Modern sistemlerde bu algılayıcılardan gelen sinyaller dijital sinyallere çevrilip bilgisayar monitörüne verilmektedir

Görüntünün netliğini, kalitesini ve detay zenginliğini belirleyen rezelüsyon değeri ışık mikroskobunda 0,5-1 mikron iken elektron mikroskobunda 2-20 angstromdur. Topoğrafik ayrıntıların görüntülenmesinde yararlanılan odak derinliği optik mikroskoplarda x1000 büyütmede 0,1µm iken elektron mikroskobunda 30 µm' dir [216].

SEM endodontik araştırmalarda; Yıkama solüsyonlarının etkinliğinin araştırılmasında, kanal dolgu maddelerinin ve kanal postlarının adezyonunun incelenmesinde, sızıntı çalışmalarında materyallerin hücreler üzerindeki etkilerinin incelenmesinde, mikrobiyolojik çalışmalarda ve endodontik aletlerin yapısının incelenmesinde kullanılabilir.

### **2.6.1 SEM'de İncelenebilecek Numuneler ve İşlem Sırası**

SEM' de sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü iletken olan ve ya olmayan numune incelenebilir. Her çeşit metaller, tekstiller, fiberler, plastik polimerler, parçacıklar (kum, çakıl, polen vs) vs. incelenebilir. İletken olmayan bu numuneler çok ince (yaklaşık 3A/saniye) iletken malzeme ile kaplanarak incelenebilir hale getirilir. Biyolojik numuneler sıvı ihtiva edebilir bu tür malzemeleri inceleyebilmek için critical point drier sayesinde numunenin yapısı ve şekli bozulmadan kurutularak mikroskopta incelemeye elverişli hale getirilir.

Minitom (kesme) cihazı ile büyüklüğü uygun olmayan numuneler Alüminyum ve elmas bıçakla uygun hale getirilir, parlatma işleminde ve mikroskoba taşıma esnasında zorluk çekilecek küçük numuneler kalıplanarak hem otomatik parlatma diskine sığacak hale getirilir hem de daha kolay monte işlemi sağlanır. Parlatma cihazı ile analizi yapılacak numunelerin yüzeyleri 1mm mertebesinde parlatılabilir ve daha pürüzsüz bir yüzey elde edilebilir. Püskürtme (Sputtering) cihazı ile iletken olmayan numuneler iletken bir tabaka (C,Au-Pd) ile kaplanır. Numune bu aşamada vakum altına alınır. Critical point drier cihazı ile biyolojik numunelerin şeklini ve yapısını bozmadan numune kurutulur ve SEM'de incelenecek hale getirilir.

Hazırlık basamaklarını geçtikten sonra numune elektron mikroskobuna incelenmeye hazır hale gelir. Numunenin yapısına göre değişmekte olan vakum süresi beklenir bu süre ortalama 30 dk' dır. Vakum süresi tamamlandıktan sonra numunenin yüzey şeklinin resmi alınabilir. Numunenin elemental analizini yapmak 3 dk'dır [217].

## 2.6.2 Kullandığımız Sem Cihazının Teknik Özellikleri

Model: LEO 440 Computer Controlled Digital

1. Tamamen dijital olup bilgisayar kontrolü ile çalışmaktadır.
2. 5x-300000x arası büyütme kapasitesine sahiptir
3. Tabaka film çekme ünitesi ve video-copy baskı ünitesi vardır
4. Elektron kaynağı tungsten filamenttir.
5. Secondary ve Backscattered elektron dedektörüne sahiptir.
6. Yüzey mikro yapıyı görüntüleyerek tanecik boyutu ve farklı kristalografik fazları dedekte etme kabiliyetine sahiptir
7. 5 eksen motorize Kartezyen kontrolü (X=100mm, Y=120mm, Z=60mm, Tilt=0-90<sup>0</sup>, Dönme=360<sup>0</sup> ile çalışmaktadır.
8. Geniş numune çemberine (270mm x 270mm x 250mm) sahiptir.
9. EDX ve WDX 600i X-Ray analiz spektrometrelerine sahiptir.
10. Örnek yüzeylerindeki 'grain boundry'lerin özellikleri belirlenebilmektedir [217].

Bu çalışmada farklı güç düzeylerinde kullanılan KTP lazerin antibakteriyel ve smear tabakası üzerine olan etkileri ve bu lazerin kullanımı sırasında kök dış yüzeyinde meydana getirdiği sıcaklık değişimi şu ana kadar literatürde kullanılmayan farklı güç düzeylerinde kullanılarak ortaya çıkacak sonuçların incelenmesi amaçlanmıştır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 31.05.2011-144 nolu toplantısında alınan 2011-05/15 numaralı kararı ile bu çalışmanın etik açıdan bir sakınca oluşturmadığına karar verilmiştir.

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, Cumhuriyet Üniversitesi Hastanesi Mikrobiyoloji Laboratuvarı ve Kayseri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde yapılmıştır. Çalışmamızda kök kanallarına farklı güçlerde uygulanan KTP lazerin; *E. faecalis*, preparasyon sonrasında meydana gelen smear tabakası ve kök yüzeyinde meydana gelen sıcaklık değişimi üzerine etkisi in vitro olarak incelenmiştir.

#### 3.1 Örneklerin hazırlanması

Çalışmamızda periodontal hastalık, ortodontik, protetik tedaviler ve tedavisi mümkün olmayan diş çürükleri gibi nedenlerle çekilmiş 323 adet alt çene küçük azı dişi kullanıldı, ( $\alpha=0,01$ ,  $\beta=0,10$ ,  $(1-\beta)=0,90$ ,  $p=0,93101$  alınarak kullanılacak diş sayısına karar verildi). Çekilmiş olan dişler, C.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Cerrahi Ana Bilim Dalı, Ağız ve Diş Sağlığı Merkezleri, özel muayenehaneler ve polikliniklerden temin edildi.

Çekim sonrası dişler %2,5'lik NaOCI solüsyonunda bekletilerek kök yüzeyindeki organik artıkların uzaklaştırılması sağlandı ve bu işleme rağmen kök yüzeyinde kalan artık dokular bir periodontal küret yardımı ile uzaklaştırıldı.

Dişlerin seçiminde aşağıdaki kriterler dikkate alındı;

1. Dişlerin tek kök ve kanallı olması,
2. Kök boylarının mümkün olduğunca aynı uzunlukta olması,
3. Kök yüzeyinde kırık, çürük veya abrazyon kavitelesinin olmaması,
4. Restorasyon ya da kök kanal tedavisi yapılmamış olması,
5. Kanal açısının Schneider [218] 'ın sınıflandırmasına göre düz olması,
6. Kanallarda kalsifikasyon veya rezorpsiyon olmaması,
7. 15 no'lu K-tipi eğenin apikale kadar ulaşması,
8. Kök oluşumunu tamamlamış olması.



Aradığımız kriterlerin kontrolü için tüm dişlerin bukkal ve aproksimal doğrultularda dijital radyografileri (Digora, Soredex Finndent, Helsinki, Finlandiya) alındı. Kriterlerimize uymayan dişler çalışma dışı bırakılırken, çalışmada kullanacağımız dişler çalışma zamanına kadar oda sıcaklığında %0,9'luk salin solüsyonunda (NaCl) saklandı.

Dişlerin kuron kısımları su soğutması altında elmas fissür frez yardımıyla, kök boyları 16 mm olacak şekilde uzaklaştırıldı. Kök kanal içeriği tirnerf (Vereinigte Dentalwerke GmbH & Co. KG, Münih, Almanya) kullanılarak çıkarıldı ve 10 numaralı stoperli K-tipi kanal eğesi (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) apikalden görününceye kadar ilerletildi. Apikalde görününce gözden kaybolana kadar yavaşça geri çekildi. Eğenin stoperi düzleştirilen kök yüzeyine oturtuldu ve stoperin alt kenarı ile eğenin uç kısmı arasındaki mesafe ölçüldü, çalışma boyutu bu boyuttan 1mm kısa olarak kayıt edildi.

Kök kanallarının mekanik preparasyonu belirlenen çalışma uzunluğunda geleneksel step-back tekniği kullanılarak yapıldı. Apikal genişletme 40 numara olacak şekilde, 60 numaraya kadar step-back tekniği ile preparasyon yapıldıktan sonra kanalların koronal kısmının genişletilmesini sağlamak amacıyla 2-4 numaralı gates-glidden frezler (Mani Inc, Tochipi-Ken, Japonya) kullanıldı. Mekanik preparasyon esnasında her alet değişiminde yıkama solüsyonu olarak 1 ml %2,5'lik NaOCl solüsyonu kullanıldı. Kullanılan son eğeden sonra %2,5'lik 2 ml NaOCl ve 2 ml steril distile su ile son yıkama yapıldı. Diş kökleri kağıt konlar (Meta Dental Co.,Ltd., Güney Kore) ile kurulandı. KTP lazer (Smartlite D; Deka M.E. L.A. Calenzano, İtalya) uygulaması yapılırken apikal, orta ve koronal üçte birlik bölgelerde standart bir uygulama sağlamak için şekillendirilmesi tamamlanan diş köklerinin dış yüzeylerine bölgeleri birbirinden ayıran çizgiler çizildi.

### **3.2. KTP Lazerin *E. faecalis* Üzerine Etkisi**

#### **3.2.1 Diş Köklerinin Hazırlanması**

Preparasyonu tamamlanmış 119 diş kökünün kanalları KTP lazer uygulamasından önce 2 dk süre ile 2 ml %17'lik EDTA solüsyonu, bu uygulamayı takiben 2 ml %2,5'lik NaOCl ve son olarak 2 ml distile su ile yıkandı. Yıkama işlemini takiben kök kanalları kağıt konlarla kurulandı.

Kök yüzeyinden oluşabilecek mikrobiyal sızıntıyı engellemek amacı ile diş kökleri iki kat tırnak cilası ile kaplandı ve 15 numaralı K tipi kanal eğesi ile apikalden 1 mm çıkılarak standart apikal açıklık elde edildi. Çalışma kolaylığı ve standardizasyonu sağlamak amacıyla ependorf tüpler ve flakonlar kullanıldı. Ependorf tüpünün kapağı üzerine delik açılarak dişlerin apikal kısmı kapak kapatıldığında ependorfun içinde kalacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.1) ve daha sonra bu ependorf ve flakonlar etilen oksit sterilizasyonunda steril edildi (Andersen Prod. Inc., Haw River, NC, ABD).



Şekil 3.1 Ependorf, flakon ve diş ünitesi

### 3.2.2 Kök Kanallarının *E. faecalis* İle Kontamine Edilmesi

KTP lazerin antibakteriyel etkinliğinin incelenmesinde *E. faecalis* American Type of Culture Collection 29212 (ATCC 29212) suşu kullanıldı. 1 ml saf *E. faecalis* kültürü Brain-Heart Infusion (BHI) içine eklenerek süspansiyon oluşturuldu, hazırlanan süspansiyon 24 saat bekletildi.

McFarland 0.5 ( $1.5 \times 10^8$  CFU ml<sup>-1</sup>) olarak ayarlanıp, KTP lazer uygulanmasından önce kök kanalları, içerisinde *E. faecalis* bulunan 15 µl süspansiyon ile steril mikro pipetler kullanılarak kontamine edildi. Kontaminasyon sırasında bakteri süspansiyonu 15 numaralı steril K-tipi paslanmaz çelik eğeler ile kök ucuna doğru itildi. Kontamine edilen gruplarda kanalların girişleri steril alüminyum folyolar ile sarılarak 37 °C sıcaklıktaki etüvde 24 saat bekletildi.

### 3.2.3 Deney ve Kontrol Gruplarının Uygulanışı

Bakteri kontaminasyonu tamamlanmış 119 diş kökü 17'şer diş kökünden oluşacak şekilde 7 gruba ayrıldı. Çalışmamızda KTP lazerin *E. faecalis* üzerine etkisinin saptanması amacıyla oluşturulan gruplar aşağıdaki şekildedir:

Grup 1: 1 W, 5,33 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 2: 1,5W,7,52 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer(Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 3: 2 W, 10,3 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 4: 3 W, 15,5 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 5: 4 W, 20,1 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod Tekrarlı)

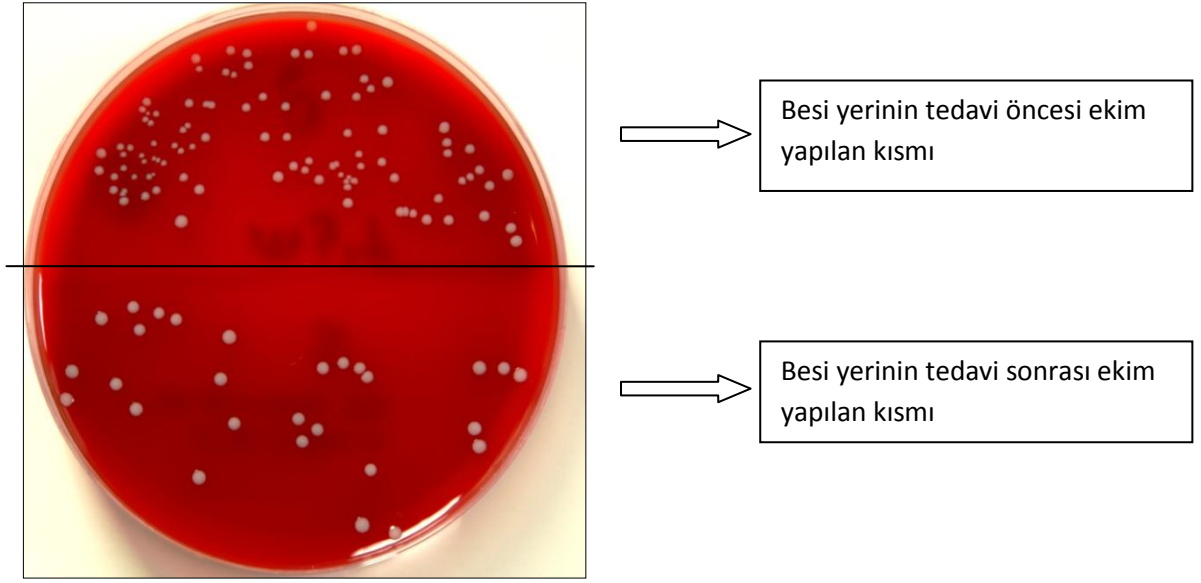
Grup 6 ( Negatif kontrol) : 10 dk 2 ml %2,5'lik NaOCl.

Grup 7 ( Pozitif kontrol): 2 ml NaCl

Kök kanallarına ekim yapıp gruplar oluşturulduktan sonra KTP lazer protokollerinin ve yıkama solüsyonlarının uygulanmasından önce kök kanalları 0,2 ml steril NaCl ile yıkandı. Kanallara 40 numaralı steril kağıt konlar yerleştirildi ve 2 dk beklendikten sonra kağıt konlar, içerisinde 5 ml BHI bulunan cam tüpler içerisine alındı (Şekil 3.2). Cam tüpler 5 dk süre ile vortekslelendikten sonra steril bir plastik öze ile tüplerden örnek alındı ve 2'ye ayrılmış kanlı besi yerinin bir yarısına ekim yapıldı (Şekil 3.3).

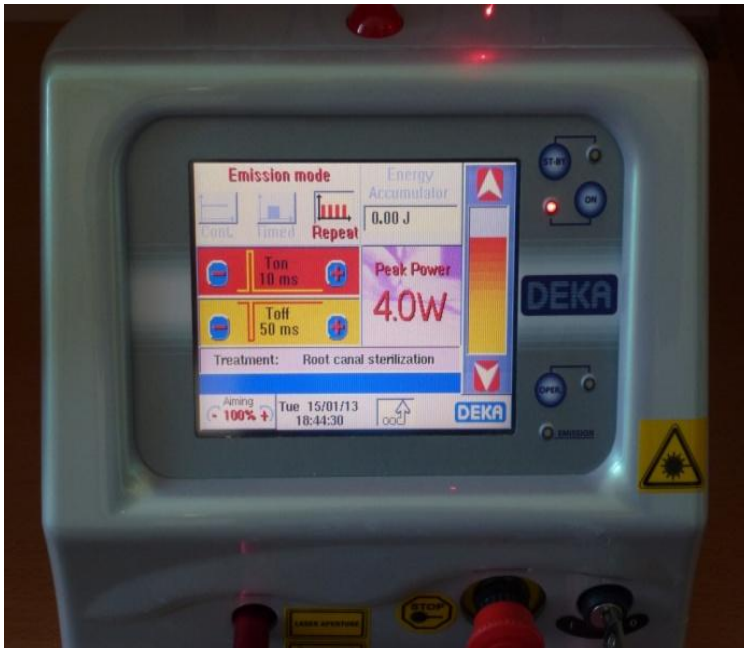


Şekil 3.2 İçerisinde 5 ml BHI bulunan cam tüp ve içerisine alınan kağıt kon

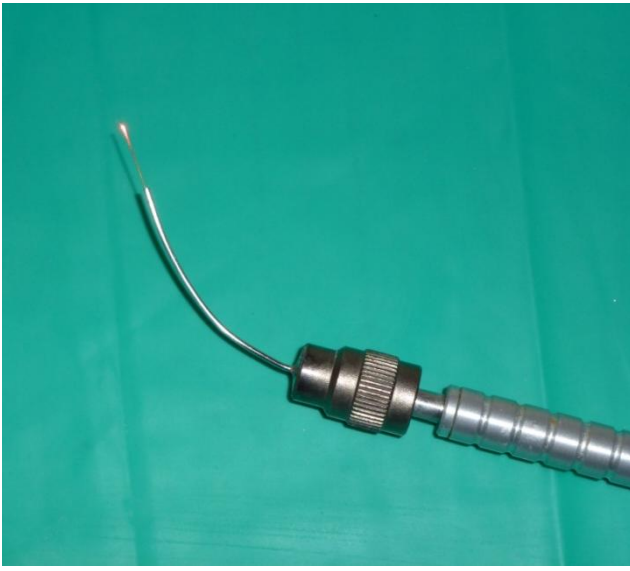


Şekil 3.3 Ekim yapılan besiyeri örneği

Çalışmamızda KTP lazer (Şekil 3.4), 200 µm çapında fiber optik uç (Şekil 3.5) ile kök kanallarına uygulandı.



Şekil 3.4 Çalışmamızda kullandığımız KTP lazer cihazı



Şekil 3.5 Fiber optik uç

**KTP Lazer Grupları:** KTP lazerin 200 µm çapında fiber optik ucu her dişin çalışma uzunluğunda kanal içerisine yerleştirildi ve yukarıda verilen parametreler doğrultusunda apikal üçte birlik bölgede 3 sn, orta üçte birlik bölgede 3 sn ve koronal üçte birlik bölgede 4 sn olmak üzere toplam 10 sn'lik sürelerle apeksten koronale doğru kesintisiz dairesel hareketlerle lazer uygulaması yapıldı. Her dişte 20 sn'lik aralar ile bu işlem 3 kez tekrarlandı. Her diş değişiminde fiber optik uç nemli bir pamuk ile silinerek artık debrisler uzaklaştırıldı.

**Negatif kontrol:** 2 ml %2,5'lik NaOCl solüsyonu 10 dk boyunca kök kanallarına 27 gauge'luk enjektör yardımıyla uygulandı. Daha sonra kök kanalları 2 ml NaCl ile yıkandı.

**Pozitif kontrol:** 2 ml NaCl solüsyonu kök kanallarına 27 gauge'luk enjektör yardımıyla uygulandı.

KTP lazer protokollerinin ve yıkama solüsyonlarının uygulanmasından sonra kanallar 0,2 ml NaCl ile yıkandı ve 40 numaralı steril kağıt konlar yerleştirilip 2 dk beklendikten sonra kağıt konlar içerisinde 5 ml BHI bulunan cam tüpler içerisine alındı. Cam tüpler 5 dk süre ile vortekslendikten sonra steril plastik özeler ile örnekler alındı ve kanlı besi yerlerinin ekim yapılmamış 2. yarısına ekim yapıldı.

Ekim yapılan petri kutuları 37 °C sıcaklıktaki etüvde 24 saat bekletildi ve daha sonra Colony Forming Units (CFU) sınıflamasına göre sayım yapıldı. İlk ve son ekimler arasındaki oran hesaplanarak antibakteriyel etkinlik göstergesi olarak kayıt edildi.

### 3.3. KTP Lazerin Smear Tabakası Üzerine Etkisi

Preparasyonu tamamlanmış 119 adet diş kökünün bukkal ve lingual yüzeylerine kök kanallarının iç yüzeyine dokunulmadan elmas separe ile paralel oluklar açıldı, kök kanalları 2 ml steril distile su ile yıkandı ve kağıt konlar ile kurulandı. Bukkal ve lingual yüzeylerine olukları hazırlanmış 119 diş kökü 17'şer diş kökünden oluşan 7 gruba ayrıldı. Çalışmamızda KTP lazerin smear tabakası üzerine etkisinin saptanması amacıyla oluşturulan gruplar aşağıdaki şekildedir:

Grup 1: 1W, 5,33 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 2: 1,5 W, 7,52 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer(Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 3: 2 W, 10,3 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 4: 3 W, 15,5 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton:10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 5: 4 W, 20,1 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 6: Negatif kontrol, %17'lik 2 ml EDTA 2dk + 2 ml %2,5'lik NaOCl + 2 ml distile su.

Grup 7: Pozitif kontrol, %2,5'lik 2 ml NaOCl 2 dk + 2 ml distile su.

KTP lazer grupları ve kontrol grupları yukarıda belirtilen parametreler ve antibakteriyel etkinliğin incelendiği gruplarda anlatılan teknikle uygulandıktan sonra tüm gruplardaki dişlere son uygulama olarak 2 ml distile su uygulaması yapılarak steril kağıt konlarla kurulama yapıldı.

#### 3.3.1 Örnek Kesitlerin Hazırlanması

İşlemler öncesinde diş köklerinin bukkal ve lingual yüzeylerine açılan oluklara yerleştirilen siman spatülü yardımıyla diş kökleri uzun aksları boyunca 2 parçaya ayrıldı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 Uzun aksları boyunca ikiye ayrılmış diş kökleri

Elde edilen bu diş kökü örneklerinden her gruba ait 17'şer örnek sırasıyla %70, %80, %96 ve saf alkol şeklinde derecelendirilmiş alkol solüsyon serisinin her birinde 1 saat bekletilerek dehidrate edildi ve daha sonra örnekler kurumaya bırakıldı.

### 3.3.2 SEM İçin Örneklerin Hazırlanması ve İncelenmesi

Sem incelenmesinin yapılması için örnekler Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesinde bulunan Critical Point Drier cihazı (E3000, Polaron Ltd., Amerika) ile kurutuldu ve iletken olmayan diş köklerinin üzerleri Sputter cihazı (SC7620, Polaron Ltd., Amerika) kullanılarak altın - paladyumdan oluşan iletken bir tabaka ile kaplandı ve bu işlem vakum altında 10 dk kadar sürdü (Şekil 3.7 - 3.9).



Şekil 3.7 Sputter cihazı (Altın-paladyum kaplama cihazı)



Şekil 3.8 Altın kaplama cihazına yerleştirilmiş numuneler



Şekil 3.9 Altın paladyum kaplanan örnekler

Hazırlanan örnekler, kök kanal yüzeyinden smear tabakasının kaldırılma derecesini tesbit etmek açısından aynı merkezde bulunan SEM cihazı (LEO 440 Computer Controlled Digital, Almanya) ile incelendi (Şekil 3.10).





Şekil 3.10 SEM cihazı

Her grup için kök kanallarının koronal, orta ve apikal bölgelerinden x1000 ve x2000 büyütmede görüntü alındı. Alınan x1000 büyütme fotoğraflar smear tabakasının varlığı açısından değerlendirildi ve veriler Hülsmann ve ark.'nın [219] kullandıkları beş skorlu sayısal değerlendirme cetveline göre belirlendi.

Smear için skor kriterleri:

1. Kök kanal yüzeyinde hiç smear tabakası yok. Tüm dentin kanalları temiz ve açık.
2. Az miktarda smear var. Bazı dentin kanalları açık
3. Kök kanal duvarları homojen smear tabakası ile kaplı, sadece birkaç dentin kanalı açık.
4. Kök kanal duvarları tamamen homojen smear tabakası ile kaplı, açık dentin kanalı yok.
5. Yoğun, homojen olmayan smear tabakası tüm kök kanal duvarlarını kaplamış.

### 3.4 KTP Lazerin Kök Yüzeyinde Meydana Getirdiği Sıcaklık Değişimi

Preparasyonu tamamlanmış 85 diş köküne KTP lazer uygulamasından önce kök kanalları 2 dk süre ile 2 ml %17'lik EDTA solüsyonu ve ardından 2 ml distile su ile yıkandı. Daha sonra kök kanalları kağıt konlarla kurulandıktan sonra, elimizdeki 85 diş kökü 17'şer diş kökünden oluşacak şekilde 5 gruba ayrıldı. Çalışmamızda KTP lazerin meydana getirdiği sıcaklık değişiminin incelenmesi amacıyla oluşturulan gruplar aşağıdaki şekildedir:

Grup 1: 1 W, 5,33 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 2: 1,5 W, 7,52 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 3: 2 W, 10,3 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 4: 3 W, 15,5 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)

Grup 5: 4 W, 20,1 J/cm<sup>2</sup> KTP lazer (Ton: 10 ms, Toff: 50 ms, Mod: Tekrarlı)



şekil 3.11 KTP lazer uygulanması sırasında meydana gelen sıcaklık değişiminin incelendiği deney düzeneği

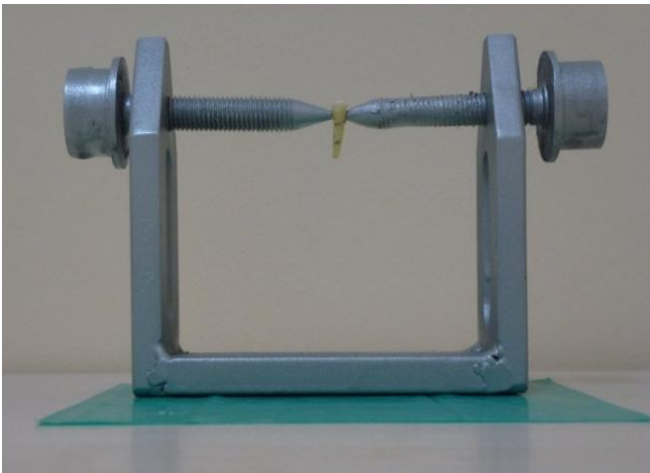
Sıcaklık değişiminin incelenmesinde KTP lazer önceki iki bölümde belirtilen prosedür doğrultusunda uygulandı. Uygulamalar sırasında termal görüntüleme dış etkenlerin yansımalarını en aza indirmek için yalıtkan malzemelerden yapılmış bir düzenek dizayn edildi (Şekil 3.11).

KTP lazer uygulaması eş zamanlı olarak termal kamera (Şekil 3.12) ile dinamik çekim olarak kaydedildi. KTP lazer uygulamasının 21 °C oda sıcaklığında yapılması sağlandı ve tüm uygulama, sonuçların etkilenmemesi açısından aynı gün bitirildi. Çalışmamızda kameranın emissivite değeri dış köküne özgü olan 0,91 olarak kalibre edildi.



Şekil 3.12 Çalışmamızda kullanılan termal kamera

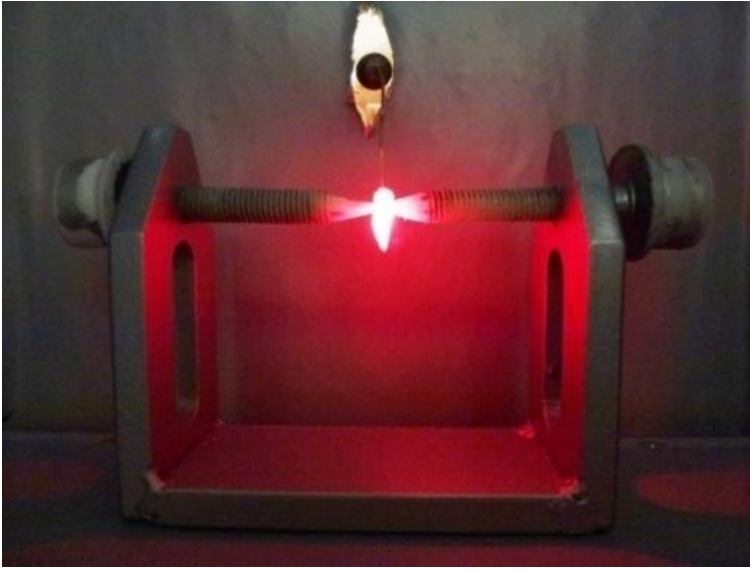
Diş kökleri özel hazırlanmış sabitleyici düzeneklere yerleştirildi (Şekil 3.13) ve KTP lazer uygulaması esnasında dinamik çekim yapacak olan termal kamera diş kökünden 15 cm uzağa yerleştirildi (Şekil 3.14).



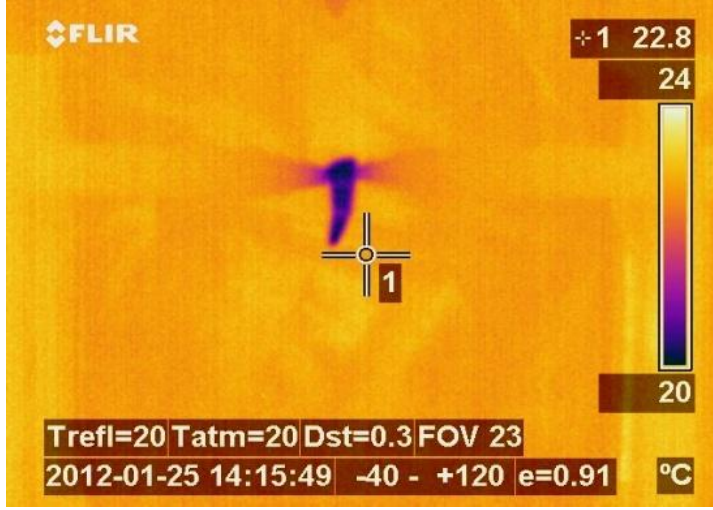
Şekil 3.13 Diş köklerinin yerleştirildiği sabitleyici düzenek



Şekil 3.14 Fiber optik uç, sabitleyici düzeneğe yerleştirilmiş diş ve termal kamera konumu



Şekil 3.15 Diş köklerinin lazer uygulanması sırasındaki görünümü



Şekil 3.16 Sabitleyici düzeneğe yerleştirilmiş diş kökü örneğinin termal kamera ile çekilmiş fotoğrafı

Termal çekim kayıt edilip dijital ortama aktarıldıktan sonra elde edilen kayıtlarda diş köklerinde apikal, orta ve koronal üçlüde kök kanalının düşey ekseninde merkezinde olacak şekilde ayrı ayrı spot noktaları oluşturularak bu noktalardaki sıcaklık değişimleri incelendi (Şekil 3.15, 3.16).

### 3.5 İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmamızın verileri SPSS (ver 14.0) (SPSS, Inc., Chicago, IL, ABD) programına yüklenerek, verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis testi ve Tukey yöntemi kullanıldı. Verilerimiz tablolarda aritmetik ortalama ve  $\pm$  standart sapma şeklinde belirtilip, yanılma düzeyi 0,05 olarak alındı.

## 4. BULGULAR

Çalışmamızda elde edilen veriler değerlendirilerek aşağıdaki bulgulara ulaşıldı.

### 4.1 KTP Lazerin *E. faecalis* Üzerine Etkisinin İncelenmesi

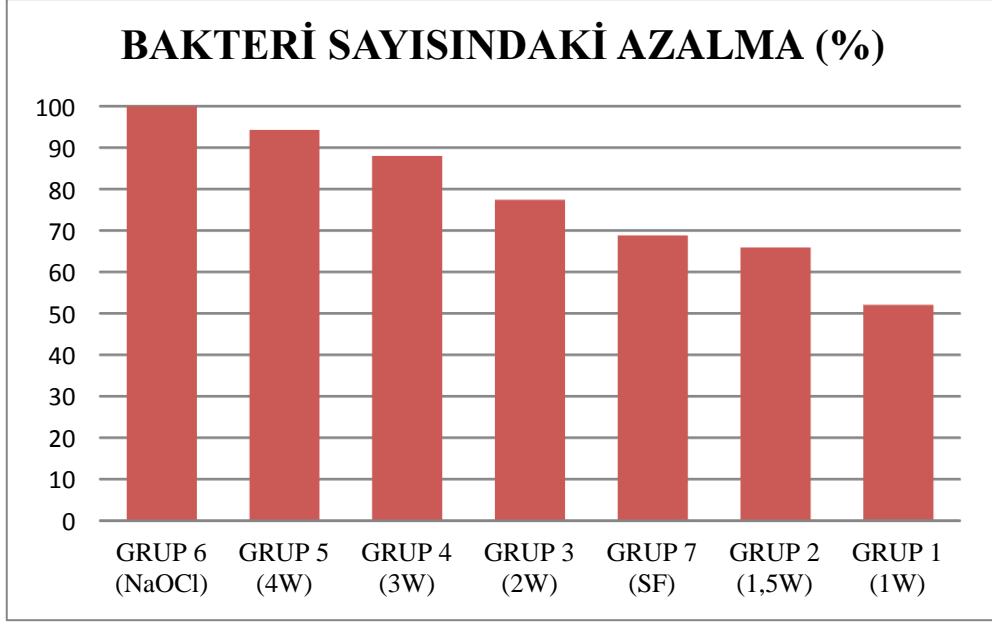
KTP lazer gruplarının, negatif ve pozitif kontrol gruplarının *E. faecalis* üzerindeki etkileri incelenerek, her gruba ait işlem öncesi besiyeri ekim sayısı ve işlem sonrası besiyeri ekim sayısı ayrı ayrı sayılıp, aralarındaki fark yüzde (%) olarak hesaplandı. Her grubun bakteri sayısındaki azalma değerinin istatistiksel değerlendirmesi bu oran üzerinden yapıldı. (Çizelge 4.1 ve Şekil 4.1)

Örneğin; Grup 1 (1 W)'de işlem öncesi bir besiyeri ekim sayısı:  $53 \times 10^2$  CFU/ml olarak, işlem sonrası besiyeri ekim sayısı ise  $31 \times 10^2$  CFU/ml olarak belirlendi. Sonuç olarak 1 W KTP lazer uygulaması sonrası bakteri sayısındaki azalma oranı %41,51 olarak bulundu.

Çizelge 4.1 Gruplara ait *E. faecalis* sayısındaki azalma oranlarının ortalama değerleri

GRUPLAR	SAYI	BAKTERİ ORAN (%) $\bar{X} \pm S$
GRUP 1 (1 W)	17	52,08 $\pm$ 20,46
GRUP 2 (1,5 W)	17	65,89 $\pm$ 12,29
GRUP 3 (2 W)	17	77,43 $\pm$ 4,73
GRUP 4 (3 W)	17	87,98 $\pm$ 3,80
GRUP 5 (4 W)	17	94,26 $\pm$ 4,09
GRUP 6 (NaOCl)	17	100 $\pm$ 0,00
GRUP 7 (SF)	17	68,80 $\pm$ 16,97
TOPLAM	119	KW=96,37 P=0,001*

\* (P<0,05)



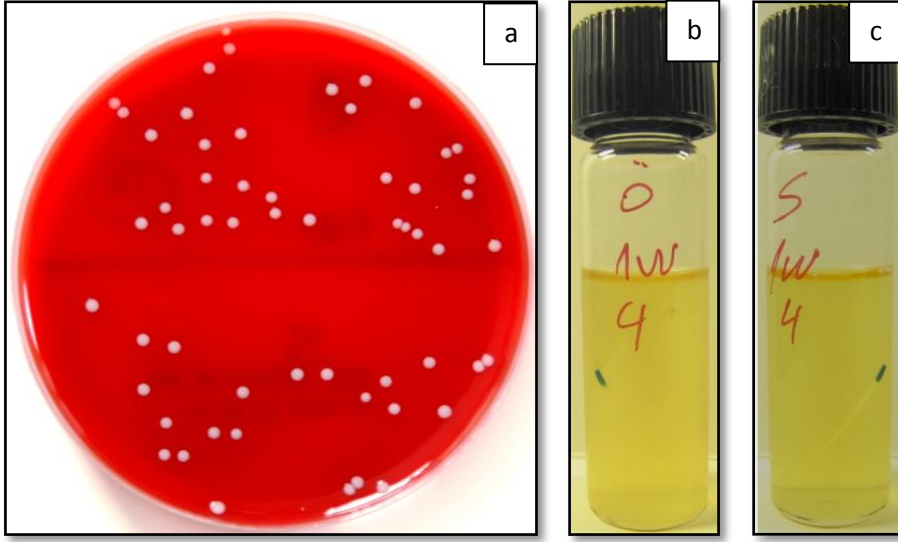
Şekil 4.1 Gruplara ait *E. faecalis* sayısındaki azalma oranlarının ortalama değerleri

Farklı güçlerde kullanılan KTP lazerin *E. faecalis* üzerindeki antibakteriyel etkinliğinin sonuçları incelenerek *E. faecalis* sayısındaki azalma ortalamaları yüzde olarak belirtildi (Çizelge 4.1 ve Şekil 4.2 - 4.9).

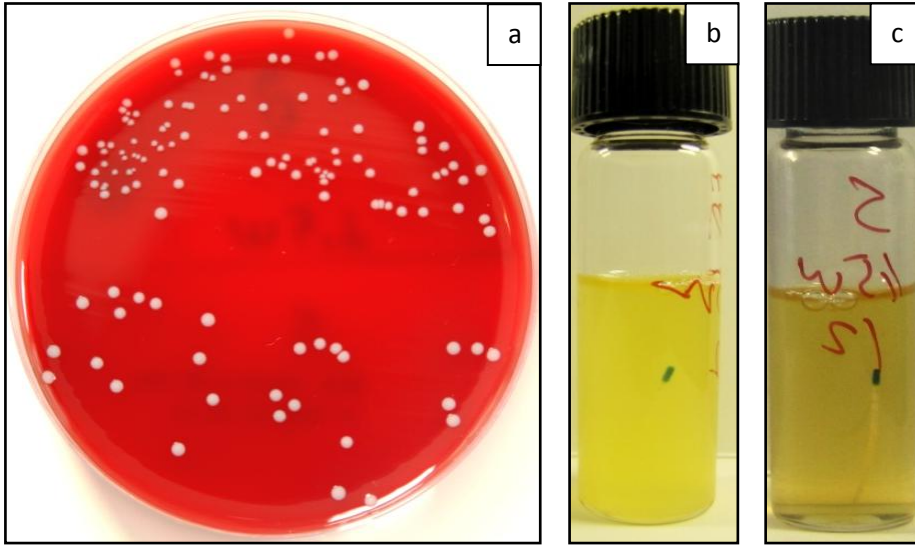
Buna göre bakteri sayısındaki en fazla azalma  $100 \pm 0,00$  ile grup 6 (NaOCl)'da tespit edildi. Bunu sırası ile  $94,26 \pm 4,09$  ile grup 5 (4 W),  $87,98 \pm 3,80$  ile grup 4 (3 W),  $77,43 \pm 4,73$  ile grup 3 (2 W),  $68,80 \pm 16,97$  ile grup 7 (SF),  $65,89 \pm 12,29$  ile grup 2 (1,5 W) ,  $52,08 \pm 20,46$  ile grup 1 (1 W)'in izlediği görüldü.

Farklı güçlerde kullanılan KTP lazerin *E. faecalis* üzerine etkisi istatistiksel olarak karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılık önemli bulundu ( $P < 0,05$ ). Gruplar ikişerli karşılaştırıldığında; Grup 1 (1 W) ile tüm gruplar arasındaki, grup 2 (1,5 W) ile grup 4 (3 W), grup 5 (4 W) ve grup 6 (NaOCl) arasındaki, grup 3 (2 W) ile grup 5 (4 W) ve grup 6 (NaOCl) arasındaki, grup 4 (3 W) ile grup 6 (NaOCl) ve grup 7 (SF) arasındaki, grup 5 (4 W) ile grup 7 (SF) arasındaki, grup 6 (NaOCl) ile grup 7 (SF) arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P < 0,05$ ), diğer gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $P > 0,05$ ).



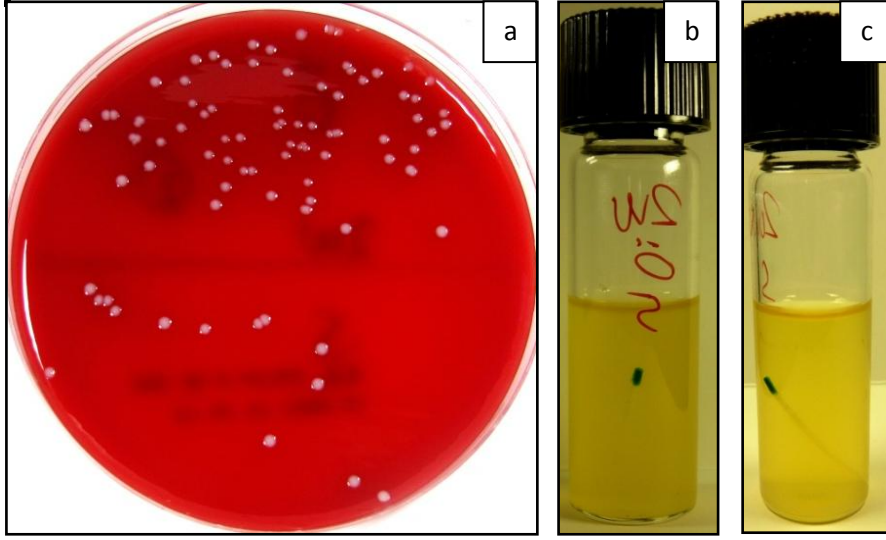


Şekil 4.2 a) KTP lazerin 1 W (grup 1) güç ile uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek (%52,08 oranında bakteri azalması) b) Grup 1 tedavi öncesi BHI bulanıklığı c) Grup 1 tedavi sonrası BHI bulanıklığı

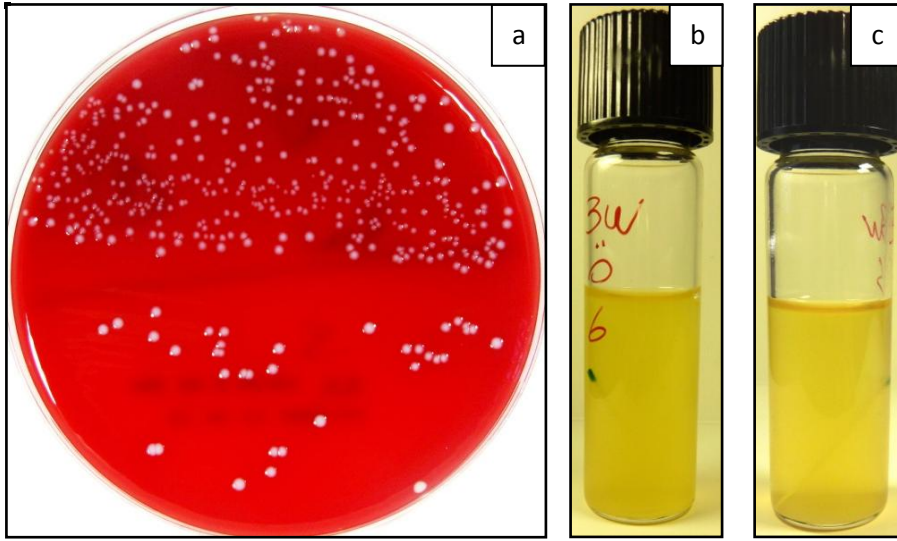


Şekil 4.3 a) KTP lazerin 1,5 W (grup 2) güç ile uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek (% 65,89 oranında bakteri azalması) b) Grup 2 tedavi öncesi BHI bulanıklığı c) Grup 2 tedavi sonrası BHI bulanıklığı

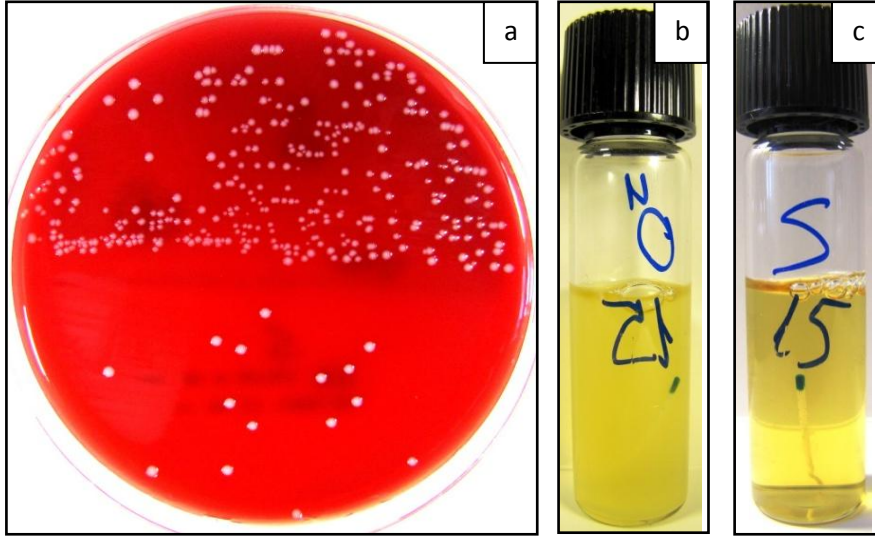




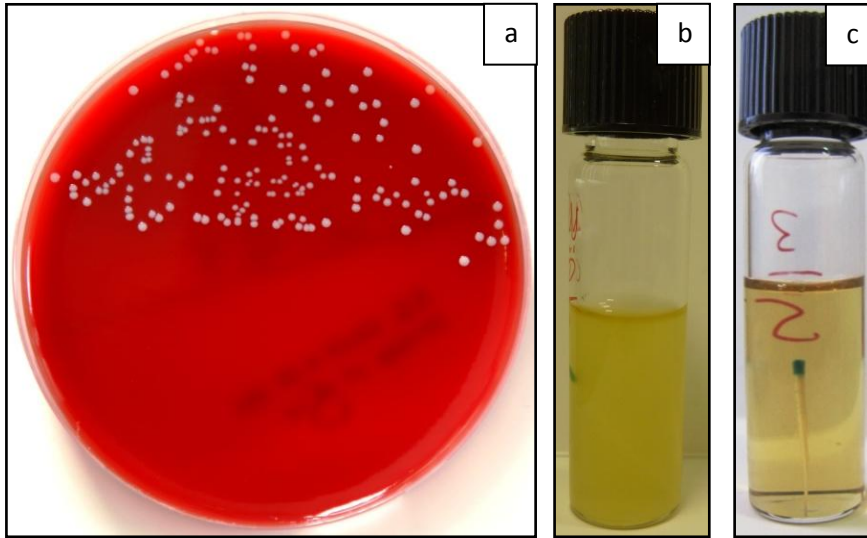
Şekil 4.4 a) KTP lazerin 2 W (grup 3) güç ile uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek (%77,43 oranında bakteri azalması) b) Grup 3 tedavi öncesi BHI bulanıklığı c) Grup 3 tedavi sonrası BHI bulanıklığı



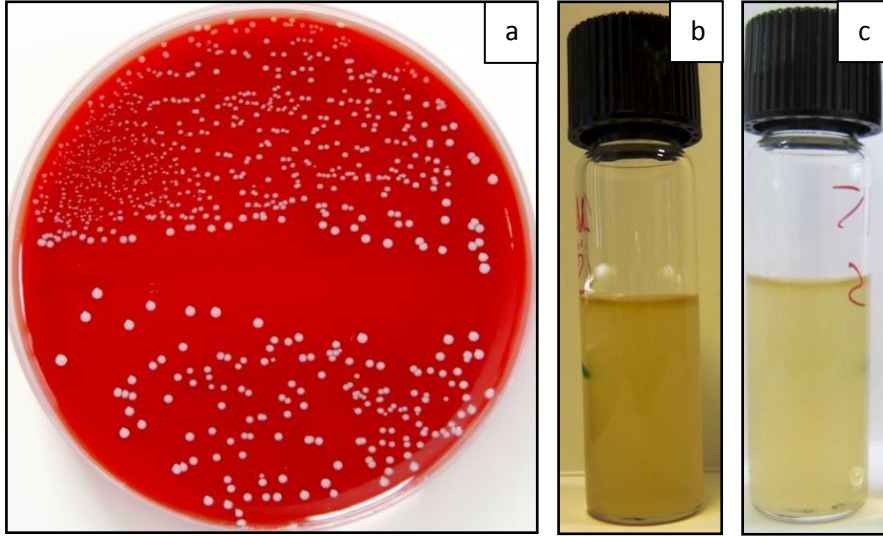
Şekil 4.5 a) KTP lazerin 3 W (grup 4) güç ile uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek (%87,98 oranında bakteri azalması) b) Grup 4 tedavi öncesi BHI bulanıklığı c) Grup 4 tedavi sonrası BHI bulanıklığı



Şekil 4.6 a) KTP lazerin 4 W (grup 5) gücü ile uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek (%94,26 oranında bakteri azalması) b) Grup 5 tedavi öncesi BHI bulanıklığı c) Grup 5 tedavi sonrası BHI bulanıklığı



Şekil 4.7 a) Yıkama solüsyonu olarak % 2,5'lik NaOCl (grup 6) uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek (%100 oranında bakteri azalması) b) Grup 6 tedavi öncesi BHI bulanıklığı c) Grup 6 tedavi sonrası BHI bulanıklığı

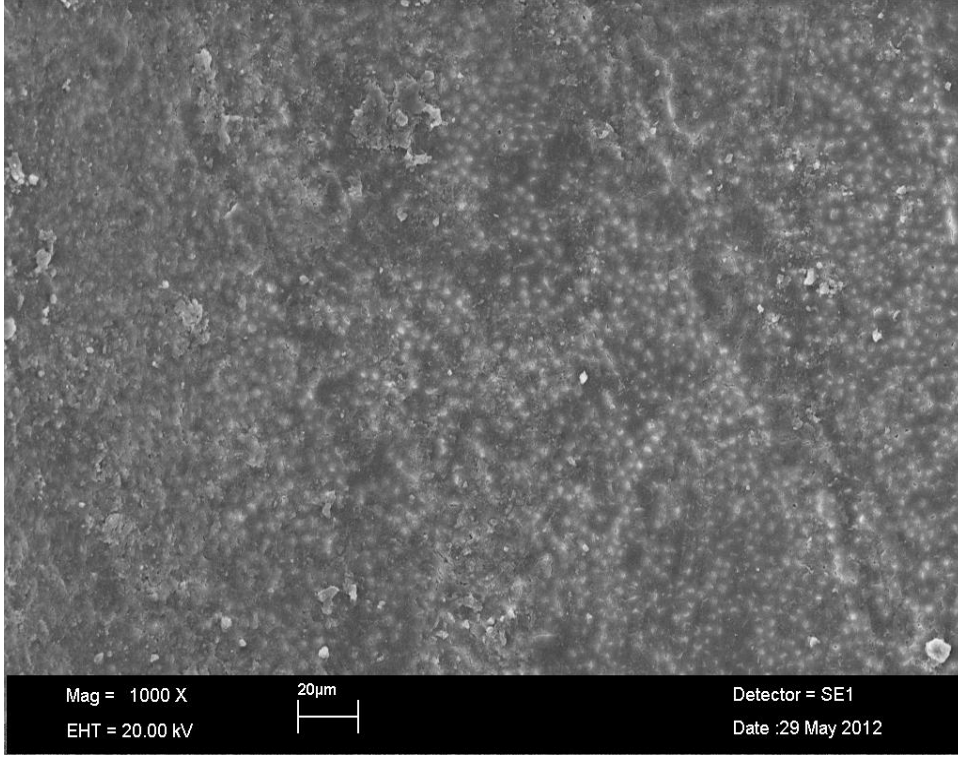


Şekil 4.8 a) Yıkama solüsyonu olarak SF (grup 7) uygulanmasının besi yeri ekim sonuçlarına bir örnek (%68,80 oranında bakteri azalması) b) Grup 7 tedavi öncesi BHI bulanıklığı c) Grup 7 tedavi sonrası BHI bulanıklığı

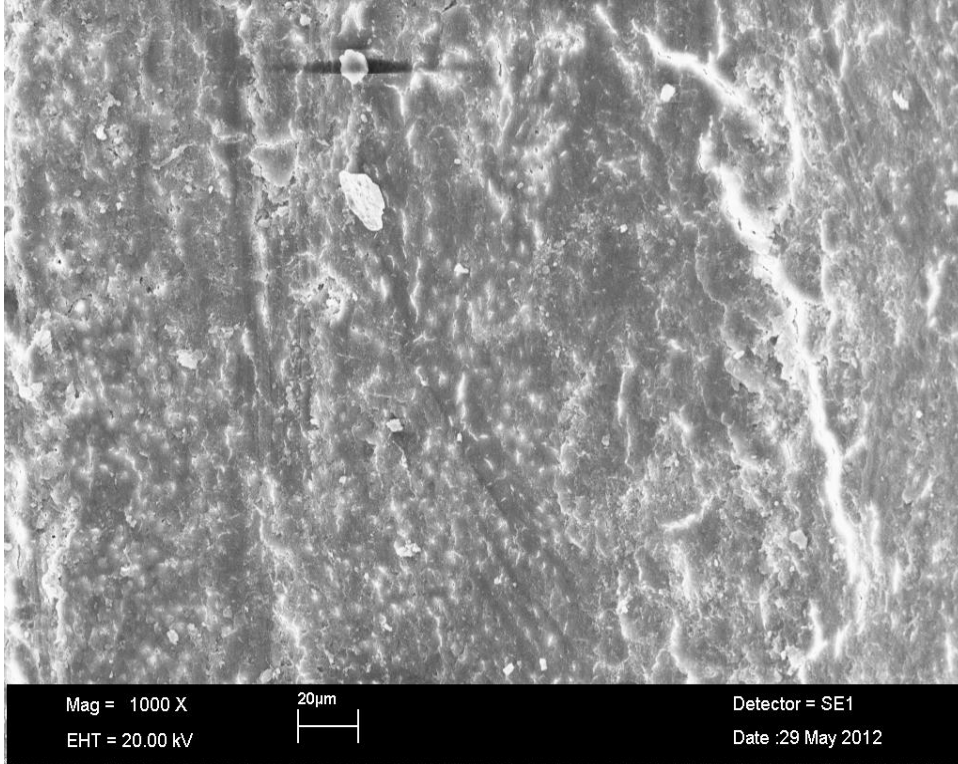
#### 4.2. KTP Lazerin Smear Tabakası Üzerine Etkisinin İncelenmesi

Çalışmamızın bu bölümünde kök kanallarının apikal, orta ve koronal üçte birlik bölgelerinde smear tabakasının uzaklaştırılması amacıyla KTP lazer cihazının çeşitli güçlerde kullanımı ile oluşturulmuş çalışma gruplarına ve kontrol gruplarına ait sonuçlar SEM cihazı ile incelendi. Alınan x1000 SEM görüntülerinin üzerinde smear tabakası varlığı skorlandırıldı, gruplara ve bölgelere ait smear tabakası skor ortalama değerleri hesaplandı (Çizelge 4.2).

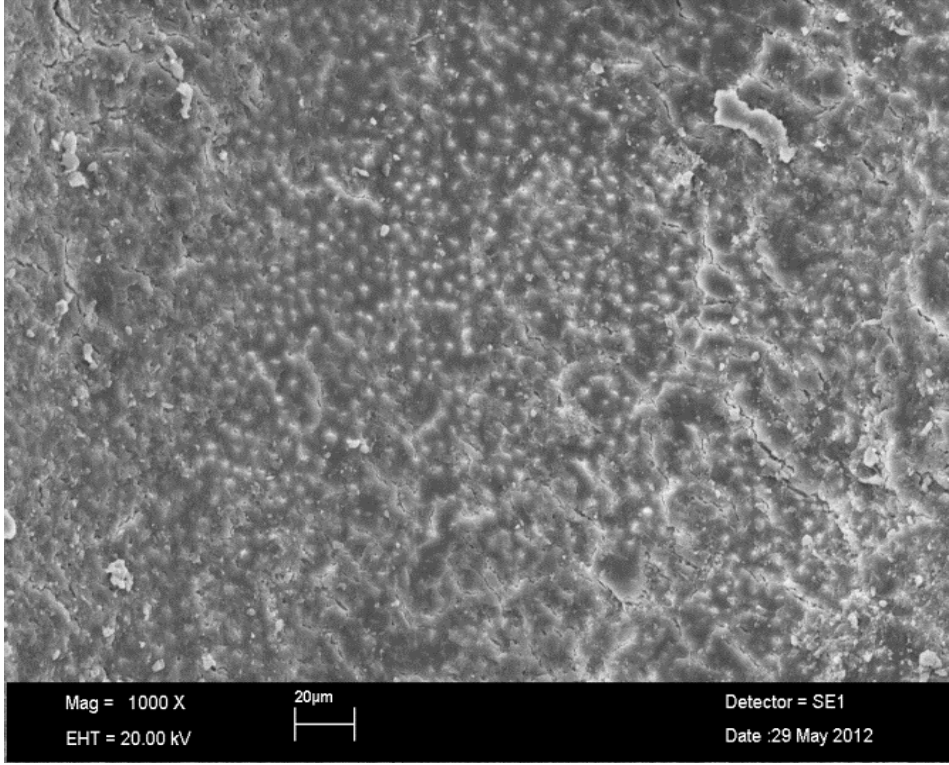
**Grup 1 (1 W):** Şekillendirilmesi tamamlanan kök kanallarına 1 W KTP lazer uygulaması yapılan bu grupta; örneklerin koronal, orta ve apikal üçte birlik bölgelerinde çoğunlukla tüm dentin duvarını örten homojen smear tabakasının mevcut olduğu gözlemlendi. Bu bölgelerdeki dentin tübüllerinin genellikle smear tabakası ve debrisle tıkalı olduğu belirlendi ve smear tabakası varlığı açısından en yüksek skorlar apikal üçte birlik bölgede tespit edildi (Şekil 4.9 - 4.11).



Şekil 4.9 Grup 1 (1 W) koronal üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000)



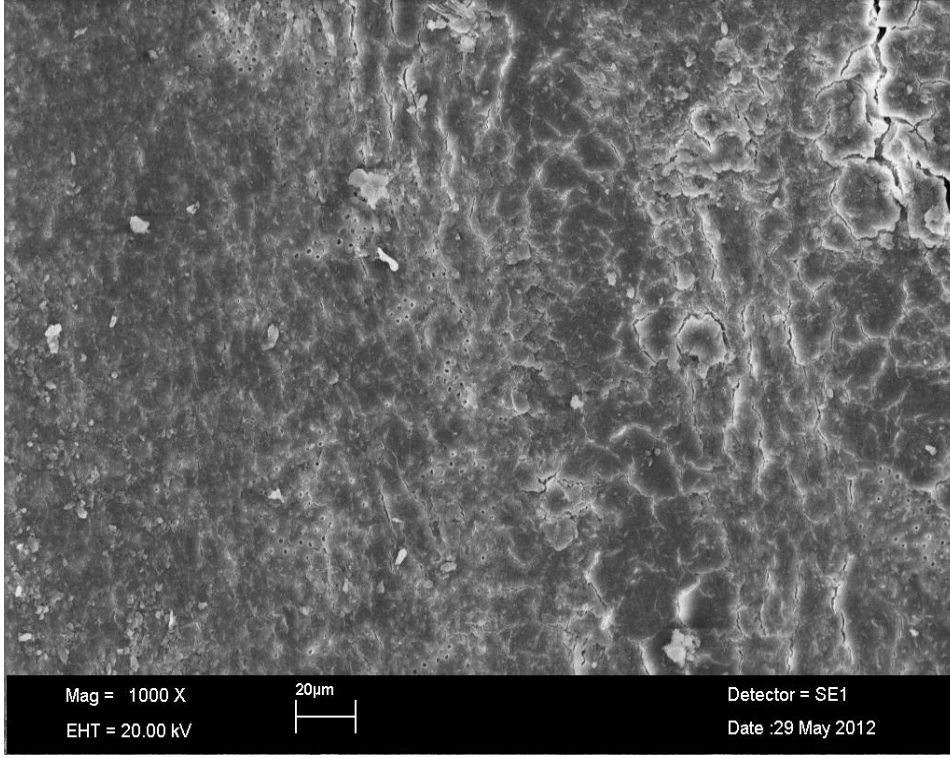
Şekil 4.10 Grup 1 (1 W) orta üçte birlik bölgede yaygın ve homojen smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000)



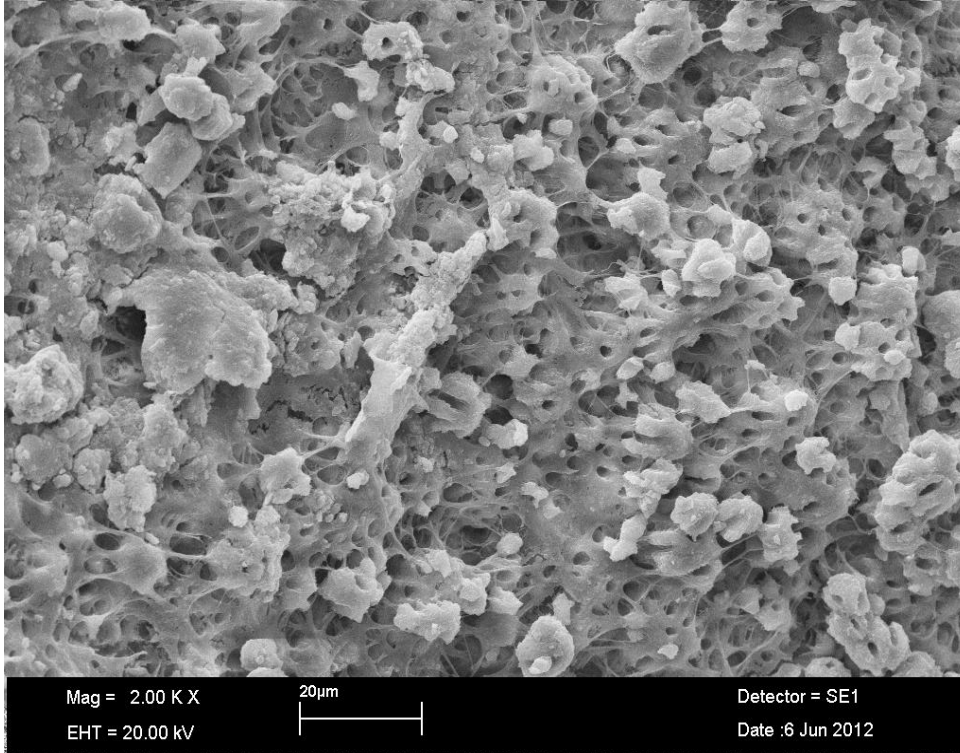
Şekil 4.11 Grup 1 (1 W) apikal üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000)

**Grup 2 (1,5 W):** Şekillendirilmesi tamamlanan kök kanallarına 1,5 W KTP lazer uygulaması yapılan bu grupta; örneklerin koronal ve apikal üçte birlik bölgelerinde çoğunlukla tüm dentin duvarını örten homojen smear tabakasının mevcut olduğu gözlemlendi. Bu bölgelerdeki dentin tübüllerinin genellikle smear tabakası ve debris ile tıkalı olduğu belirlendi. Orta üçte birlik bölgede smear tabakasının varlığı ile birlikte bazı dentin tübül ağzlarının açık olduğu izlendi ve smear tabakası varlığı açısından en yüksek skorlar apikal üçte birlik bölgede tespit edildi (Şekil 4.12 - 4.16).

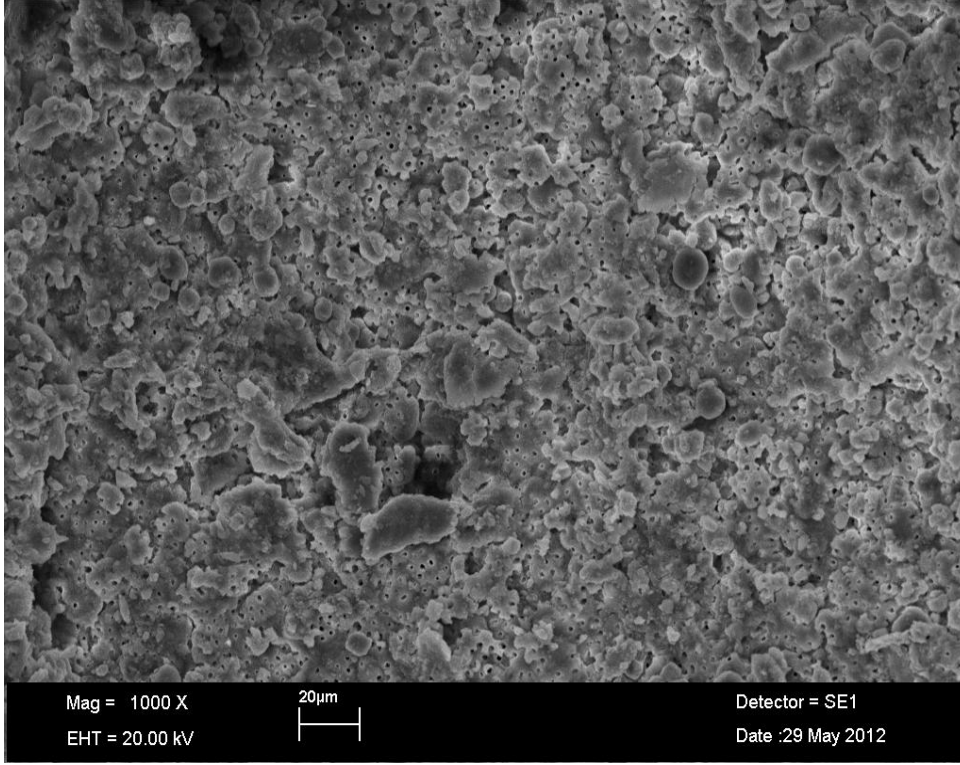




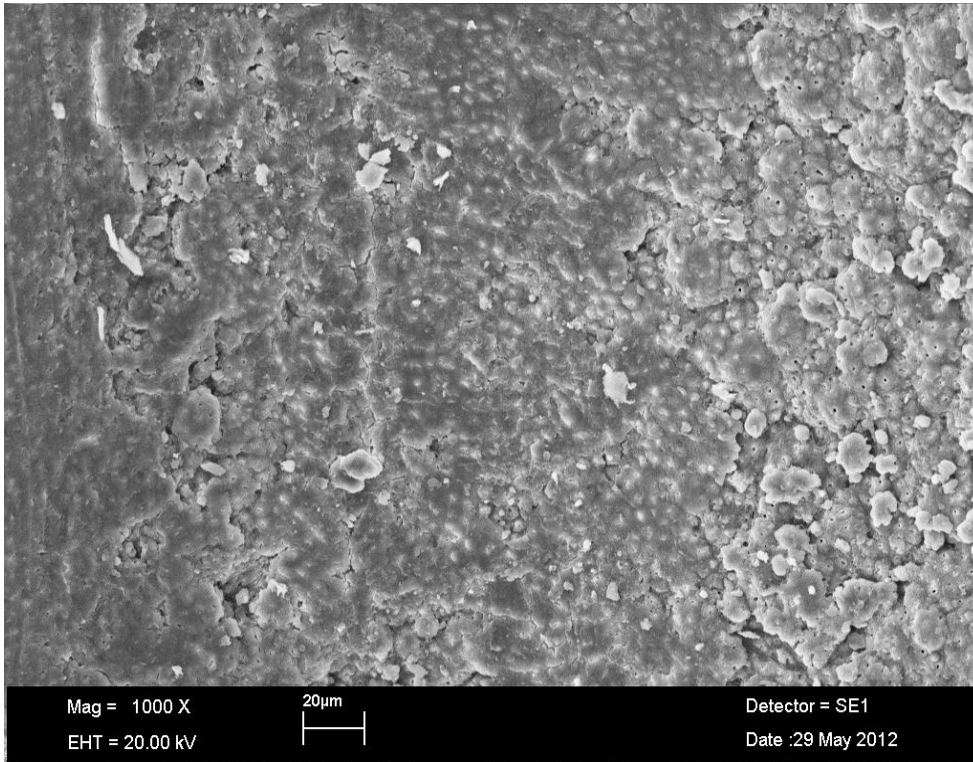
Şekil 4.12 Grup 2 (1,5 W) koronal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakası ile birlikte bazı açık dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000)



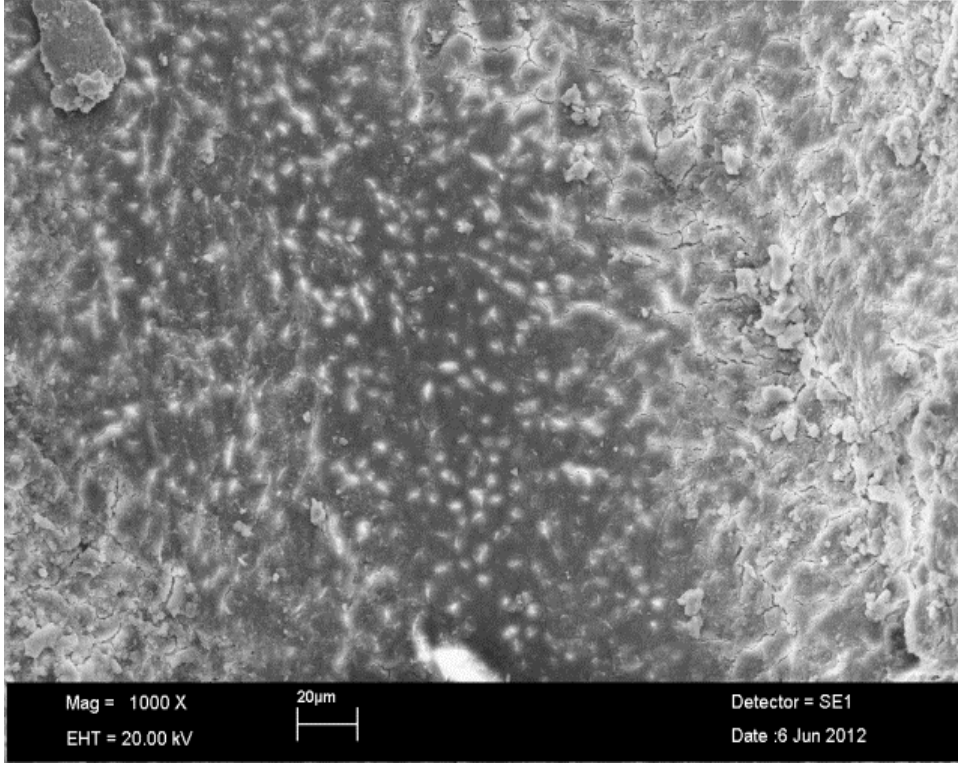
Şekil 4.13 Grup 2 (1,5 W) koronal üçte birlik bölgede izlenen peritübüler ve intertübüler dentin erime sahalarının SEM görüntüsü (x2000)



Şekil 4.14 Grup 2 (1,5 W) koronal üçte birlik bölgede yaygın ve homojen olmayan smear tabakası ile birlikte kanal şekillendirilmesi sırasında aletlerle dokunulmamış kalkosferik dentin yapısının SEM görüntüsü (x1000)



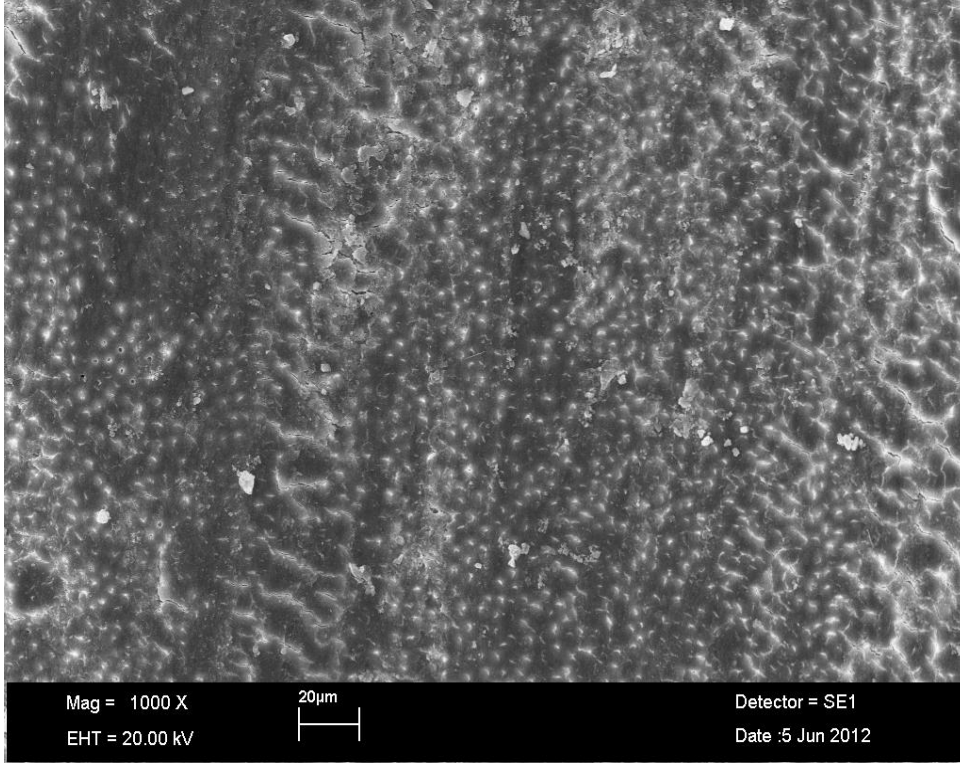
Şekil 4.15 Grup 2 (1,5 W) orta üçte birlik bölgede yaygın ve homojen olmayan smear tabakası ile birlikte kanal şekillendirilmesi sırasında aletlerle dokunulmamış kalkosferik dentin yapısının SEM görüntüsü (x1000)



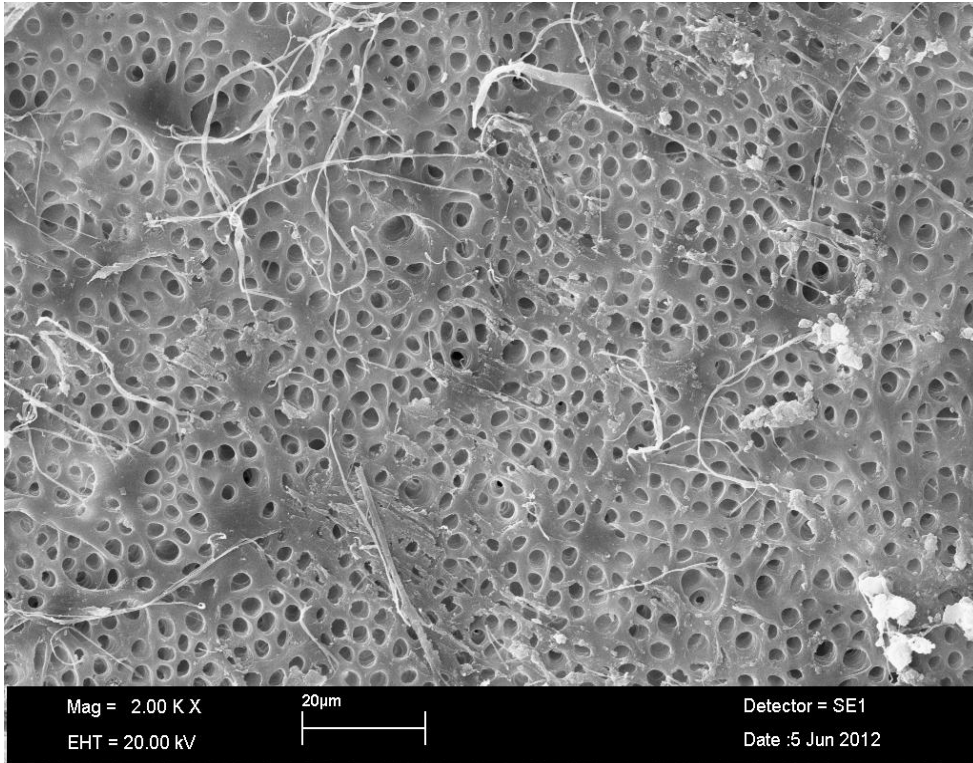
Şekil 4.16 Grup 2 (1,5 W) apikal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakası ile örtülü dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000)

**Grup 3 (2 W):** Şekillendirilmesi tamamlanan kök kanallarına 2 W KTP lazer uygulaması yapılan bu grupta; örneklerin orta ve apikal üçte birlik bölgelerinde çoğunlukla tüm dentin duvarını örten homojen smear tabakasının mevcut olduğu gözlemlendi. Bu bölgelerdeki dentin tübüllerinin genellikle smear tabakası ve debrisle tıkalı olduğu belirlendi. Koronal üçte birlik bölgede smear tabakasının varlığı ile birlikte bazı dentin tübül ağzlarının açık olduğu izlendi ve smear tabakası varlığı açısından en yüksek skorlar apikal üçte birlik bölgede tespit edildi (Şekil 4.17- 4.23).

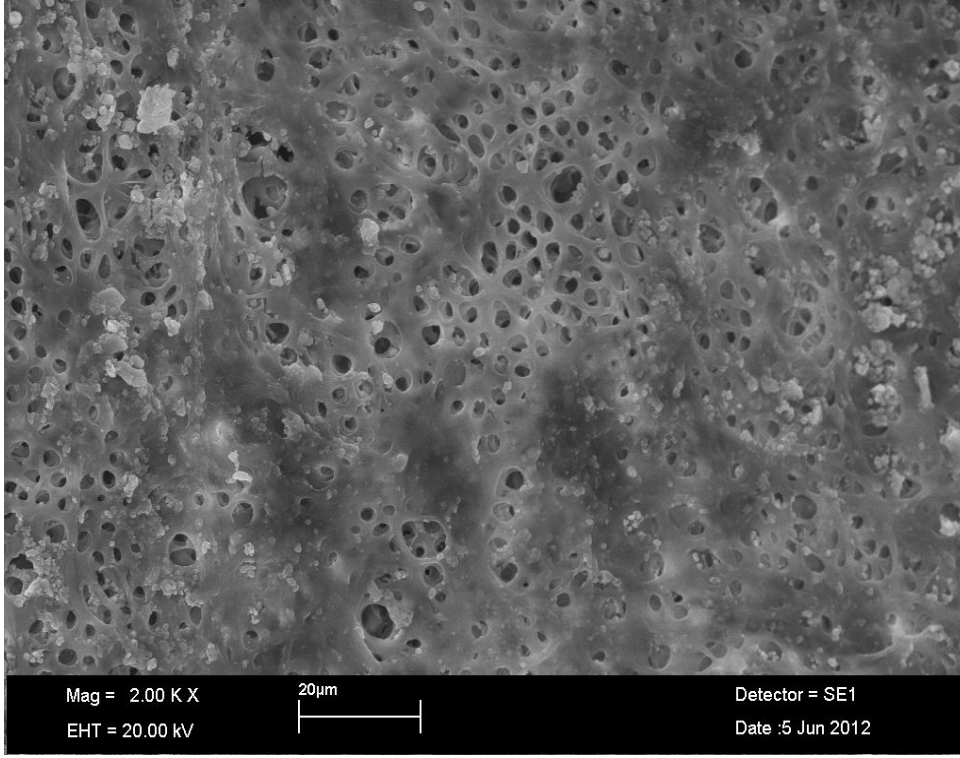




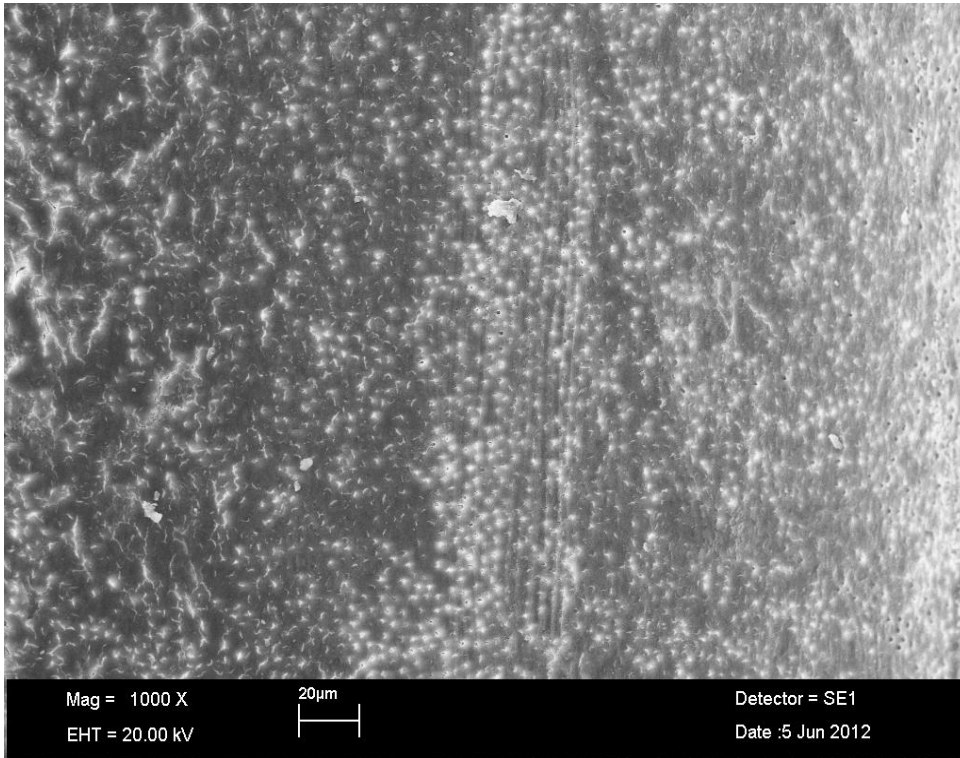
Şekil 4.17 Grup 3 (2 W) koronal üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübül ağzlarının ince bir çatlak şeklindeki SEM görüntüsü (x1000)



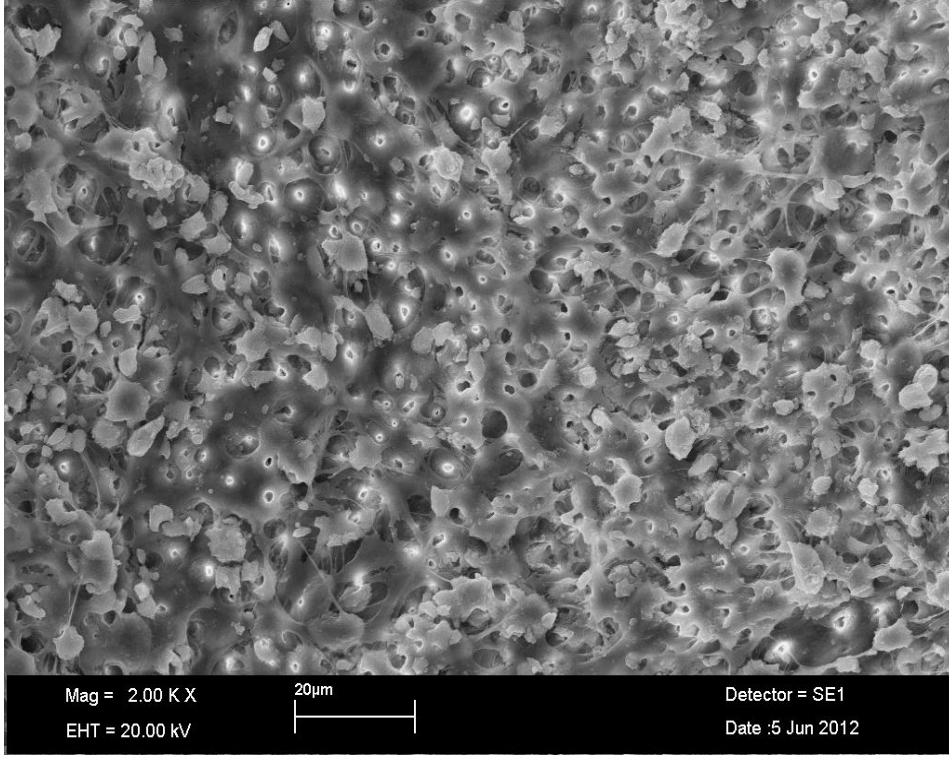
Şekil 4.18 Grup 3 (2 W) koronal üçte birlik bölgede açık dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000)



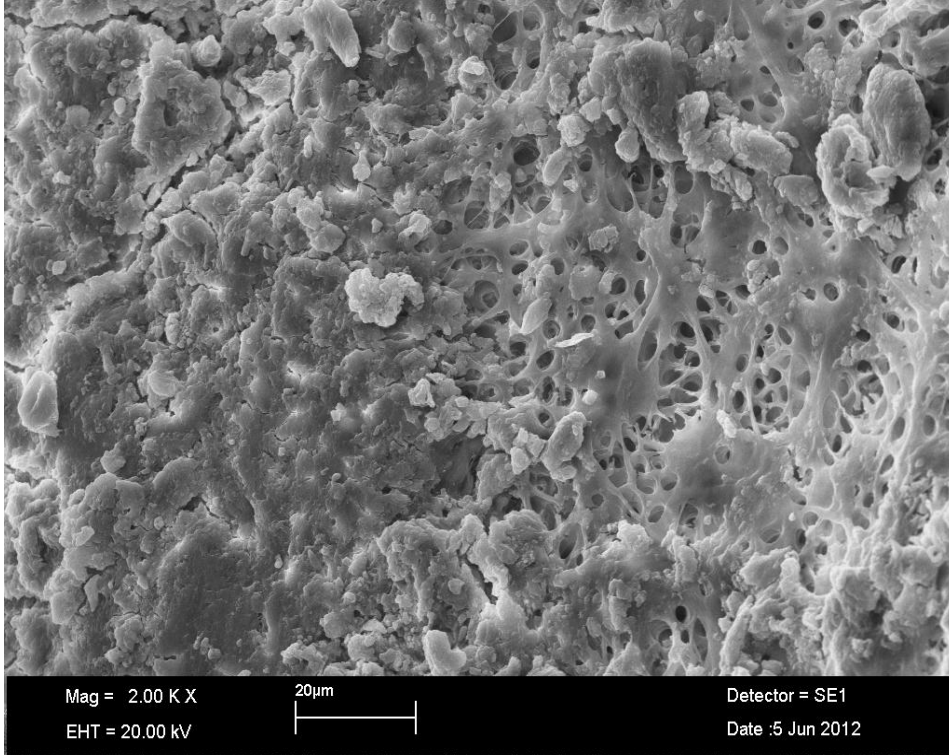
Şekil 4.19 Grup 3 (2 W) koronal üçte birlik bölgede erime sahaları ve yer yer erime sonrası birleşmiş dentin sahalarının SEM görüntüsü (x2000)



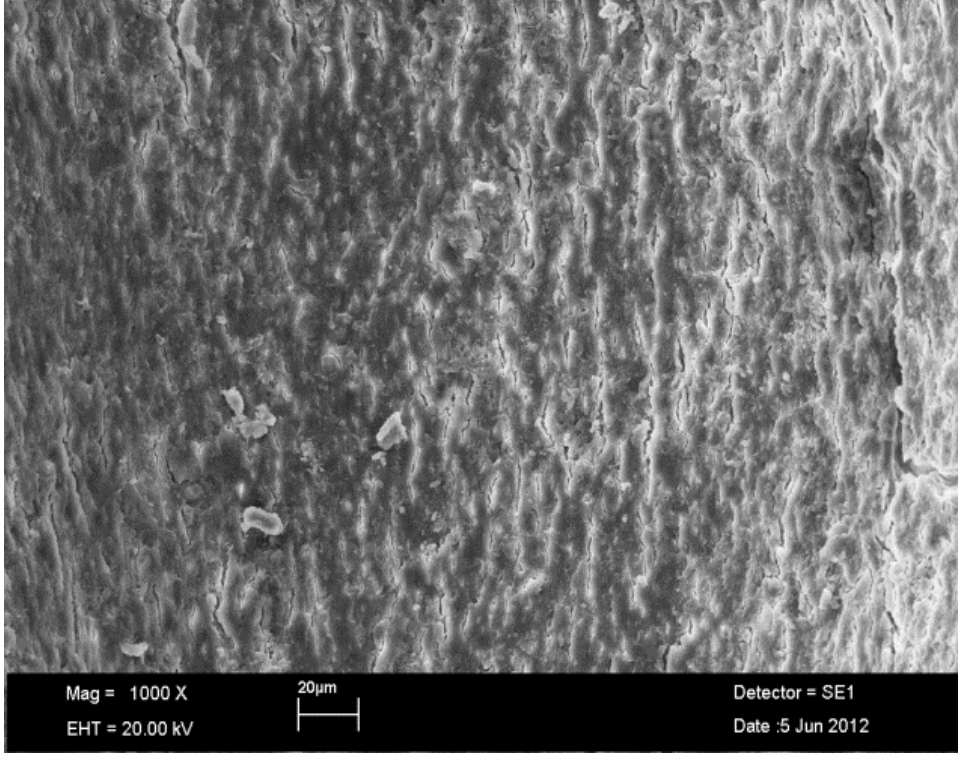
Şekil 4.20 Grup 3 (2 W) orta üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübül ağzlarının ince bir çatlak şeklindeki SEM görüntüsü (x1000)



Şekil 4.21 Grup 3 (2 W) orta üçte birlik bölgede erime sahaları ve yer yer erime sonrası birleşmiş ve rekristalize olmuş dentin sahalarının SEM görüntüsü (x2000)

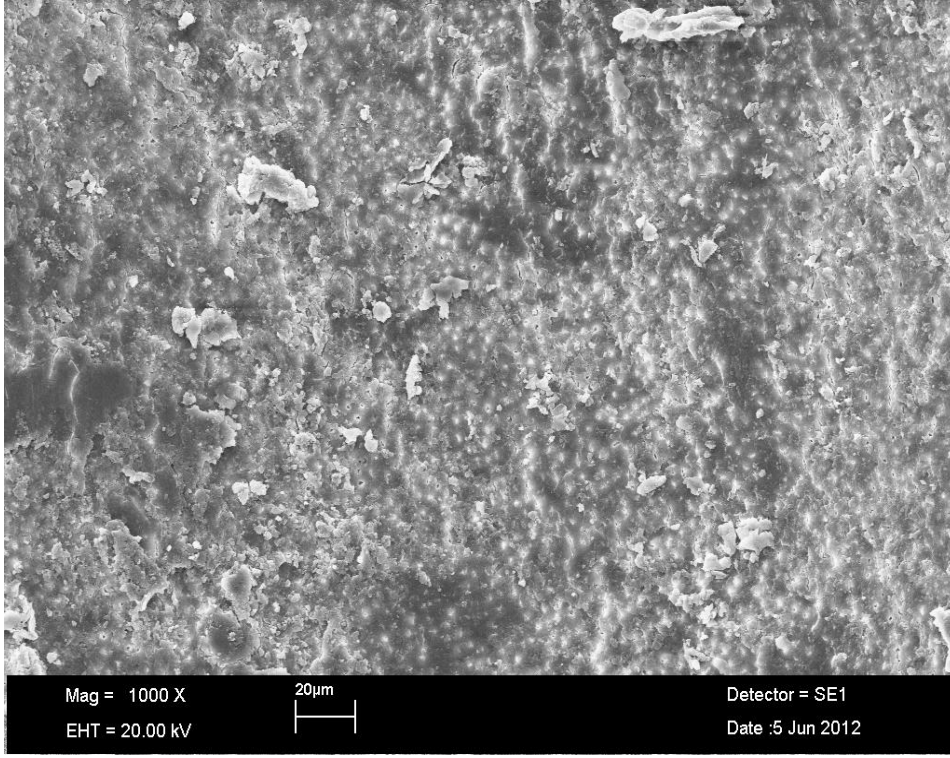


Şekil 4.22 Grup 3 (2 W) orta üçte birlik bölgede hem yoğun smear tabakası hem de parsiyel erime sahalarının görünümü (x2000)

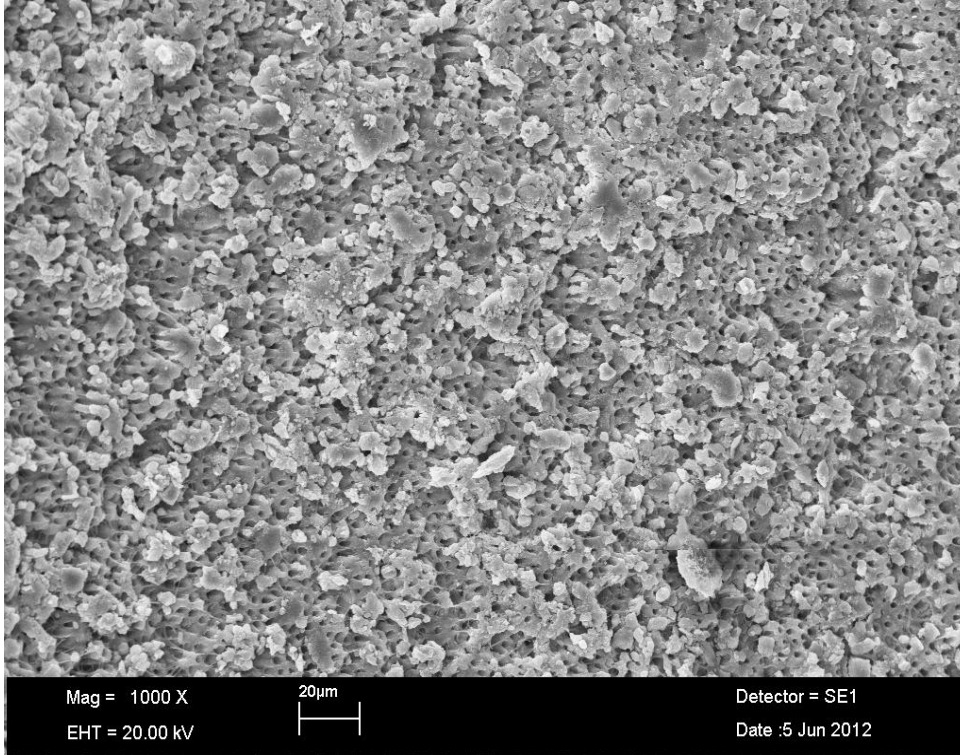


Şekil 4.23 Grup 3 (2 W) apikal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000)

**Grup 4 (3 W):** Şekillendirilmesi tamamlanan kök kanallarına 3 W KTP lazer uygulaması yapılan bu grupta; örneklerin koronal, orta ve apikal üçte birlik bölgelerinde çoğunlukla tüm dentin duvarını örten smear tabakasının mevcut olduğu gözlemlendi. Bu bölgelerdeki dentin tübüllerinin smear tabakası ve debrisle tıkalı olduğu belirlendi ve smear tabakası varlığı açısından en yüksek skorlar apikal üçte birlik bölgede tespit edildi (Şekil 4.24 - 4.28).

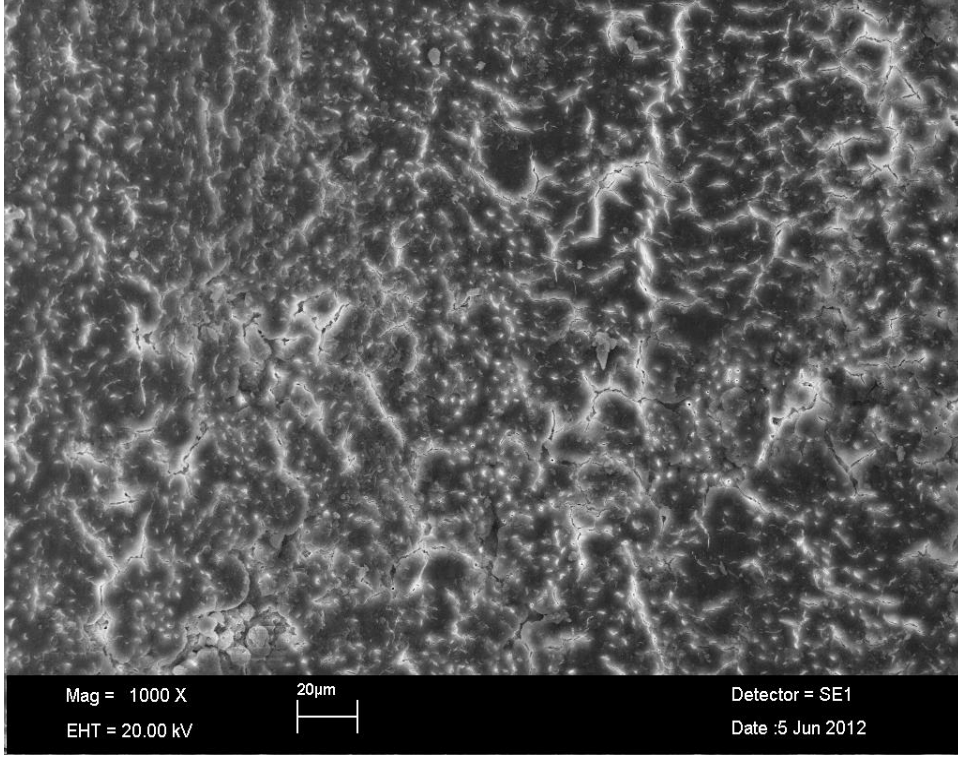


Şekil 4.24 Grup 4 (3 W) koronal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakası SEM görüntüsü (x1000)

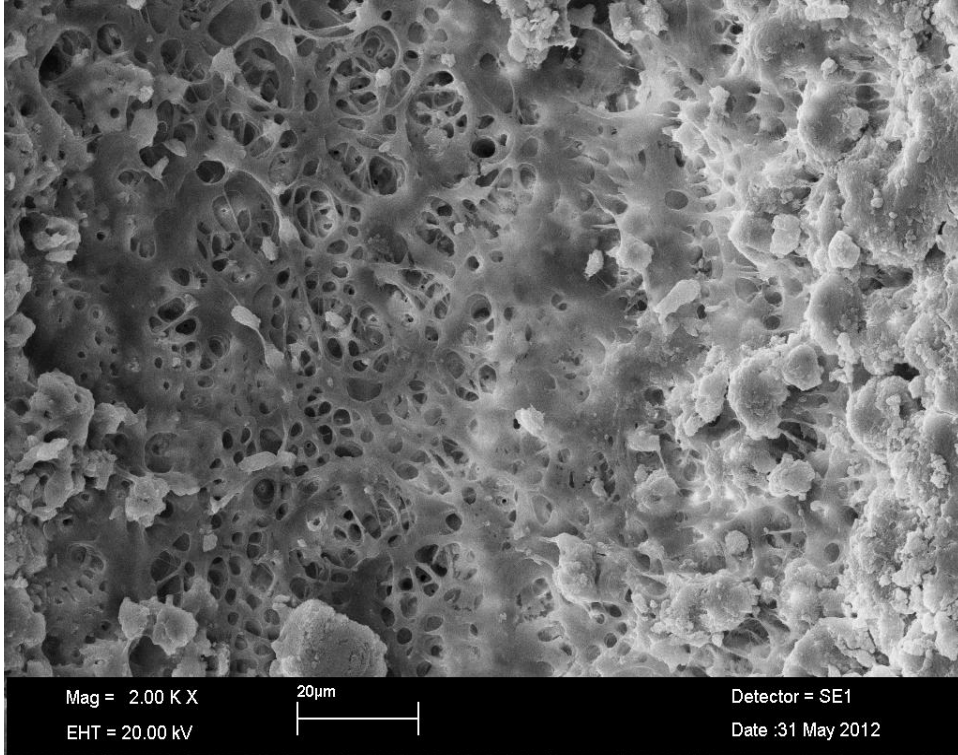


Şekil 4.25 Grup 4 (3 W) koronal üçte birlik bölgede smear tabakası ile birlikte kanal şekillendirilmesi sırasında aletlerle dokunulmamış kalkosferik dentin yapısının SEM görüntüsü (x1000)

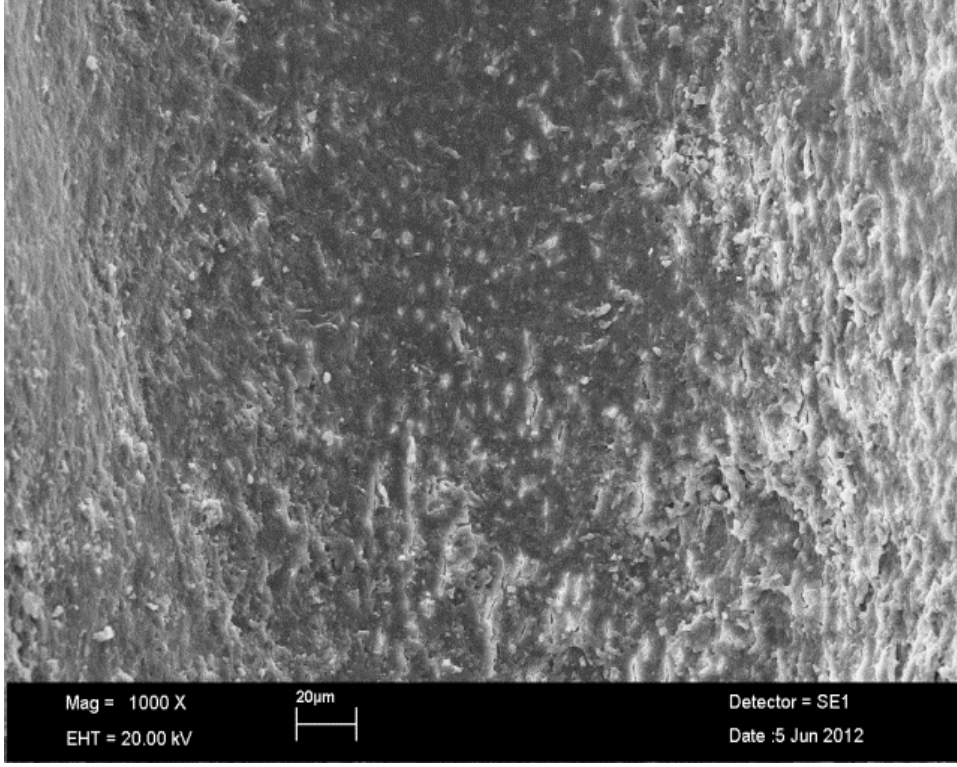




Şekil 4.26 Grup 4 (3 W) orta üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübül ağzlarının ince bir çatlak şeklindeki SEM görüntüsü (x1000)

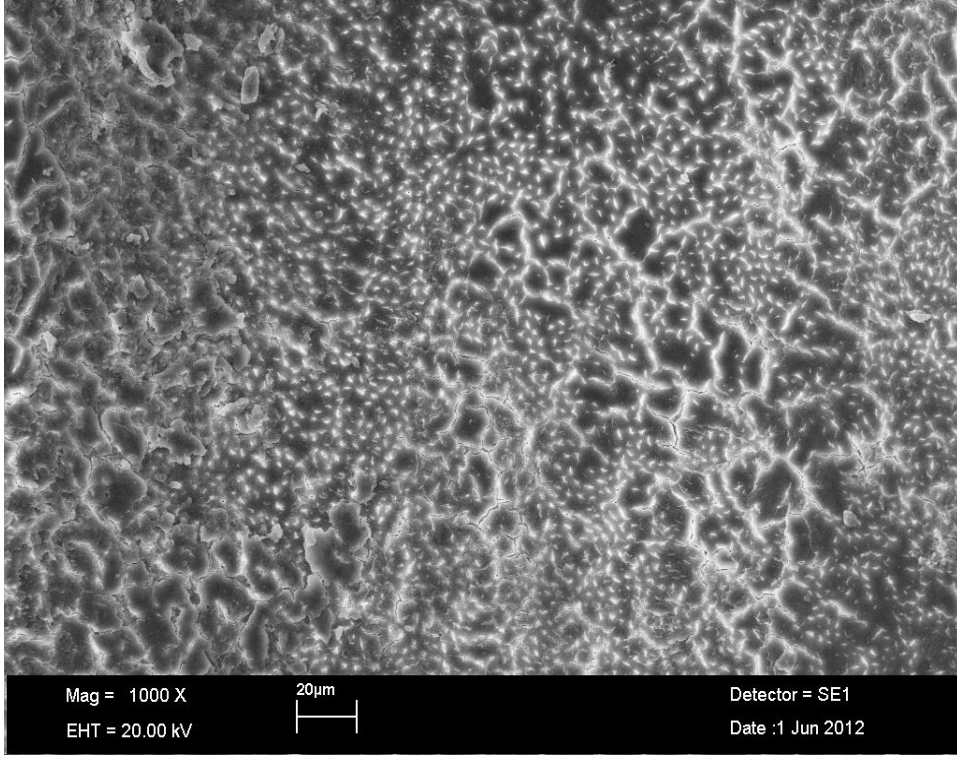


Şekil 4.27 Grup 4 (3 W) orta üçte birlik bölgede hem yoğun smear tabakası hem de parsiyel erime sahalarının görünümü (x2000)

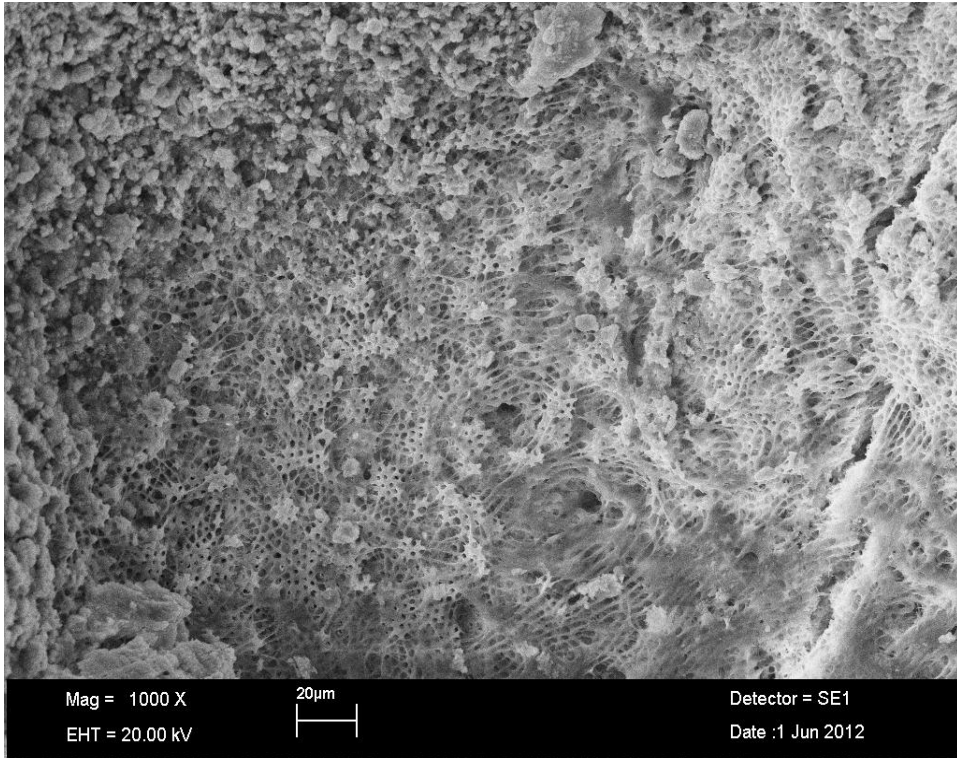


Şekil 4.28 Grup 4 (3 W) apikal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000)

**Grup 5 (4 W):** Şekillendirilmesi tamamlanan kök kanallarına 4 W KTP lazer uygulaması yapılan bu grupta; örneklerin orta ve apikal üçte birlik bölgelerinde çoğunlukla tüm dentin duvarını örten homojen smear tabakasının mevcut olduğu gözlemlendi. Bu bölgelerdeki dentin tübüllerinin smear tabakası ve debrisle tıkalı olduğu belirlendi. Koronal üçte birlik bölgede smear tabakasının varlığı ile birlikte bazı dentin tübül ağzılarının açık olduğu izlendi ve smear tabakası varlığı açısından en yüksek skorlar apikal üçte birlik bölgede tespit edildi ( Şekil 4. 29 - 4.33).

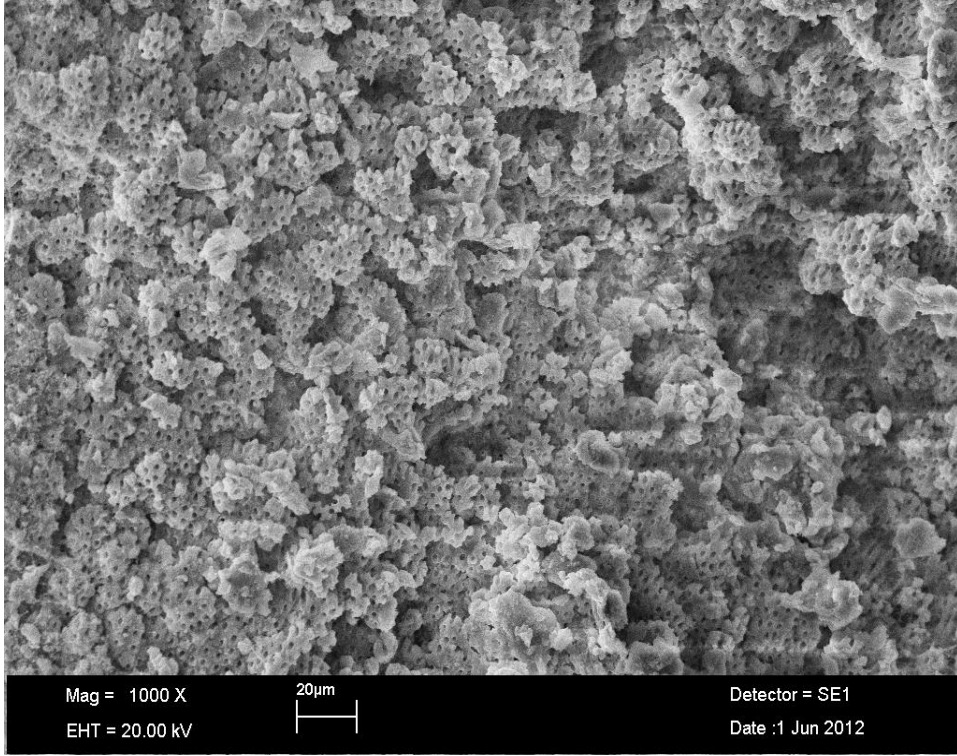


Şekil 4.29 Grup 5 (4 W) koronal üçte birlik bölgede smear tabakası ile örtülü dentin tübül ağzlarının ince bir çatlak şeklindeki SEM görüntüsü (x1000)

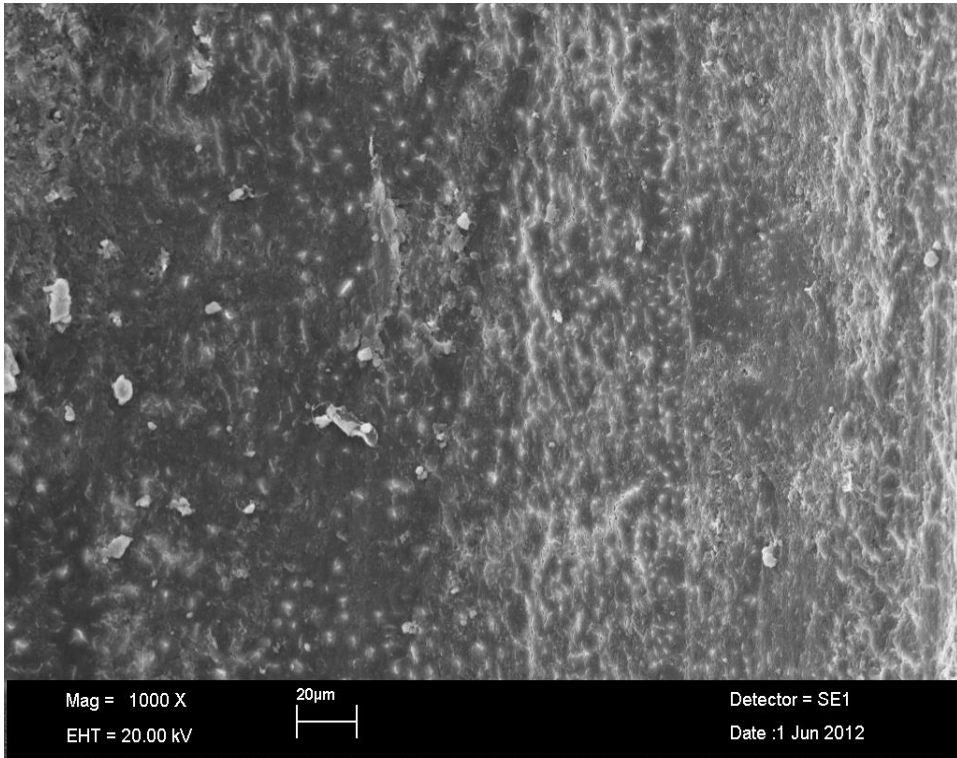


Şekil 4.30 Grup 5 (4 W) koronal üçte birlik bölgede hem yoğun smear tabakası hem de parsiyel erime sahalarının görüntüsü (x2000)

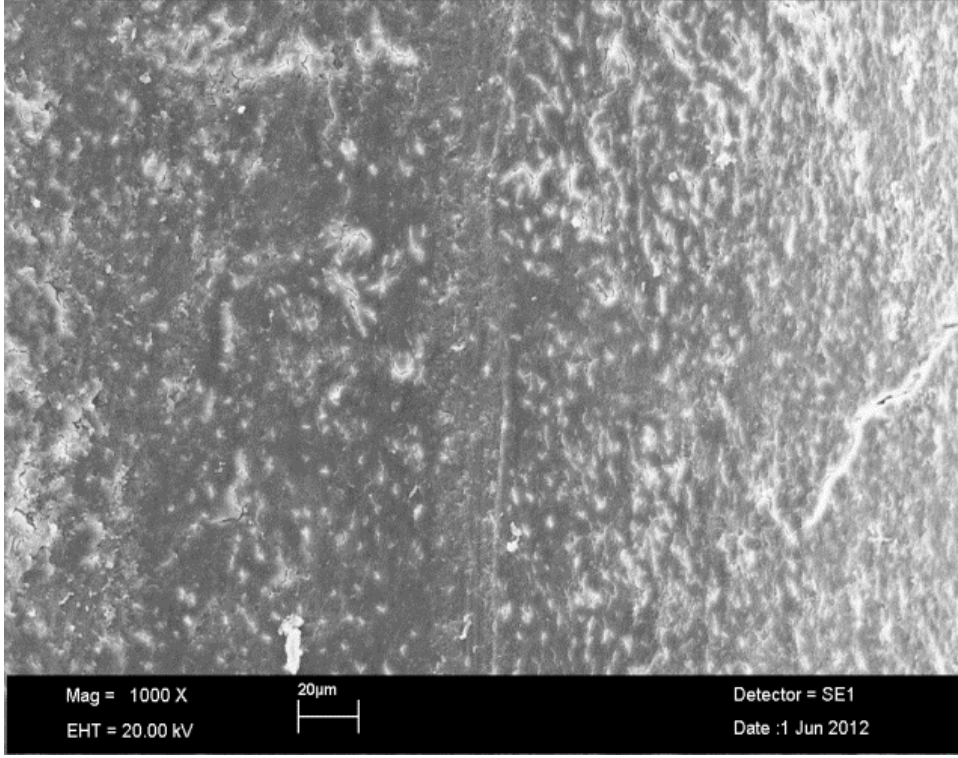




Şekil 4.31 Grup 5 (4 W) koronal üçte birlik bölgede yaygın ve homojen olmayan smear tabakası ile birlikte kanal şekillendirilmesi sırasında aletlerle dokunulmamış kalkosferik dentin yapısının SEM görüntüsü (x1000)

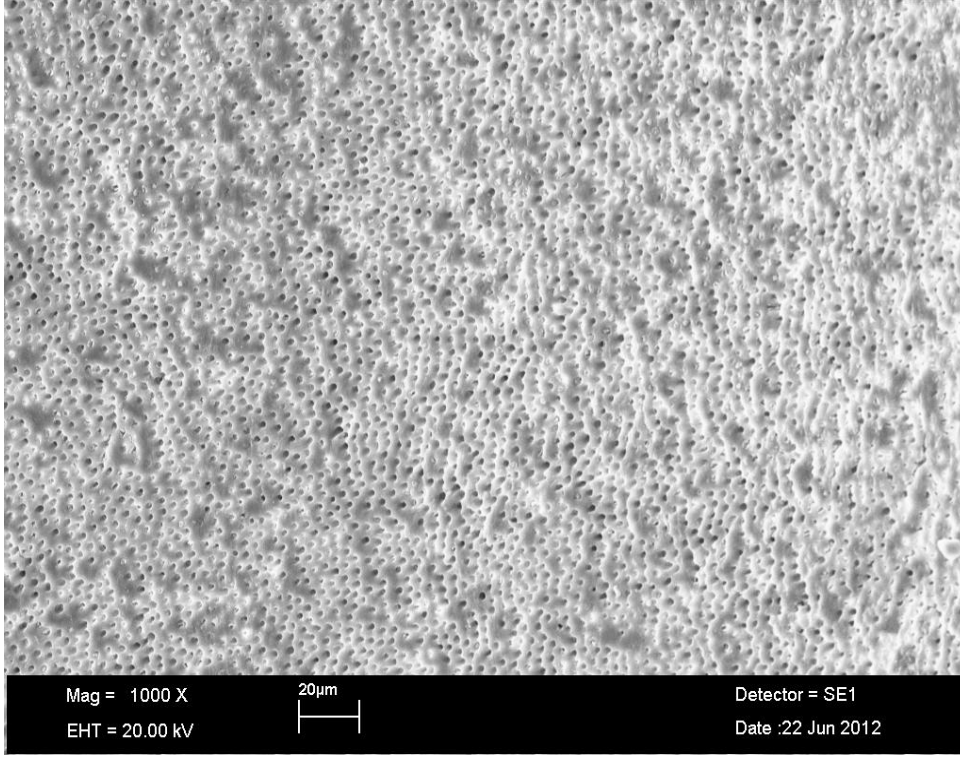


Şekil 4.32 Grup 5 (4 W) orta üçte birlik bölgede yaygın ve homojen smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000)

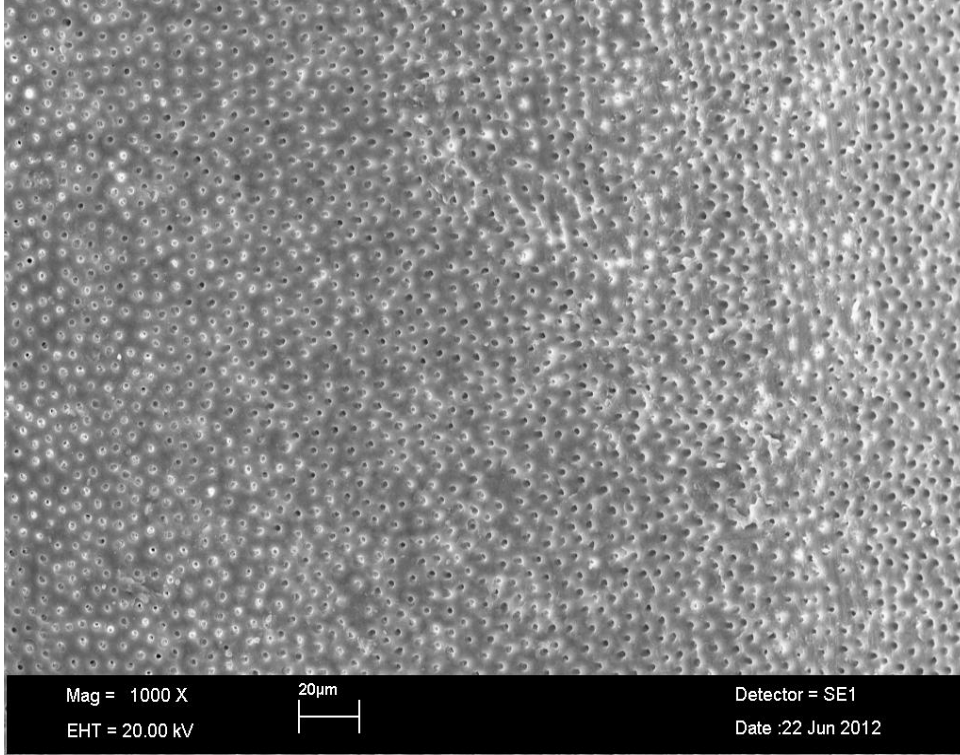


Şekil 4.33 Grup 5 (4 W) apikal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000)

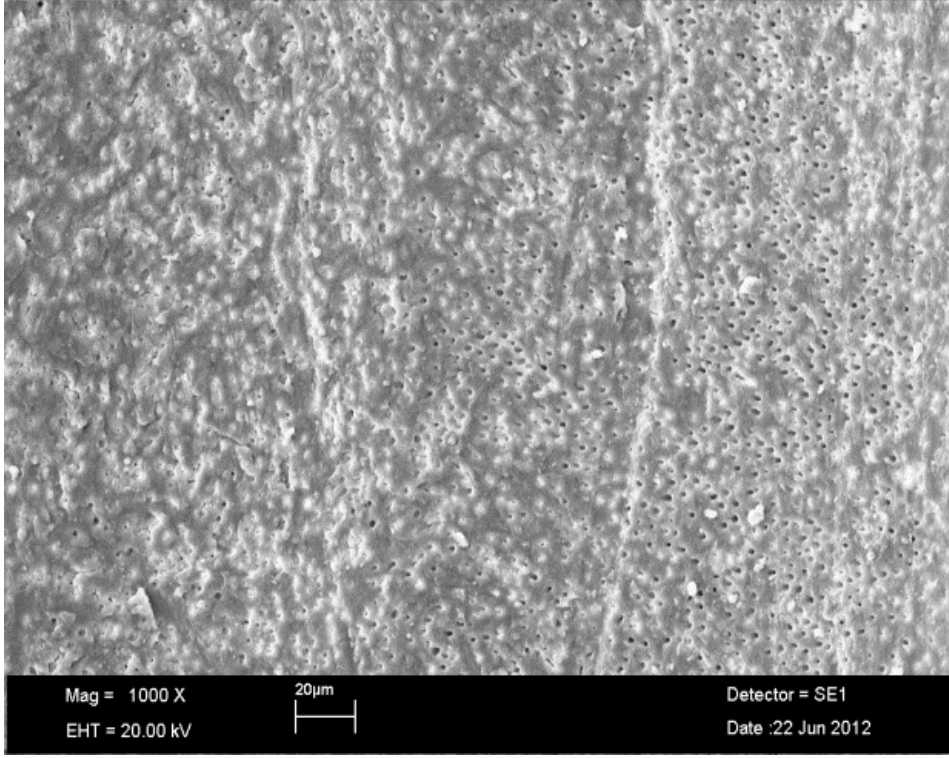
**Grup 6 (Negatif kontrol):** Şekillendirilmesi tamamlanan kök kanallarına % 17'lik EDTA ve ardından 2,5'lik NaOCl uygulaması yapılan bu grupta; örneklerin koronal ve orta üçte birlik bölgelerinde smear tabakasının olmadığı ve dentin tübüllerinin ağzlarının tamamen açık olduğu gözlemlendi. Apikal üçte birlik bölgede ise orta ve koronal üçlüye göre dentin tübül ağzlarının kısmen açık olduğu izlendi (Şekil 4.34 - 4.36).



Şekil 4.34 Grup 6 (%17'lik EDTA + %2,5'lik NaOCl) koronal üçte birlik bölgede tamamen açık dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000)

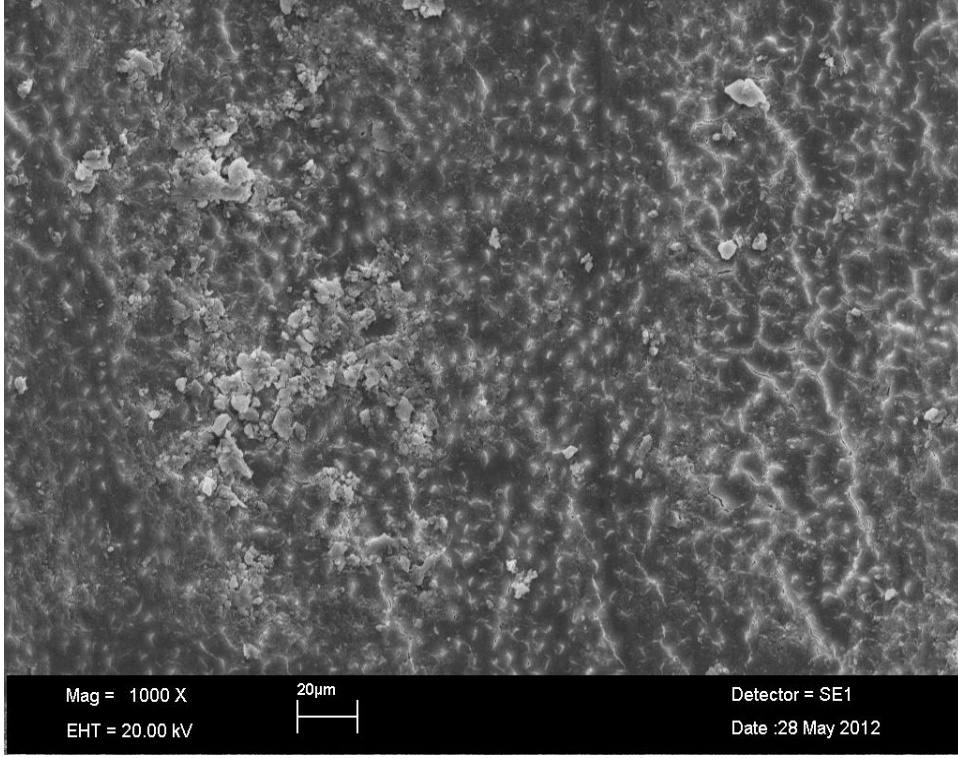


Şekil 4.35 Grup 6 ( %17'lik EDTA + %2,5'lik NaOCl) orta üçte birlik bölgede tamamen açık dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000)

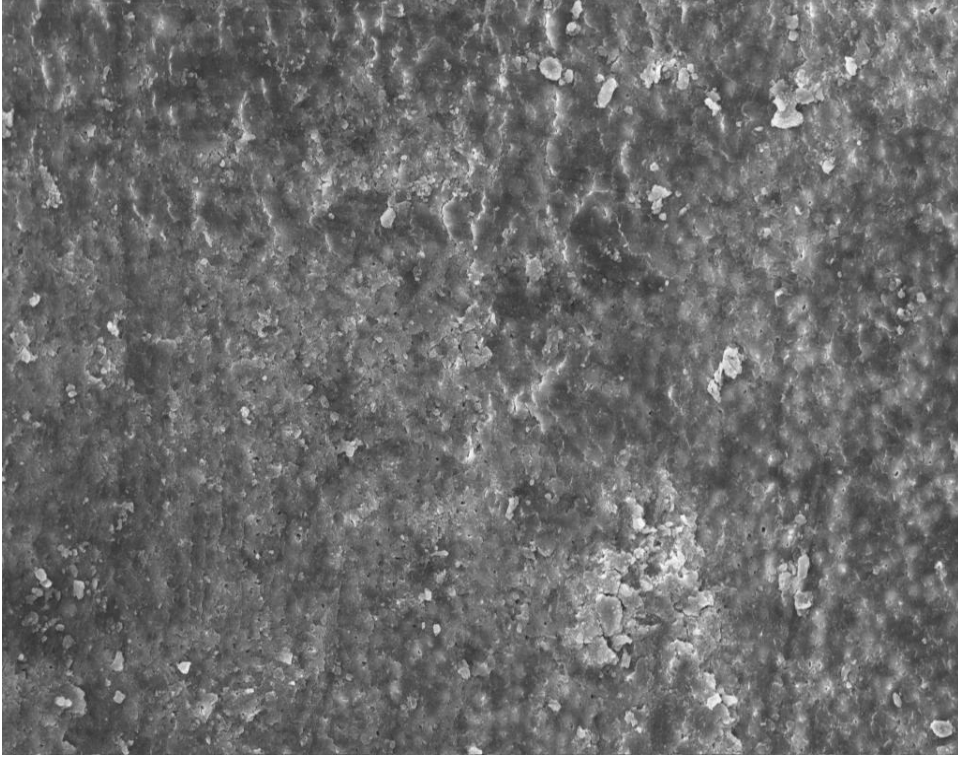


Şekil 4.36 Grup 6 (%17'lik EDTA + %2,5'lik NaOCl) apikal üçte birlik bölgede yer yer smear tabakası ile örtülü açık dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (x1000)

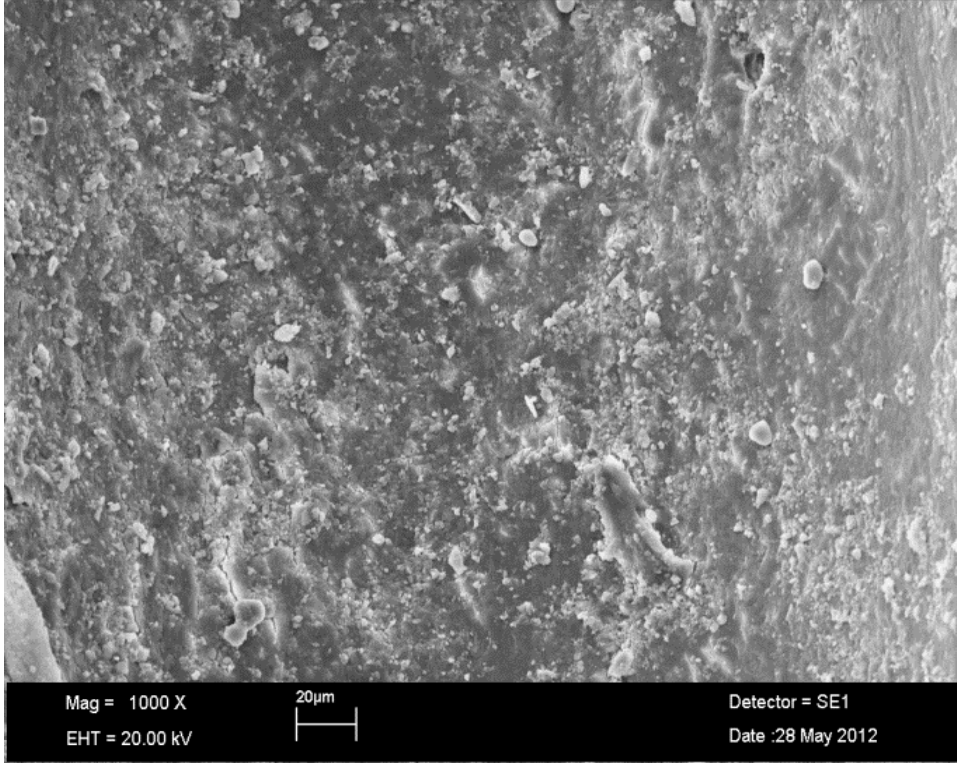
**Grup 7 (Pozitif kontrol) :** Şekillendirilmesi tamamlanan kök kanallarına % 2,5'lik NaOCl uygulaması yapılan bu grupta; örneklerin koronal, orta ve apikal üçte birlik bölgelerde tüm kök yüzeyini örten yoğun homojen olmayan smear tabakası olduğu, bu bölgelerdeki dentin tübüllerinin tamamen smear tabakası ve debrisle tıkalı olduğu gözlemlendi. En fazla düzensiz smear tabakasının bu grupta olduğu ve apikal üçte birlik bölgede smear tabakasının daha yoğun bir hal aldığı izlendi (Şekil 4.37 - 4.39).



Şekil 4.37 Grup 7 (%2,5'lik NaOCl) koronal üçte birlik bölgede yoğun smear tabakası SEM görüntüsü (x1000)



Şekil 4.38 Grup 7 (%2,5'lik NaOCl) orta üçte birlik bölgede yaygın ve homojen olmayan smear tabakasının SEM görüntüsü (x1000)



Şekil 4.39 Grup 7 (%2,5'lik NaOCl) apikal üçte birlik bölgede yaygın ve homojen olmayan smear tabakasının SEM görüntüsü

## 4.2.1 SEM Görüntülerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

### 4.2.1.1.Bölgelere Göre Gruplar Arası Farklılıkların Değerlendirilmesi

Gruplara ve bölgelere ait smear tabakası skorları ortalama değerleri hesaplandı ve istatistiksel değerlendirme bu verilere göre yapıldı (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2 Gruplara ve bölgelere ait smear skor ortalamaları

GRUPLAR	APİKAL $\bar{X} \pm S$	ORTA $\bar{X} \pm S$	KORONAL $\bar{X} \pm S$	SONUÇ
GRUP 1 (1 W)	3,94 ± 0,74	3,64 ± 0,49	3,52 ± 0,71	KW=2,70 P=0,259
GRUP 2 (1,5 W)	4,00 ± 0,00	2,88 ± 0,48	3,05 ± 0,96	KW=27,29 P=0,001*
GRUP 3 (2 W)	4,00 ± 0,50	3,05 ± 0,74	2,76 ± 0,75	KW=22,88 P=0,001*
GRUP 4 (3 W)	3,88 ± 0,60	3,47 ± 0,51	3,00 ± 0,86	KW=11,43 P=0,003*
GRUP 5 (4 W)	3,64 ± 0,49	3,35 ± 0,60	2,76 ± 1,25	KW=5,39 P=0,068
GRUP 6 (EDTA)	2,41 ± 0,50	1,35 ± 0,78	1,23 ± 0,43	KW=27,11 P=0,001*
GRUP 7 ( NaOCl)	4,35 ± 0,70	3,52 ± 0,51	3,00 ± 0,86	KW=19,46 P=0,001*
SONUÇ	KW=54,41 P=0,001*	KW=52,87 P=0,001*	KW=41,42 P=0,001*	

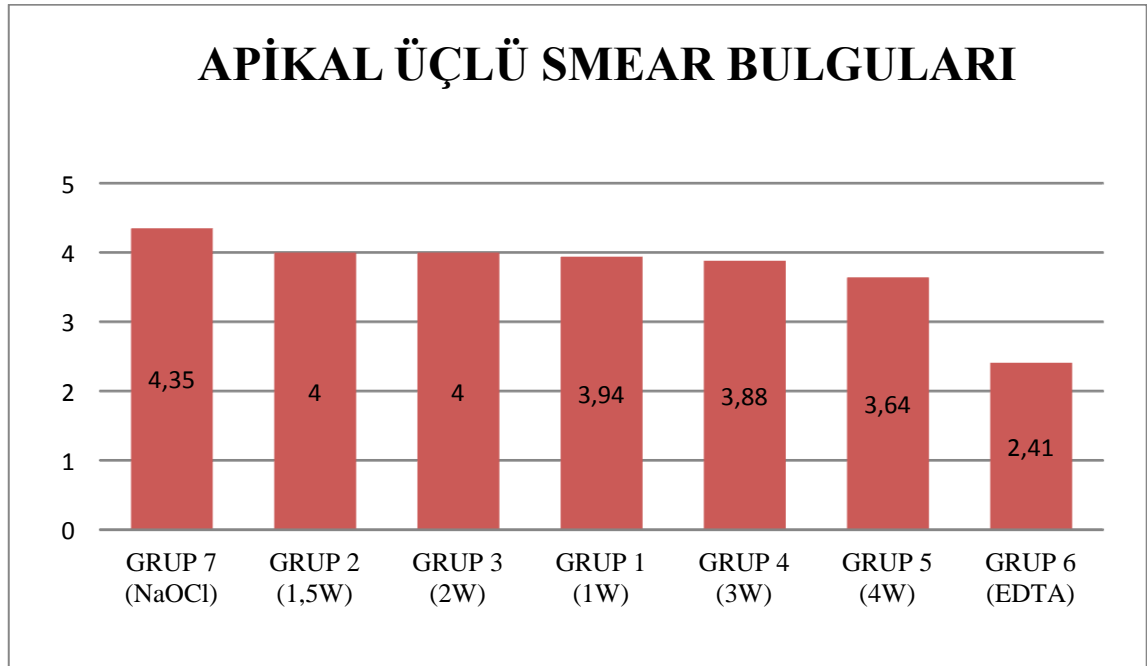
\* (P<0,05)

Kök kanallarının apikal üçte birlik bölgesinde x1000 büyütmede elde edilen smear gözlem değerleri incelendiğinde en düşük smear gözlem değeri 2,41 ± 0,50 ile grup 6 ( EDTA)'da hesaplandı. Bunu sırası ile 3,64 ± 0,49 ile grup 5 (4 W), 3,88 ± 0,60 ile



grup 4 (3 W),  $3,94 \pm 0,74$  ile grup 1 (1 W),  $4,00 \pm 0,50$  ile grup 3 (2 W),  $4,00 \pm 0,00$  ile grup 2 (1,5 W) ve  $4,35 \pm 0,70$  ile Grup 7 (NaOCl)'nin izlediği görüldü (Şekil 4.40).

Bu bölgede elde edilen smear tabakasına ait skorlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı farklılıklar elde edildi ( $P<0,05$ ). Buna göre; grup 6 (EDTA) ile tüm gruplar arasındaki ve Grup 7 (NaOCl) ile grup 5 (4W) arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $P>0,05$ ).

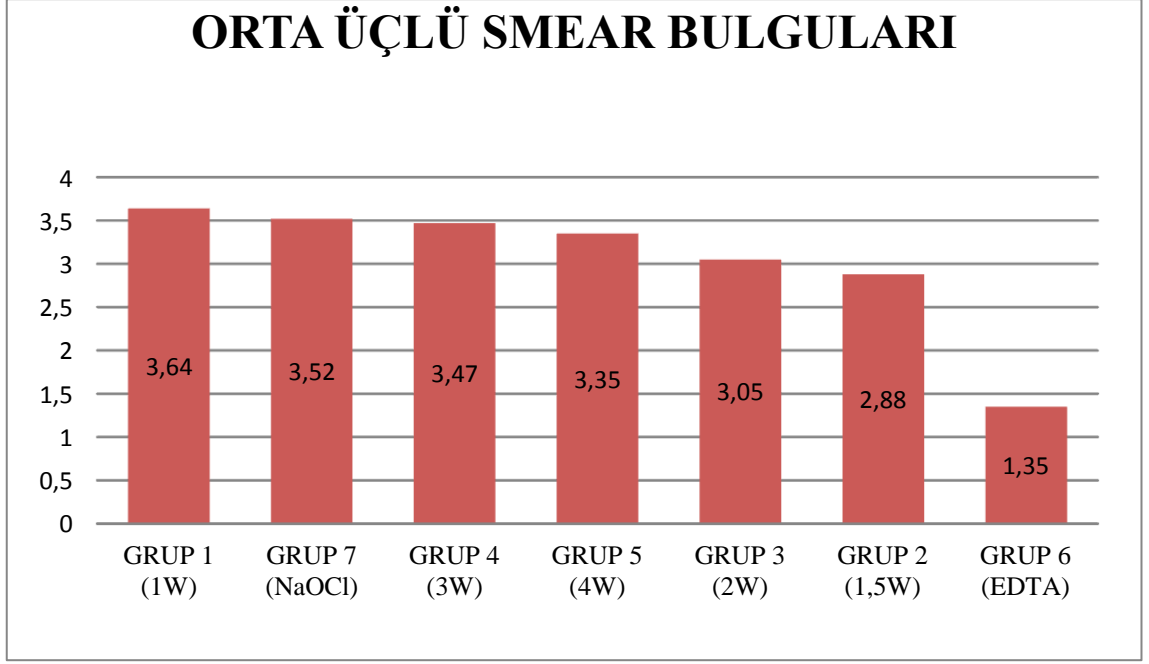


Şekil 4.40 Gruplara ait apikal üçlü smear skor ortalama değerleri

Kök kanallarının orta üçte birlik bölgesinde x1000 büyütmede elde edilen smear gözlem değerleri incelendiğinde en düşük smear gözlem değeri  $1,35 \pm 0,78$  ile grup 6 (EDTA) 'da hesaplandı. Bunu sırası ile  $2,88 \pm 0,48$  ile grup 2 (1,5 W),  $3,05 \pm 0,74$  ile grup 3 (2 W),  $3,35 \pm 0,60$  ile grup 5 (4 W),  $3,47 \pm 0,51$  ile grup 4 (3 W),  $3,52 \pm 0,51$  ile Grup 7 (NaOCl) ve  $3,64 \pm 0,49$  ile grup 1 (1 W)'in izlediği görüldü (Şekil 4.41).

Bu bölgede elde edilen smear tabakasına ait skorlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı farklılıklar elde edildi ( $P<0,05$ ). Buna göre; grup 6 (EDTA) ile tüm gruplar arasındaki, Grup 7 (NaOCl) ile grup 2 (1,5 W) arasındaki ve grup 1 (1 W) ile grup 2 (1,5 W) arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $P>0,05$ ).

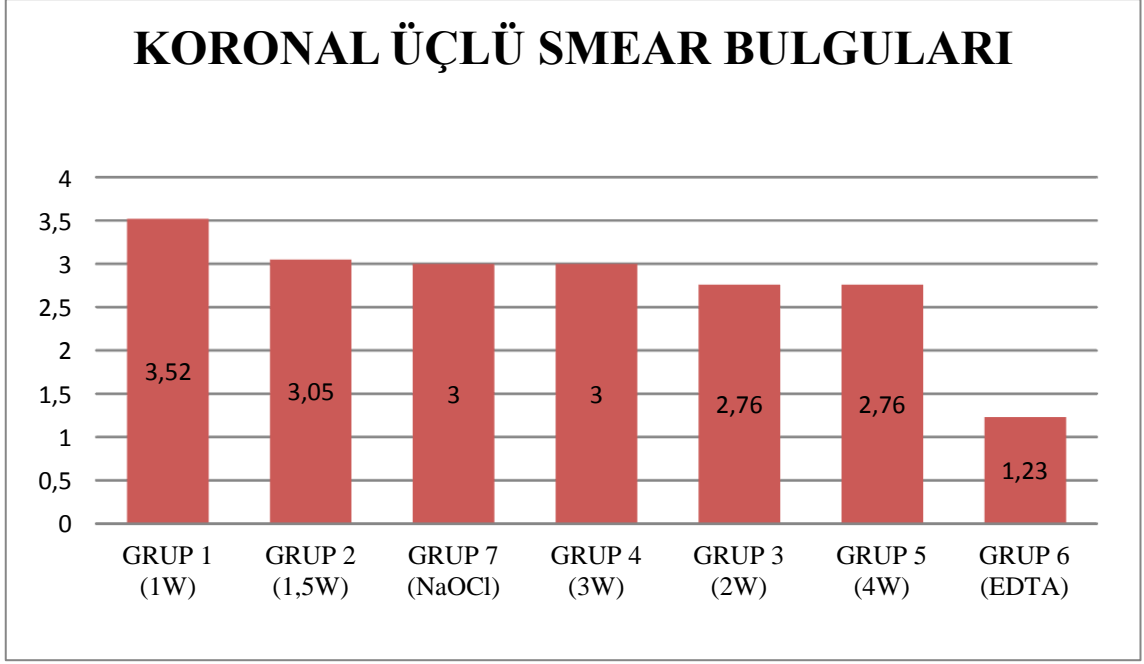




Şekil 4.41 Gruplara ait orta üçlü smear skor ortalama değerleri

Kök kanallarının koronal üçte birlik bölgesinde x1000 büyütmede elde edilen smear gözlem değerleri incelendiğinde en düşük smear gözlem değeri  $1,23 \pm 0,43$  ile grup 6 (EDTA)'da hesaplandı ve bunu sırasıyla  $2,76 \pm 1,25$  ile grup 5 (4 W),  $2,76 \pm 0,75$  ile grup 3 (2 W),  $3,00 \pm 0,86$  ile grup 4 (3 W) ve Grup 7 (NaOCl),  $3,05 \pm 0,96$  grup 2 (1,5 W),  $3,52 \pm 0,71$  ile grup 1 (1 W)'in izlediği görüldü (Şekil 4.42).

Bu bölgede elde edilen smear tabakasına ait skorlar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı farklılıklar elde edildi ( $P < 0,05$ ). Buna göre; grup 6 (EDTA) ile tüm gruplar arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P < 0,05$ ), diğer gruplar arasındaki farklılığın önemsiz olduğu görüldü ( $P > 0,05$ ).



Şekil 4.42 Gruplara ait koronal üçlü smear skor ortalama değerleri

#### 4.2.1.2 Grup İçi Bölgeler Arası Değerlendirme Bulguları

Grup 1 (1 W)'de en düşük smear gözlem değeri  $3,52 \pm 0,71$  ile koronal üçte birlik bölgede hesaplandı. Bunu sırasıyla  $3,64 \pm 0,49$  ile orta üçlü,  $3,94 \pm 0,74$  ile apikal üçlü bölgelerinin izlediği görüldü. Grup 1 (1 W)'de farklı bölgelerden elde edilen smear gözlem değeri farklılıkları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $P>0,05$ ).

Grup 2 (1,5 W)'de en düşük smear gözlem değeri  $2,88 \pm 0,48$  ile orta üçte birlik bölgede hesaplandı. Bunu sırasıyla  $3,05 \pm 0,96$  ile koronal üçlü,  $4,00 \pm 0,00$  ile apikal üçlü bölgelerinin izlediği görüldü. Grup 2 (1,5 W)'de farklı bölgelerden elde edilen smear gözlem değeri farklılıkları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde bölgeler arasında anlamlı farklılıklar elde edildiği görüldü ( $P<0,05$ ). Buna göre apikal üçlü ile orta üçlü ve koronal üçlü bölgeleri arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer bölgeler arasındaki fark önemsiz bulundu ( $P>0,05$ ).

Grup 3 (2 W)'de en düşük smear gözlem değeri  $2,76 \pm 0,75$  ile koronal üçte birlik bölgede hesaplandı. Bunu sırasıyla  $3,05 \pm 0,74$  ile orta üçlü,  $4,00 \pm 0,50$  ile apikal üçlü bölgelerinin izlediği görüldü. Grup 3 (2 W)'de farklı bölgelerden elde edilen smear

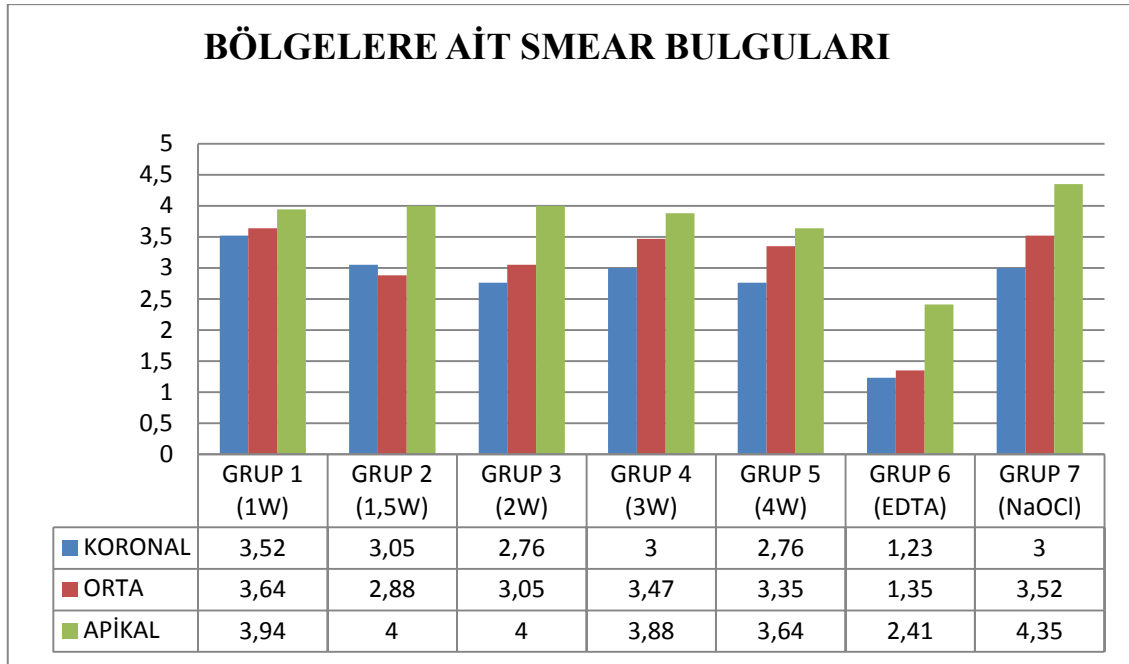
gözlem değeri farklılıkları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde bölgeler arasında anlamlı farklılıklar elde edilmiştir ( $P<0,05$ ). Buna göre apikal üçlü ile orta üçlü ve koronal üçlü bölgeleri arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer bölgeler arasındaki fark önemsiz bulunmuştur ( $P>0,05$ ).

Grup 4 (3 W)'de en düşük smear gözlem değeri  $3,00 \pm 0,86$  ile koronal üçte birlik bölgede hesaplandı. Bunu sırasıyla  $3,47 \pm 0,51$  ile orta üçlü,  $3,88 \pm 0,60$  ile apikal üçlü bölgelerinin izlediği görüldü. Grup 4 (3 W)'de farklı bölgelerden elde edilen smear gözlem değeri farklılıkları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde bölgeler arasında anlamlı farklılıklar elde edilmiştir ( $P<0,05$ ). Buna göre apikal üçlü ile koronal üçlü bölgeleri arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer bölgeler arasındaki fark önemsiz bulunmuştur ( $P>0,05$ ).

Grup 5 (4 W)'de en düşük smear gözlem değeri  $2,76 \pm 1,25$  ile koronal üçte birlik bölgede hesaplandı. Bunu sırasıyla  $3,35 \pm 0,60$  ile orta üçlü,  $3,64 \pm 0,49$  ile apikal üçlü bölgelerinin izlediği görüldü. Grup 5 (4 W)'de farklı bölgelerden elde edilen smear gözlem değeri farklılıkları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde bölgeler arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ( $P>0,05$ ).

Grup 6 (%17'lik EDTA)'da en düşük smear gözlem değeri  $1,23 \pm 0,43$  ile koronal üçte birlik bölgede hesaplandı. Bunu sırasıyla  $1,35 \pm 0,78$  ile orta üçlü,  $2,41 \pm 0,50$  ile apikal üçlü bölgelerinin izlediği görüldü. Grup 6 (%17'lik EDTA)'da farklı bölgelerden elde edilen smear gözlem değeri farklılıkları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde bölgeler arasında anlamlı farklılıklar elde edilmiştir ( $P<0,05$ ). Buna göre apikal üçlü ile orta üçlü ve koronal üçlü bölgeleri arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer bölgeler arasındaki fark önemsiz bulunmuştur ( $P>0,05$ ).

Grup 7 (%2,5'lik NaOCl)'de en düşük smear gözlem değeri  $3,00 \pm 0,86$  ile koronal üçte birlik bölgede hesaplandı. Bunu sırasıyla  $3,52 \pm 0,51$  ile orta üçlü,  $4,35 \pm 0,70$  ile apikal üçlü bölgelerinin izlediği görüldü. Grup 7 (%2,5'lik NaOCl)'de farklı bölgelerden elde edilen smear gözlem değeri farklılıkları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde bölgeler arasında anlamlı farklılıklar elde edilmiştir ( $P<0,05$ ). Buna göre apikal üçlü ile orta üçlü ve koronal üçlü bölgeleri arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer bölgeler arasındaki fark önemsiz bulunmuştur ( $P>0,05$ ).



Şekil 4.43 Grup içi bölgelere ait smear skor ortalama değerleri

#### 4.3. KTP Lazerin Kök Yüzeyinde Meydana Getirdiği Sıcaklık Değişimi

KTP lazer uygulaması süresince kök yüzeylerinde gözlenen en yüksek sıcaklık değeri ile başlangıç sıcaklık değeri arasındaki fark ( $\Delta T$ ) hesaplanarak gruplara ve bölgelere göre sıcaklık artış ortalamaları elde edildi (Çizelge 4.3).

Buna göre, ortalama sıcaklık artışı değerleri birimi  $^{\circ}C$  olacak şekilde; grup 1 (1 W)'de apikal üçlüde  $3,94 \pm 1,36$ , orta üçlüde  $3,16 \pm 0,84$  ve koronal üçlüde  $2,15 \pm 0,67$  olarak, Grup 2 (1,5 W)'de apikal üçlüde  $5,19 \pm 1,62$ , orta üçlüde  $4,40 \pm 1,78$  ve koronal üçlüde  $3,31 \pm 1,17$  olarak, Grup 3 (2 W)'de apikal üçlüde  $5,55 \pm 1,58$ , orta üçlüde  $4,55 \pm 1,16$  ve koronal üçlüde  $3,17 \pm 0,80$  olarak, Grup 4 (3 W)'de apikal üçlüde  $8,21 \pm 1,96$ , orta üçlüde  $8,04 \pm 1,91$  ve koronal üçlüde  $6,42 \pm 1,43$  olarak, Grup 5 (4 W)'de apikal üçlüde  $14,57 \pm 3,49$ , orta üçlüde  $12,08 \pm 2,00$  ve koronal üçlüde  $9,45 \pm 1,34$  olarak hesaplandı.

Çizelge 4.3 Bölgelere ve gruplara göre sıcaklık artış ortalamaları

GRUPLAR	APİKAL ÜÇLÜ $\Delta T$ $\bar{X} \pm S$	ORTA ÜÇLÜ $\Delta T$ $\bar{X} \pm S$	KORONAL ÜÇLÜ $\Delta T$ $\bar{X} \pm S$	SONUÇ
GRUP 1 (1 W)	3,94 ± 1,36	3,16 ± 0,84	2,15 ± 0,67	KW=19,42 P=0,001*
GRUP 2 (1,5 W)	5,19 ± 1,62	4,40 ± 1,78	3,31 ± 1,17	KW=12,03 P=0,002*
GRUP 3 (2 W)	5,55 ± 1,58	4,55 ± 1,16	3,17 ± 0,80	KW=20,71 P=0,001*
GRUP 4 (3 W)	8,21 ± 1,96	8,04 ± 1,91	6,42 ± 1,43	KW=8,94 P=0,011*
GRUP 5 (4 W)	14,57 ± 3,49	12,08 ± 2,00	9,45 ± 1,34	KW=26,37 P=0,001*
SONUÇ	KW=60,76 P=0,001*	KW=64,28 P=0,001*	KW=66,95 P=0,001*	

$\Delta T$ : Lazer uygulama sürecince gözlenen en yüksek sıcaklık ile başlangıç sıcaklık değeri arasındaki fark

\* (P<0,05)

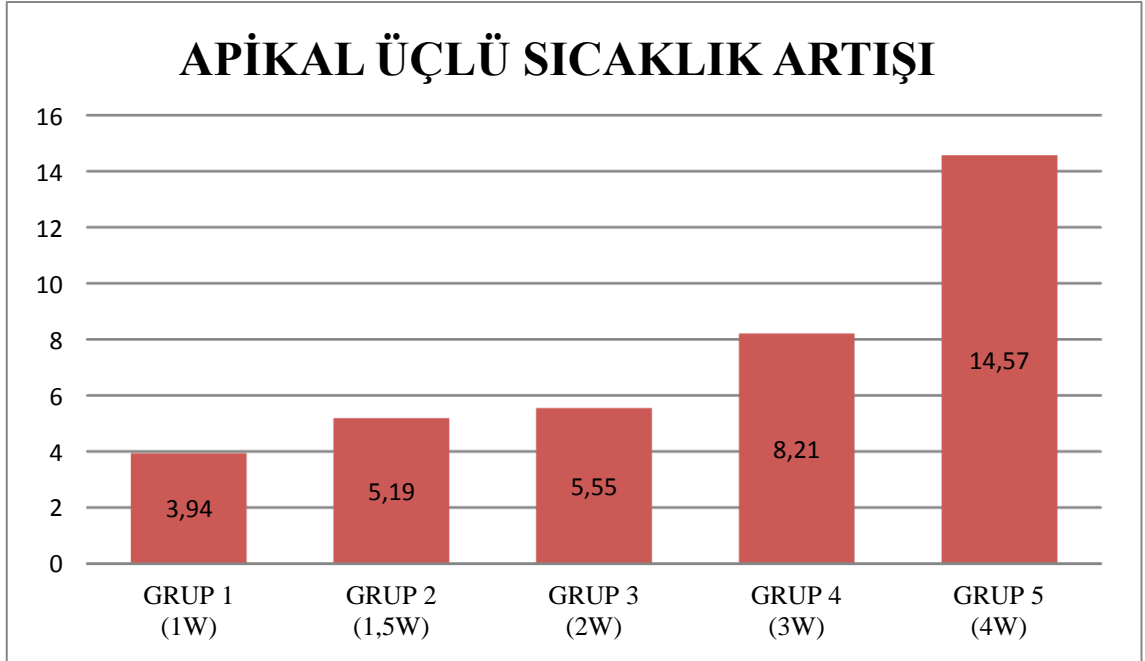
#### 4.3.1 Gruplar Arası Değerlendirme Sonuçları

Kök kanallarının apikal üçlü bölgesine ait sıcaklık artışı ortalama değerleri ile minimum ve maksimum sıcaklık artış değerleri Çizelge 4.4 ve Şekil 4.44’de verilmiştir.

Buna göre gruplara ait apikal üçlü sıcaklık artış değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulundu (P<0,05). Gruplar ikişerli karşılaştırıldığında; Grup 1 (1 W) ile grup 4 (3 W) ve grup 5 (4 W) arasındaki, Grup 2 (1,5 W) ile grup 4 (3W) ve grup 5 (4 W) arasındaki, Grup 3 (2 W) ile grup 4 (3 W) ve grup 5 (4 W) arasındaki, Grup 4 (3 W) ile grup 5 (4 W) arasındaki farklılık önemli bulunurken (P<0,05), diğer gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulundu (P>0,05).

Çizelge 4.4 Apikal üçlü sıcaklık artışı ortalamaları, minimum ve maksimum değerleri

APİKAL ÜÇLÜ	$\Delta T$ $\bar{X} \pm S$	Maksimum $\Delta T/^\circ C$	Minimum $\Delta T/^\circ C$
GRUP 1 (1 W)	3,94 $\pm$ 1,36	6,7	2
GRUP 2 (1,5 W)	5,19 $\pm$ 1,62	8,7	2
GRUP 3 (2 W)	5,55 $\pm$ 1,58	9,1	3,1
GRUP 4 (3 W)	8,21 $\pm$ 1,96	13,1	4,7
GRUP 5 (4 W)	14,57 $\pm$ 3,49	24,6	10



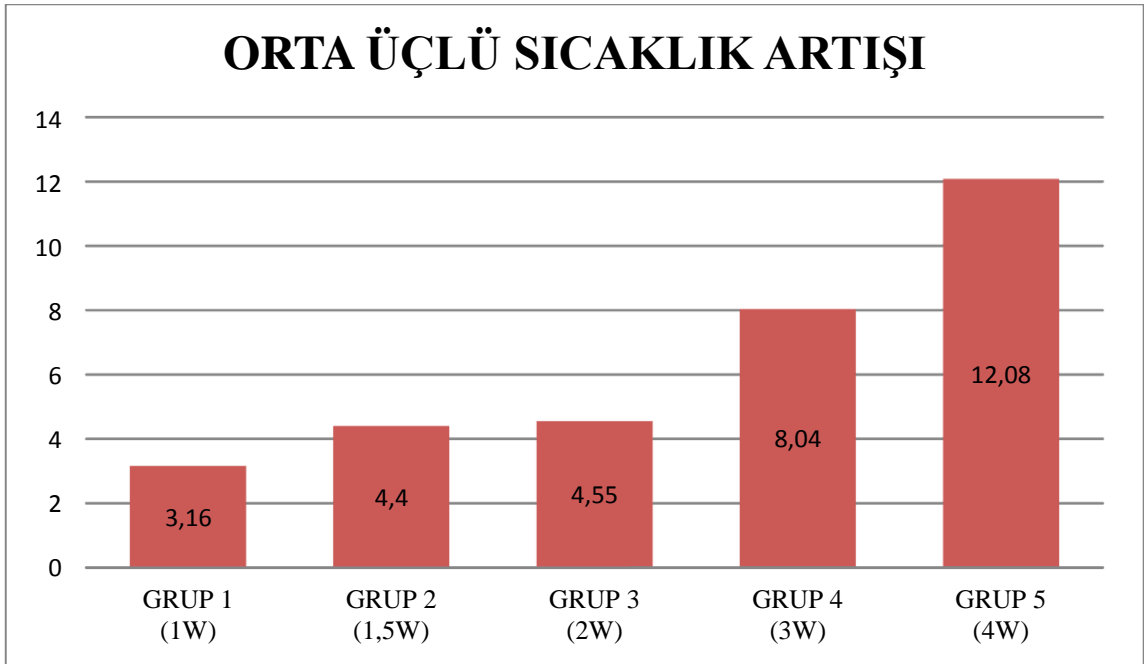
Şekil 4.44 Apikal üçlü sıcaklık artışı ortalama değerleri

Kök kanallarının orta üçlü bölgesine ait sıcaklık artışı ortalama değerleri ile minimum ve maksimum sıcaklık artış değerleri Çizelge 4.5 ve Şekil 4.45’de verilmiştir. Buna göre gruplara ait orta üçlü sıcaklık artış değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası

farklılık önemli bulundu ( $P < 0,05$ ). Gruplar ikişerli karşılaştırıldığında; Grup 1 (1 W) ile grup 4 (3 W) ve grup 5 (4 W) arasındaki, Grup 2 (1,5 W) ile grup 4 (3 W) ve grup 5 (4 W) arasındaki, Grup 3 (2 W) ile grup 4 (3 W) ve grup 5 (4 W) arasındaki, Grup 4 (3 W) ile grup 5 (4 W) arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P < 0,05$ ), diğer gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $P > 0,05$ ).

Çizelge 4.5 Orta üçlü sıcaklık farkı ortalama, minimum ve maksimum değerleri

ORTA ÜÇLÜ	$\Delta T$ $\bar{X} \pm S$	Maksimum $\Delta T / ^\circ C$	Minimum $\Delta T / ^\circ C$
GRUP 1 (1 W)	3,16 $\pm$ 0,84	4,4	1,8
GRUP 2 (1,5 W)	4,40 $\pm$ 1,78	8,2	1,1
GRUP 3 (2 W)	4,55 $\pm$ 1,16	6,2	2,9
GRUP 4 (3 W)	8,04 $\pm$ 1,91	12,2	5,4
GRUP 5 (4 W)	12,08 $\pm$ 2,00	17	9,5



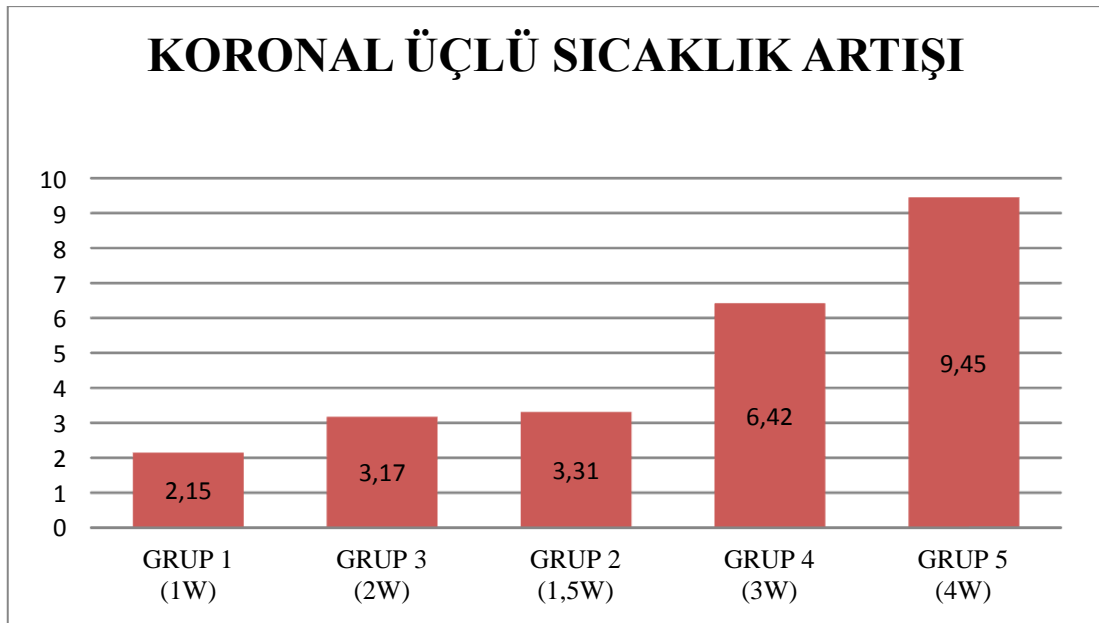
Şekil 4.45 Orta üçlü sıcaklık artışı ortalama değerleri

Kök kanallarının koronal üçlü bölgesine ait sıcaklık artışı ortalama değerleri ile minimum ve maksimum sıcaklık artış değerleri Çizelge 4.6 ve Şekil 4.46'da verilmiştir.

Buna göre gruplara ait koronal üçlü sıcaklık artış değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulundu ( $P < 0,05$ ). Gruplar ikişerli karşılaştırıldığında; Grup 1 (1 W) ile grup 2 (1,5 W), grup 4 (3 W) ve grup 5 (4 W) arasındaki, Grup 2 (1,5 W) ile grup 4 (3 W) ve grup 5 (4 W) arasındaki, Grup 3 (2 W) ile grup 4 (3 W) ve grup 5 (4 W) arasındaki, Grup 4 (3 W) ile grup 5 (4 W) arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P < 0,05$ ), diğer gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $P > 0,05$ ).

Çizelge 4.6 Koronal üçlü sıcaklık artışı ortalama, minimum ve maksimum değerleri

KORONAL ÜÇLÜ	$\Delta T$ $\bar{X} \pm S$	Maksimum $\Delta T / ^\circ C$	Minimum $\Delta T / ^\circ C$
GRUP 1 (1 W)	2,15 $\pm$ 0,67	3,6	1,2
GRUP 2 (1,5 W)	3,31 $\pm$ 1,17	5,6	1,3
GRUP 3 (2 W)	3,17 $\pm$ 0,80	4,8	1,8
GRUP 4 (3 W)	6,42 $\pm$ 1,43	8,9	4
GRUP 5 (4 W)	9,45 $\pm$ 1,34	12,4	7,8



Şekil 4.46 Koronal üçlü sıcaklık artışı ortalama değerleri



### 4.3.2 Grup İçi Bölgeler Arası Değerlendirme Sonuçları

KTP lazer uygulaması süresince gözlenen en yüksek sıcaklık değeri ile başlangıç sıcaklık değeri arasındaki hesaplanan fark ( $\Delta T$ ) değerleri ile yapılan istatistik sonuçlarına göre tüm gruplarda en yüksek değerler apikal üçte birlik bölgede, en düşük değerler koronal üçte birlik bölgede tespit edildi (Şekil 4.47).

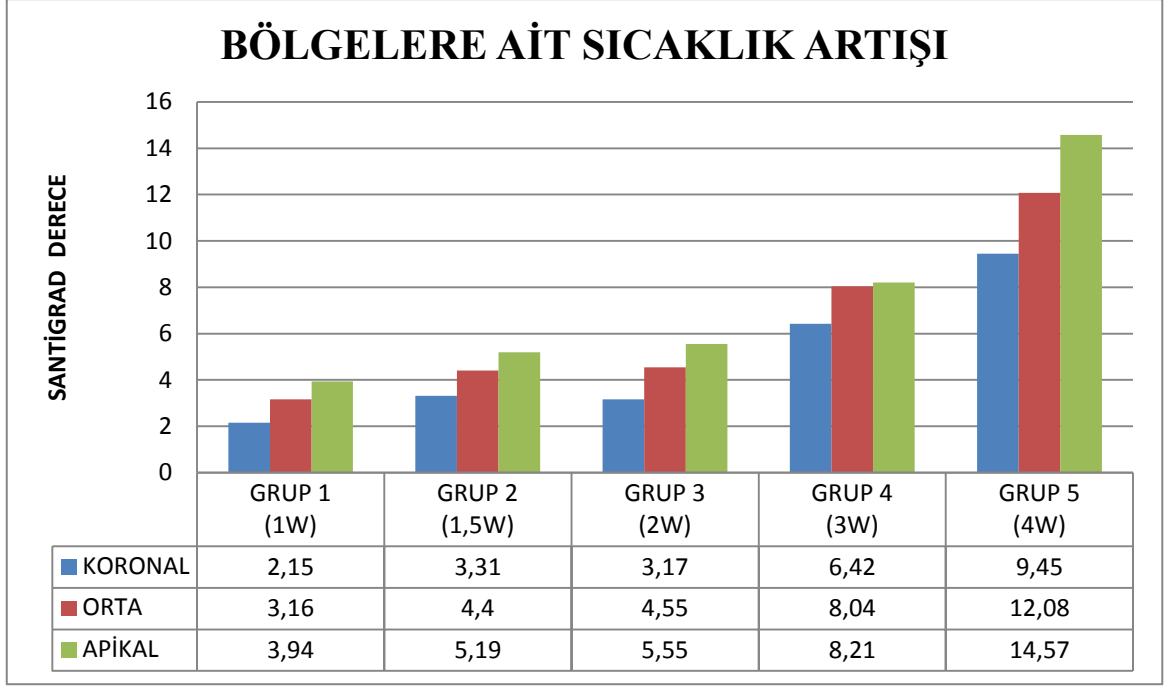
Grup 1 (1 W)'de farklı bölgelerden elde edilen sıcaklık artış değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulundu. ( $P<0,05$ ). Buna göre bölgeler ikişerli karşılaştırıldıklarında apikal üçlü ile koronal üçlü arasındaki, orta üçlü ile koronal üçlü arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer bölgeler arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $P>0,05$ ).

Grup 2 (1,5 W)'de farklı bölgelerden elde edilen sıcaklık artış değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulundu. ( $P<0,05$ ). Buna göre bölgeler ikişerli karşılaştırıldıklarında apikal üçlü ile koronal üçlü arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer bölgeler arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $P>0,05$ ).

Grup 3 (2 W)'de farklı bölgelerden elde edilen sıcaklık artış değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulundu. ( $P<0,05$ ). Buna göre bölgeler ikişerli karşılaştırıldıklarında apikal üçlü ile koronal üçlü arasındaki, orta üçlü ile koronal üçlü arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer bölgeler arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $P>0,05$ ).

Grup 4 (3 W)'de farklı bölgelerden elde edilen sıcaklık artış değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulundu. ( $P<0,05$ ). Buna göre bölgeler ikişerli karşılaştırıldıklarında apikal üçlü ile koronal üçlü arasındaki, orta üçlü ile koronal üçlü arasındaki farklılık önemli bulunurken ( $P<0,05$ ), diğer bölgeler arasındaki farklılık önemsiz bulundu ( $P>0,05$ ).

Grup 5 (4 W)'de farklı bölgelerden elde edilen sıcaklık artış değerleri karşılaştırıldığında tüm bölgeler arasındaki farklılık önemli bulundu ( $P<0,05$ ).



Şekil 4.47 Grup içi bölgelere ait sıcaklık artışı ortalama değerleri

#### 4.3.3 KTP Lazer Uygulaması Sonrası 60 sn Bekleme Süresinin Değerlendirilmesi

Bu bölümde termal kamera ile yaptığımız dinamik çekim kayıtlarına göre son lazer uygulamasından sonra devam eden bekleme süresi değerlendirildi. Termal kamera ile kayıt edilen 60 saniyelik bekleme süresi 20'şer saniyeden 3 evreye ayrıldı ve bulgular tablo ve grafiklerde bu şekilde ifade edildi. Bekleme süresinde elde ettiğimiz bulguların istatistiksel değerlendirilmesi yapılmadı, veriler ortalama olarak aktarılarak Erikson ve Albrektsson'un çalışmalarında verilen 1 dk boyunca 10<sup>0</sup>C'lik eşik değerine göre inceleme yapıldı ve tartışma bölümünde yine bu eşik değeri göz önünde bulundurularak değerlendirmeler yapıldı.

Tablo ve grafiklerde yer alan  $\Delta T_{20}$ ,  $\Delta T_{40}$  ve  $\Delta T_{60}$  şeklindeki kısaltmaların açıklamaları aşağıdaki gibidir;

$\Delta T_{20}$ : Başlangıç sıcaklık değeri ile bekleme süresinin 20. saniyesindeki sıcaklık değeri arasındaki fark.

$\Delta T_{40}$ : Başlangıç sıcaklık değeri ile bekleme süresinin 40. saniyesindeki sıcaklık değeri arasındaki fark.

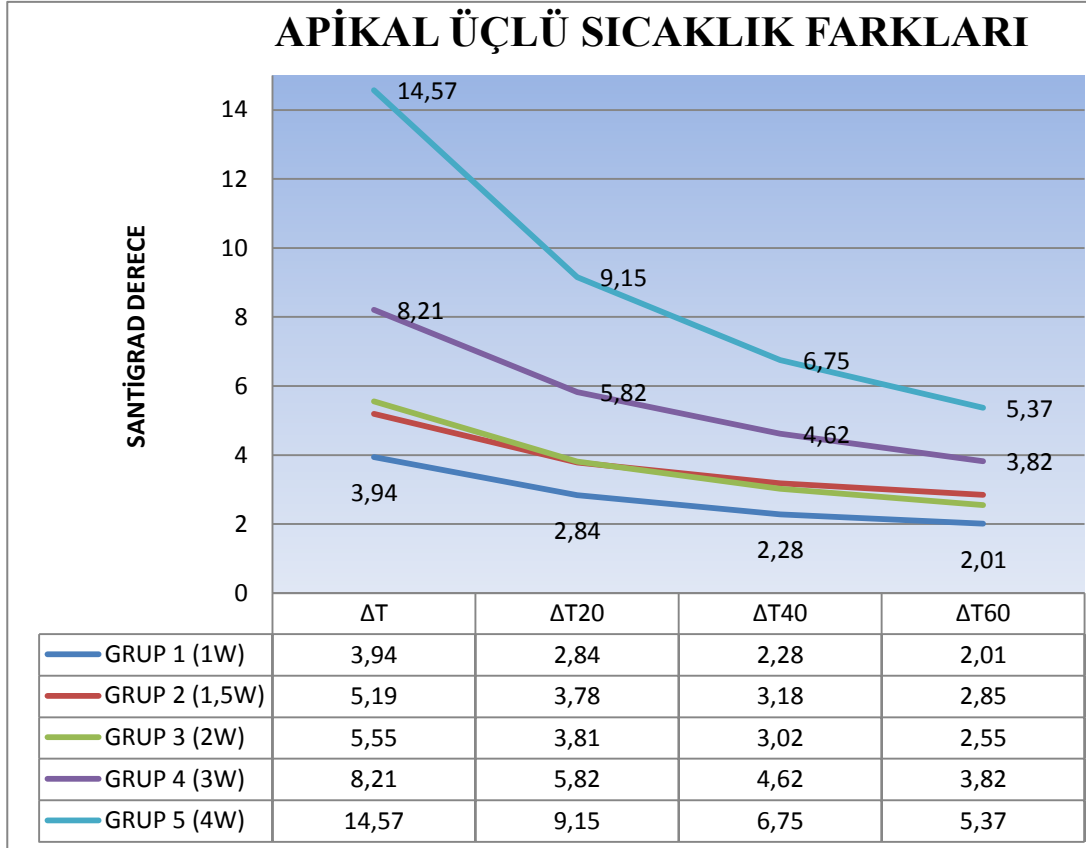
$\Delta T_{60}$ : Başlangıç sıcaklık değeri ile bekleme süresinin 60. Saniyesindeki sıcaklık değeri arasındaki fark.

#### 4.3.3.1 Apikal Üçlü Bekleme Süresinin Değerlendirilmesi

Apikal üçte birlik bölgede son KTP lazer uygulaması sonrası yapılan incelemeye ait sonuçlar Çizelge 4.7 ve Şekil 4.48’de verilmiştir. Buna göre KTP lazer uygulaması sonrası en yüksek sıcaklık artışının grup 5 (4 W)’e ait olduğu sadece bu gruba ait sıcaklık artışının kabul edilen 10<sup>0</sup>C’lik eşik değerin üstünde olduğu görüldü. Yapılan 20 sn’lik gözlemlerde ise tüm gruplarda sıcaklığın düştüğü ve grup 5 (4 W)’de sıcaklık artışının eşik değerin altında olduğu tespit edildi. Gözlem devam ettiğinde 40. sn’de ve 60. sn’de tüm gruplara ait sıcaklık artışının eşik değerin altında olduğu görüldü.

Çizelge 4.7 Apikal üçlü bekleme süresi sıcaklık artış ortalamaları

APIKAL GRUPLAR	$\Delta T$ $\bar{X} \pm S$	$\Delta T_{20}$ $\bar{X} \pm S$	$\Delta T_{40}$ $\bar{X} \pm S$	$\Delta T_{60}$ $\bar{X} \pm S$
GRUP 1 (1 W)	3,94 ± 1,36	2,84 ± 0,89	2,28 ± 0,70	2,01 ± 0,65
GRUP 2 (1,5 W)	5,19 ± 1,62	3,78 ± 1,36	3,18 ± 1,28	2,85 ± 1,10
GRUP 3 (2 W)	5,55 ± 1,58	3,81 ± 1,07	3,02 ± 0,88	2,55 ± 0,77
GRUP 4 (3 W)	8,21 ± 1,96	5,82 ± 1,38	4,62 ± 1,27	3,82 ± 1,13
GRUP 5 (4 W)	14,57 ± 3,49	9,15 ± 1,67	6,75 ± 1,10	5,37 ± 0,73



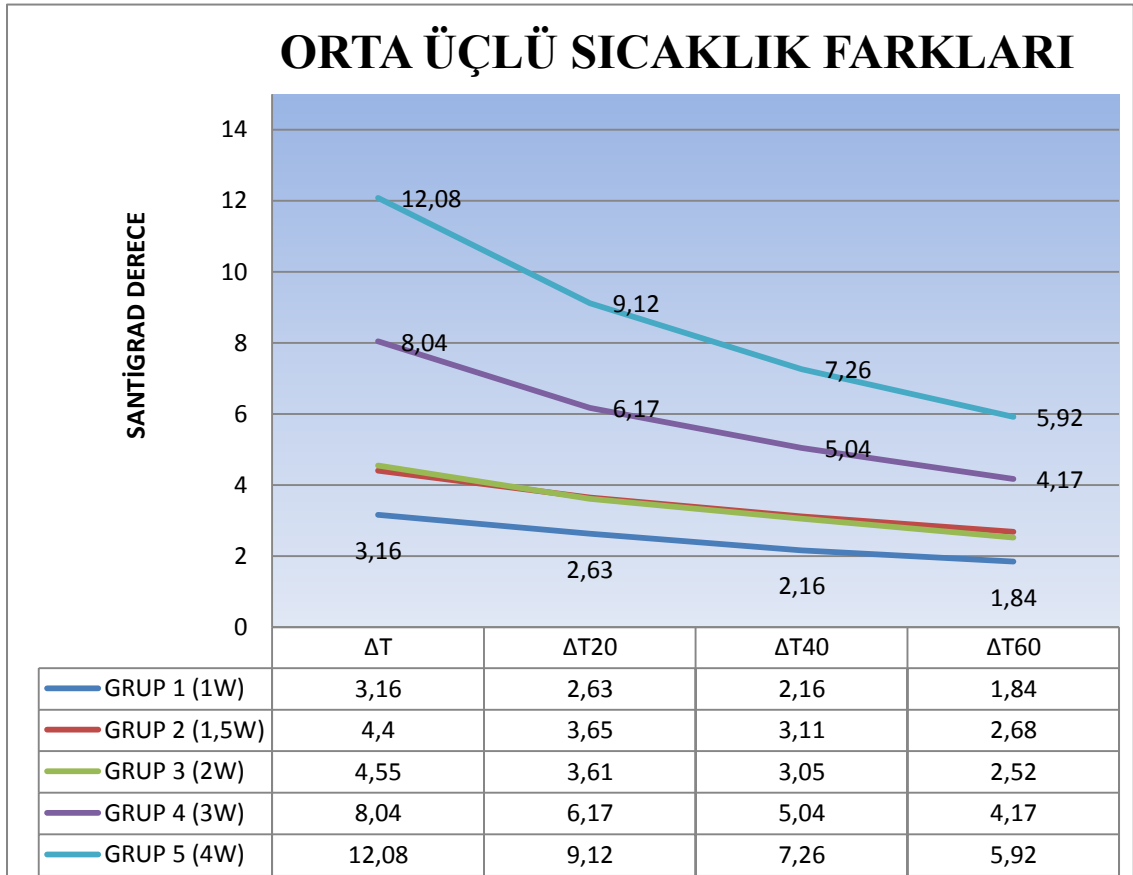
Şekil 4.48 Apikal üçlü bekleme süresi sıcaklık fark ortalamaları

#### 4.3.3.2 Orta Üçlü Bekleme Süresinin Değerlendirilmesi

Orta üçte birlik bölgede son KTP lazer uygulaması sonrası yapılan incelemeye ait sonuçlar Çizelge 4.8 ve Şekil 4.49'da verilmiştir. Buna göre KTP lazer uygulaması sonrası en yüksek sıcaklık artışının grup 5 (4 W)'e ait olduğu yalnız bu gruba ait sıcaklık artışının kabul edilen  $10^{\circ}\text{C}$ 'lik eşik değerinin üstünde olduğu görüldü. Yapılan 20 sn'lik gözlemlerde ise tüm gruplarda sıcaklığın düştüğü ve grup 5 (4 W)'de sıcaklık artışının eşik değerinin altına düştüğü tespit edildi. Gözlem devam ettiğinde 40. sn'de ve 60. sn'de tüm gruplara ait sıcaklık artışının eşik değerinin altında olduğu görüldü.

Çizelge 4.8 Orta Üçlü Bekleme süresi sıcaklık farkı ortalamaları

ORTA GRUPLAR	$\frac{\Delta T}{\bar{X} \pm S}$	$\frac{\Delta T_{20}}{\bar{X} \pm S}$	$\frac{\Delta T_{40}}{\bar{X} \pm S}$	$\frac{\Delta T_{60}}{\bar{X} \pm S}$
GRUP 1 (1 W)	3,16 ± 0,84	2,63 ± 0,78	2,16 ± 0,70	1,84 ± 0,74
GRUP 2 (1,5 W)	4,40 ± 1,78	3,65 ± 1,39	3,11 ± 1,23	2,68 ± 1,04
GRUP 3 (2 W)	4,55 ± 1,16	3,61 ± 1,00	3,05 ± 0,87	2,52 ± 0,84
GRUP 4 (3 W)	8,04 ± 1,91	6,17 ± 1,38	5,04 ± 1,20	4,17 ± 1,07
GRUP 5 (4 W)	12,08 ± 2,00	9,12 ± 1,22	7,26 ± 0,98	5,92 ± 0,76



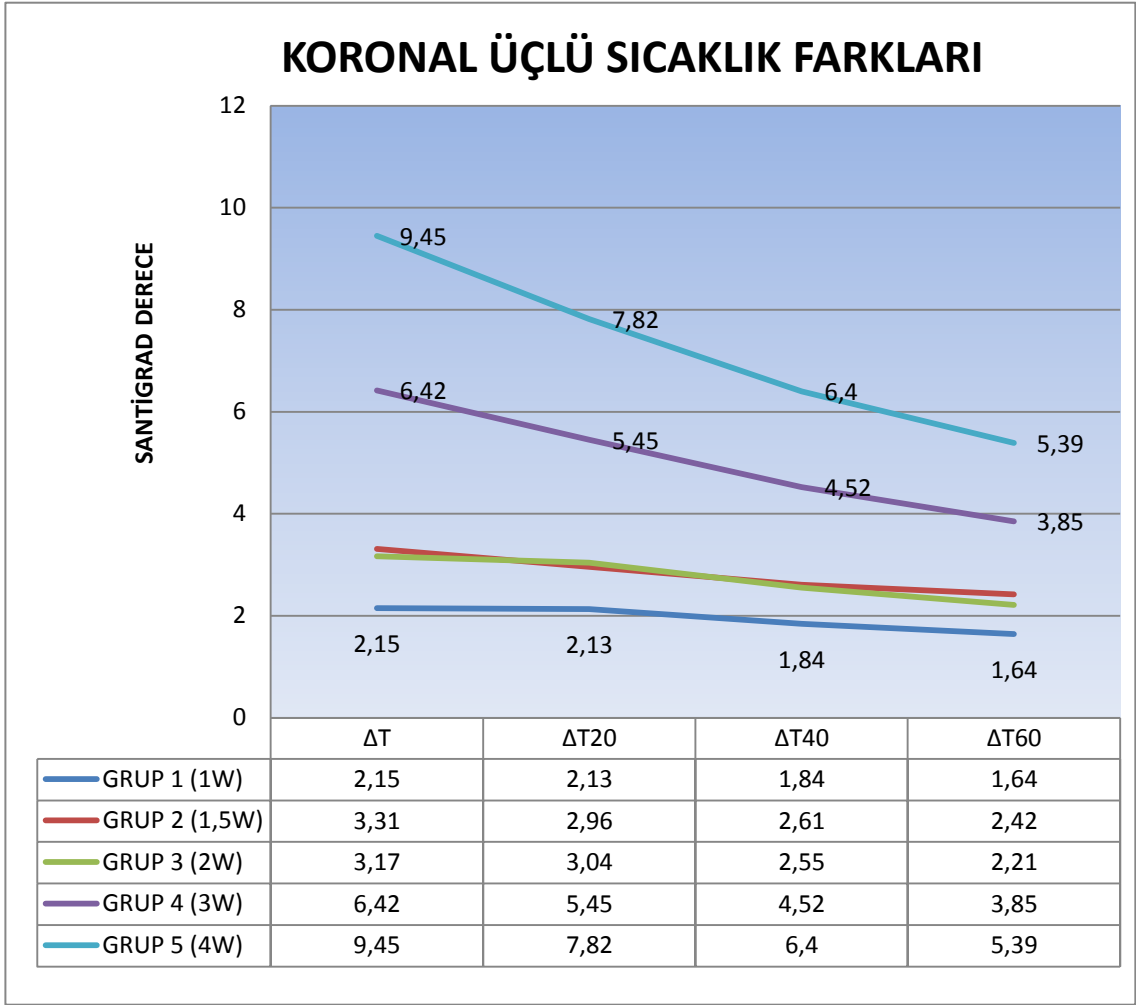
Şekil 4.49 Orta üçlü bekleme süresi sıcaklık farkı ortalamaları

#### 4.3.3.3 Koronal Üçlü Bekleme Süresinin Değerlendirilmesi

Koronal üçte birlik bölgede son KTP lazer uygulaması sonrası yapılan incelemeye ait sonuçlar Çizelge 4.9 ve Şekil 4.50’de verildi. Buna göre KTP lazer uygulaması sonrası en yüksek sıcaklık artışının tüm gruplarda eşik değerinin altında olduğu ve 20., 40., 60. sn’lerde sıcaklığın düşmeye devam ettiği ve 60 sn.’de diğer bölgelerde olduğu gibi en düşük seviyeye ulaştığı tespit edildi.

Çizelge 4.9 Koronal üçlü bekleme süresi sıcaklık farkı ortalamaları

KORONAL GRUPLAR	$\Delta T$ $\bar{X} \pm S$	$\Delta T_{20}$ $\bar{X} \pm S$	$\Delta T_{40}$ $\bar{X} \pm S$	$\Delta T_{60}$ $\bar{X} \pm S$
GRUP 1 (1 W)	2,15 ± 0,67	2,13 ± 0,60	1,84 ± 0,57	1,64 ± 0,61
GRUP 2 (1,5 W)	3,31 ± 1,17	2,96 ± 1,10	2,61 ± 1,09	2,42 ± 0,98
GRUP 3 (2 W)	3,17 ± 0,80	3,04 ± 0,81	2,55 ± 0,83	2,21 ± 0,79
GRUP 4 (3 W)	6,42 ± 1,43	5,45 ± 1,28	4,52 ± 1,12	3,85 ± 1,01
GRUP 5 (4 W)	9,45 ± 1,34	7,82 ± 1,0	6,40 ± 0,92	5,39 ± 0,78



Şekil 4.50 Koronal üçlü bekleme süresi sıcaklık farkı ortalamaları

## 5.TARTIŞMA

Kök kanal tedavisinin temel amaçlarından birisi kök kanallarında var olan patojen bakterileri, bakterilere besin kaynağı teşkil eden tüm organik ve inorganik yapıları ve bakterilerin ürettiği yan ürünlerini kanal sisteminden uzaklaştırmaktır.

Kök kanal şekillendirilmesi sırasında yıkama solüsyonlarının kullanılması bakteriyel eliminasyonda ve organik dokuları eritmede gerekli olan vazgeçilmez işlemlerdir [1]. NaOCl günümüzde de en çok kullanılan organik doku eritici ve antibakteriyel etkisinden faydalandığımız önemli bir yıkama solüsyonudur. Tüm mikroorganizmalar üzerinde spesifik olmayan öldürücü etkisi vardır. Ayrıca ucuz olması, raf ömrünün uzun olması, hazırlanmasının kolaylığı da diğer olumlu özellikleridir. Fakat dezenfeksiyon etkisi solüsyon içerisinde bulunan hipokloroz asit konsantrasyonuna bağlıdır, (HClO). Bununla birlikte NaOCl biyolojik olarak sitotoksik bir madde olduğundan antibakteriyel etkinliği desteklemek amacıyla konsantrasyonu artırdıkça sitotoksik yan etkileride doğru orantılı olarak artmaktadır. Tadı ve kokusunun kötü olması, el aletlerinde korozyona sebep olması, etki süresinin uzun olması, yanlışlıkla rubber-dam'dan sızdığına veya periradiküler dokulara taşıdığına alerjik reaksiyonlara yol açabilmesi diğer olumsuz özellikleridir. Ayrıca ne yazık ki *E. faecalis* gibi inatçı mikroorganizmalar NaOCl'nin düşük konsantrasyonlarına dirençlidirler [96].

Dişlerin ve kök kanallarının karmaşık anatomik yapıları mekanik şekillendirme ve dezenfeksiyon açısından zorluk yaratmaktadır. Kouchi ve ark. [12] bakterilerin dentinin derin tabakalarına doğru 1000 µm derinliğe kadar ileryebildiğini fakat kimyasal dezenfektanların penetrasyon derinliğinin yaklaşık 130 µm olarak sınırlı kaldığını göstermişlerdir. Bu eksiklik bakterilerin savaşıarak canlı kalmalarına izin verir ve bu durumda uzun dönemli başarısızlıkla sonuçlanır [220].

Şekillendirilmiş kök kanal duvarlarında oluşan, içerisinde kalsifiye doku partikülleri, odontoblastik uzantılar, canlı veya cansız pulpa dokusu, organik materyaller ve dentin talaşları bulunduran smear tabakası kök kanal tedavisinde başarı şansını düşüren diğer bir önemli faktördür. Bu tabakanın dentin tübüllerinde tıkama yaparak dentin geçirgenliğinde azalma meydana getirdiği, bakterilerin bu tabakaya penetre olarak yaşamlarını sürdürebildikleri yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Ayrıca smear tabakası tedavici edici kimyasal ajanların ve kanal içinde kullanılan patların



dentin kanalları içerisine nüfuzuna da engel teşkil edeceğinden araştırmacılar bu tabakanın kaldırılmasını savunmaktadırlar [3, 16]. Smear tabakasının kaldırılması için sıklıkla EDTA solusyonu kullanılmaktadır. Ancak tek başına EDTA kök kanallarında istenmeyen bu tabakanın uzaklaştırılmasında yeterli olamamaktadır [19, 20].

Güncel endodontik tedavide ideal bir kök kanal sistemi sağlamak için etkili ve hızlı bir yönteme ihtiyaç vardır. Lazerlerin diş hekimliği tedavilerine girişi ile yeni tedavi metodları ile endodontik prosedürler zenginleştirilmiş ve başarılı sonuçlar elde etme şansı önemli ölçüde artmıştır. Lazerlerin antibakteriyel etkinliğinin yüksek olması, ideal parametrelerde kullanıldığında sitotoksik bir etkiye yol açmaması, geliştirilen fiber optik kablolar sayesinde kanalda kullanımının kolay olması kök kanal sisteminde daha önce ulaşılamayan alanlara daha fazla erişebilirlik sağlaması nedeniyle kullanımı önerilmektedir. Fakat lazerlerin kök kanallarında kullanımında en önemli problem kanal içi sıcaklık artışı ile periodontal dokular üzerinde oluşabilecek hasarlar sonucu doku nekrozları, kök rezorpsiyonları veya etkilenen dişlerde ankilozların meydana gelmesidir. Bu nedenle bu araştırmada farklı güçlerde uygulanan KTP lazerin; *E. faecalis* ile enfekte edilmiş kanallarda oluşturduğu antimikrobiyal etkinliği, şekillendirilmiş kök kanal duvarlarında oluşan smear tabakasında meydana getirdiği değişimler ve kök kanal duvarlarında oluşturduğu sıcaklık değişimi incelenmiştir. Literatürde KTP lazer ile yapılmış çalışma sayısı çok azdır ve bu çalışmalarda belirli güç değerlerinde sınırlı parametreler kullanılmıştır. Yaptığımız çalışma bu anlamda KTP lazerin çevre dokulara zarar vermeyecek, güvenilir ve başarıyı artıracak faktörler açısından en etkin güç değerlerini ortaya koyarak, ileride yapılacak olan uygulamalara ışık tutacaktır.

Perez ve ark. [221] ve Haapsalo ve Orstavik [40] bakterilerin dentin tübüllerine penetrasyonunu incelemek için sığır kesici dişlerini kullanmışlar ve sığır dişlerinde dentin tübüllerinin çapını 4-7 µm, insan dişlerinde ise bu çapın 3-4 µm arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Rooney ve ark. [194] Nd:YAG lazerin antibakteriyel etkinliğini kapiller tüp içerisinde incelemişlerdir. Kullanılan kapiller tüpün kök kanallarını ve dentin kanalcıklarından oluşan kompleks sistemi ne derece taklit edebileceği tartışmalıdır. Schoop ve ark. [153] KTP lazerin antibakteriyel ve smear tabakası üzerindeki etkisini, bu sırada meydana gelen sıcaklık değişimini inceledikleri çalışmalarında çekilmiş dişlerden elde ettikleri dentin disklerini kullanmışlardır. Lazer ışınını dentin yüzeylerine 15<sup>0</sup> açı ile yansıttıklarını bildirmişlerdir. Fakat diş köklerinin

sınırlayıcı özelliği dentin disklerinde sağlanamayacağından her örneğe 15<sup>0</sup>'lik standart açı ile uygulama yapmak mümkün değildir, in vivo ortamda kanal içine fiber optik ucun erişebilirliğini ve uygulama sırasında duvarlar etrafında gezinebilmesini taklit etmesi açısından çalışmamızda çekilmiş dişlerden elde edilen kökleri ve kanalların morfolojik yapısını göz önüne alarak da insan dişlerinin kullanılması tercih edilmiştir.

McCullagh ve ark. [222] ve Huxia ve ark. [223] yaptıkları çalışmada kök ucu kapanmış tek kök ve kanallı premolar dişleri, Takeda ve ark. [64] kök ucu kapanmış daimi mandibular premolar dişleri, Aranha ve ark. [224] premolar dişleri, Dewsnup ve ark. [225] ve Schoop ve ark. [226] tek köklü ve kanallı dişleri kullanmışlardır. Bu çalışmada da tüm örneklerde standardizasyonu sağlamak, özellikle çalışmamızın sıcaklık değişimi kısmı göz önüne alındığında ortalama bir kök dentin kalınlığı elde etmek için insanlardan çekilmiş kök ucu kapalı mandibular premolar dişler kullanılmıştır.

Wang ve ark. [227], Takeda ve ark.[64], Goya ve ark. [176] ve Kuştarıcı ve ark.[7] yaptıkları çalışmalarda kullandıkları tüm dişlerin kuronlarını mine sement hattından keserek uzaklaştırmışlardır. Bu çalışmada da kullanılan tüm dişlerin kuron kısımları elmas fissür frez ile uzaklaştırılmıştır ve kök boyları  $\pm 16$  mm olacak şekilde standardize edilmiştir. Bu sayede belirli süre ve güçte uygulanan lazer ışının tüm örneklerde katettiği uzunluğun aynı olması ve şekillendirme kolaylığı sağlanmıştır. Ayrıca lazer uygulaması esnasında apikal, orta ve koronal üçlüde lazer ışının tüm örneklerde aynı sürelerde kalmasını sağlamak için diş kökleri dış yüzeylerinden çizilen çizgilerle apikal, orta ve koronal üçlü olarak ayrılmıştır. Lazer ışının apikalden koronole doğru dairesel hareketlerle uygulanması sırasında lazer ışınının apikal üçlüde 3 sn, orta üçlüde 3 sn ve koronal üçlüde 4 sn kalmasına çalışılmıştır.

Lazer ekipmanlarında görüntülenen çıkış gücü harici bir güç ölçer kullanılarak ölçülen değerden her zaman daha yüksektir. Fiber optik kablo boyunca kaybedilen enerji klinisyen için önemli bir sorundur. Uygulanma yüzeyine beklenenden daha az bir güç iletimi başarılı bir tedavi olasılığını azaltacaktır. Daha tehlikeli bir başka durumda gerçek uygulanan parametreler cihazda ayarlanan parametrelerden yüksek olduğunda istenmeyen zararlı etkiler oluşabileceğidir. Bu nedenle klinisyen her zaman tedavi öncesi çıkış güçlerini ölçmelidir ve fiber optik ucun üzerindeki debrisleri tekrarlayan uygulamalarda temizlemelidir [208]. Çalışmamızda her diş köküne standart bir enerji

aktarımı sağlayabilmek için fiber optik uc her diş değişiminde nemli bir pamuk ile silindi ve artık debrisler uzaklaştırıldı.

Çalışmamızda farklı güçlerde uygulanan KTP lazerin meydana getirdiği etki üç farklı açıdan değerlendirildiği için her bölüm kendi içerisinde ayrı başlıklar altında tartışılacaktır.

### **5.1 KTP Lazerin *E. faecalis* Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi**

Lazerlerin antibakteriyel etkinlik göstermesi farklı mekanizmalarla açıklanmaya çalışılmıştır. Bakteriyel çevrede ve bakteriler içinde bulunan lazer ışınına duyarlı kromoforlar nedeni ile termal ısınmanın öldürücü değerlere ulaşması ya da enzimatik aktivitelerde ışın kaynaklı meydana gelen değişimler bu mekanizmalara örnek verilebilir [228]. Lazer ışının antimikrobiyal etkisini gösterebilmesi için çok kısa sürelerin yeterli olduğu ve böylece tedavi seanslarının kısaltacağı bildirilmektedir. Kimyasal ajanların aksine lazerler dentinin derin tabakalarında daha etkili olduğu bildirilmiştir. Vaarkamp ve ark. [187] ve Odor ve ark. [188] bu etkinin oluşmasını dentin tübüllerinin ışık taşıyıcıları olarak hareket ederek lazer ışını kök kanallarının uzak bölgelerine yayabilmelerine bağlamışlardır.

Schoop ve ark. [197] *E. faecalis* ve *E. coli* üzerinde Nd:YAG, Er:YAG ve Diode lazer cihazlarının antibakteriyel etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında bu cihazların 1 W gücünde kullanıldığında mikroorganizmalar üzerine çok az bir antibakteriyel etkinliklerinin olduğunu, 1,5 W olarak kullanılması durumunda ise *E. coli* üzerine etkili olmalarına rağmen, *E. faecalis* üzerine yalnızca Diod ve Er:YAG lazerlerin etkili olduğunu bulmuşlardır.

Moritz ve ark. [195] *E. coli* ve *E. faecalis* ile enfekte ettikleri kök kanallarına Diod lazer uygulayarak lazerin mikroorganizmalar üzerindeki etkinliğini inceledikleri çalışmalarında Diod lazeri 2 W, 3 W ve 4 W gücünde kullanmışlardır. Çalışmalarının sonucunda 2 W ve 3 W gücünde lazer kullanılan gruplarda bakteri üremesi tespit ettiklerini, 4 W gücü ile lazer kullanılan grupta ise bakteri üremesi olmadığını bildirmişlerdir.

Moshonov ve ark. [196] Nd: YAG lazerin *E. faecalis* üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında kontrol grubu olarak NaOCl kullanmışlardır. Sonuç olarak her iki grubun da antibakteriyel etkinlik gösterdiğini, fakat NaOCl'nin *E. faecalis* üzerinde daha etkin olduğunu bildirmişlerdir.

Literatür incelendiğinde KTP lazerin antibakteriyel etkinliğini konu edinen az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda da KTP lazer sınırlı güç seviyelerinde ve sınırlı sürelerle kullanılmıştır. Çalışmamızın birinci kısmında bu lazerin değişik güçlerde kullanımının antibakteriyel etkinliğinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Kök kanallarından mikroorganizmaların eliminasyonunda kullanılan antibakteriyel ajanların ve lazerlerin etkinliklerinin değerlendirildiği in vitro birçok çalışmada kök kanalları test edilen mikroorganizma ile enfekte edilmeden önce şekillendirme sırasında oluşan smear tabakası uzaklaştırılmıştır. Böylece dentin kanallarının tamamen temizlenip kanal ağzlarının açılması sağlanmış ve bakteriyel penetrasyonda artış olabileceği gösterilmiştir [4, 11, 229, 230]. Çalışmamızda da kök kanalları enfekte edilmeden önce 2ml %17'lik EDTA solüsyonu 2 dk kök kanallarına uygulanarak preparasyon sırasında oluşan smear tabakası uzaklaştırılmıştır.

İnatçı enfeksiyonlarda ve özellikle daha önce kök kanal tedavisi görmüş ve başarısız olmuş kök kanallarında en sık gözlenen patojen mikroorganizma *E. faecalis*'dir [31]. Bu mikroorganizmayı elimine etmek zor olduğundan *E. faecalis* içeren endodontik enfeksiyonlar gerçekten problem teşkil ederler. Bu bakteri Kalsiyum hidroksit de dahil olmak üzere randevular arası kanallara uygulanan medikamentlere de dayanıklıdır. Ayrıca diğer mikroorganizmalara ihtiyaç duymadan tek tür olarak kanallarda yaşamlarını sürdürebilen inatçı mikroorganizmalardır [33, 231]. Ayrıca bu bakterinin değişik konsantrasyonlardaki NaOCl'ye de dirençli olduğu gösterilmiştir. İrrigasyon solusyonlarının etkili olabilmesi için bu bakteri ile direkt temas etmesi ve uzun süre temasta kalması gerekmektedir. Sporsuz ve vejetatif bir bakteridir ve diğer bakterilerle kıyaslandığında ısıya karşı oldukça dirençlidir [34]. Bu nedenle kök kanalı içerisine uygulanacak lazer enerjisinin oluşturduğu ısıya karşı da dayanıklıdır [190]. Kullandığımız KTP lazerin *E. faecalis* gibi inatçı bir mikroorganizmaya etki etmesi durumunda endodontik enfeksiyonlarda rol alan diğer mikroorganizmalar üzerinde de etkili olabileceği ve inatçı enfeksiyonlarda başarının daha da artacağı görüşünden yola çıkılarak bu çalışmada *E. faecalis* kullanılmıştır.

Çalışmamızda kök kanalları *E. faecalis* ile enfekte edilmeden önce köklerin dış yüzeyleri dentin tübüllerini tıkamak ve oluşabilecek herhangi bir sızıntıyı önlemek amacıyla tırnak cilası ile kaplanmıştır. Kullanılan tırnak cilasının içerisindeki çözücülerin bir miktar antibakteriyel etkiye sahip olabileceği belirtilmiş fakat yapılan kontrol deneylerinde bu etkinin önemsiz olduğunda bildirilmiştir [40].

Endodontik tedavi sırasında kullanılan çeşitli materyallerin antibakteriyel etkinliklerinin araştırılmasında insan veya hayvan diş modeli, direkt kontak test ve agar difüzyon testi gibi pek çok yöntem kullanılmıştır [90, 232-235]. Bunlardan sıklıkla kullanılan agar difüzyon ve direkt kontak test metodlarında antibakteriyel ajan mikroorganizma ile direkt temastadır. Fakat in vivo ortamda aynı tedavi edici yöntemler diş dokusuna uygulandığında, dentinin tamponlayıcı etkisi, serum albümini gibi organik yapılar, dişin apikal bölgesine doğru tedavi edici yöntemin zayıflayarak ilerleyebilmesi, antibakteriyel ajanın daha küçük hacimlerde kullanılması, lazer ışının dentin duvarlarına paralel uygulanabilmesi gibi kök kanallarında uygulanan yıkama solüsyonlarının ve lazer ışının etkisini azaltıcı faktörler devreye gireceği bildirilmiştir [33, 236]. Dolayısıyla bu test metodlarıyla yapılan çalışma sonuçlarının değerlendirilmesinde bu dezavantajların göz önüne alarak çalışmamız da in vivo ortamı en iyi taklit edebilen insan dişi modeli tercih edilmiştir.

*E. faecalis* kullanılan in vitro çalışmalarda inokülasyon sürelerinin 24 saatten 1 aya kadar değiştiği görülmektedir [4, 229, 230, 234, 237]. Haapasalo ve Orstavik [40] sıgır dişlerinden hazırladıkları 4 mm'lik silindirik örnekler üzerinde yaptıkları bir in vitro çalışmada smear tabakası kaldırıldıktan sonra hazırladıkları blokları üç hafta boyunca *E. faecalis*'le enfekte etmişlerdir. Araştırmacılar bu örneklerden aldıkları SEM görüntülerinde dentin kanalcıklarında 500 µm derinlikte bakterilerin mevcut olduğunu hatta bazı örneklerde bu derinliğin 1000 µm'ye kadar ulaştığını rapor etmişlerdir. Bu araştırmacılar *E. faecalis*'in 24 saat içinde dentin kanallarına 300-400 µm kadar ulaşabildiğini ve daha fazla inkübe edilmiş olan dentin kanallarındaki bakteri penetrasyonu arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Behnen ve ark. [229] ise yaptıkları in vitro çalışmada hazırladıkları 5 mm yükseklikteki silindirik örnekleri 24 saat boyunca *E. faecalis* ile inkübe etmişler ve bu sürenin dentin tübüllerini enfekte etmek için yeterli olduğunu söylemişlerdir. Bu çalışmada da benzer şekilde inkübasyon süresini 24 saat olarak belirlenmiştir. Kök kanalları *E. faecalis* ile kontamine edildikten ve kök kanal girişleri steril alüminyum folyo ile kapatıldıktan sonra etüvde 24 saat bekletilmiştir.

Diş modeli kullanılırken, kök kanallarında uygulanan antibakteriyel tedavi yöntemlerinin uygulanmasından sonra kalan mikroorganizma varlığının değerlendirilmesi için ise histolojik kesit yöntemi, radyoaktif olarak işaretlenmiş bakteri görüntüleme yöntemi, gerçek zamanlı optik biyofotonik görüntüleme ve luminometre

ve mikrobiyolojik sayım gibi pek çok farklı metod kullanılmaktadır [238-240]. Histolojik kesit yönteminde canlı kalan bakteri sayısı belirlenememektedir. Radyoaktif maddelerin kullanıldığı görüntüleme ise canlılığını yitiren mikroorganizma radyoaktif özelliğini koruyarak sonuçlarda yanılgılara neden olabilmektedir, gerçek zamanlı optik biyofotonik görüntüleme ve luminometre yöntemlerinde ise test mikroorganizması olarak sadece biyoluminesent özelliğe sahip olan *Pseudomonas fluorescens* kullanılmaktadır [238, 241]. Tüm bu dezavantajlar göz önüne alarak bu çalışmada diş modellerinde kalan mikroorganizmayı değerlendirmede en sık kullanılan yöntem olan mikrobiyolojik sayım yöntemi tercih edilmiştir.

Mikrobiyolojik sayımlarda kök kanallarından örnek alınması sırasında sıklıkla iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan ilki enfekte dentin talaşlarının örnek olarak alınması, ikincisi ise steril kağıt konların kanal içerisine yerleştirilmesi ve belli bir süre kanalda bekletildikten sonra bu konların aseptik şartlarda besi yerine transfer edilmesidir [7, 90, 234, 242]. Dentin talaşları ile yapılan örnekleme yönteminde tüm kanal duvarları yüzeyinden ve eşit mesefaden örnek alınması her zaman mümkün olmayabilir. Ayrıca dentin talaşlarının alınması sırasında kullanılan döner cihazların ortaya çıkardığı ısı sonucu toplanan örneklerdeki canlı kalan mikroorganizma sayısı gerçeği yansıtmayabilmektedir. Kağıt konlar ile alınan örneklemede ise lateral kanallarda veya dentin tübüllerindeki bakterilerin kağıt kona uzaklığı dolayısıyla bu metodla belirlenebilmesinin zor olması eleştiri konusu olmaktadır. Fakat hermetik olarak yapılan güçlü bir kök kanal dolumu ile burada hapsolmuş bakterilerin ortaya çıkaracağı başarısızlıklar hala tartışmalı bir konu olmaya devam ettiği için kök kanal boşluğundaki patojenik mikroorganizmaların tamamen elimine edilmiş olması daha öncelikli ve önemli bir konu olarak görülmektedir ve bu yöntem sıklıkla kullanılmaktadır [7, 37, 243]. Tüm bu avantaj ve dezavantajlar göz önüne alındığında çalışmamızda kağıt konlar ile bakteri transferi yöntemi kullanılmıştır. Lazer ışını ve kontrol gruplarındaki yıkama solüsyonları uygulanmasından önce ve sonra olmak üzere steril kağıt konlar ile besi yerine bakteri transferi yapılmıştır. Transfer edilen canlı kalan bakterilerin katı besi yerinde koloni oluşturabilme potansiyelini koruyan kısmı CFU sınıflamasına göre tedavi öncesi ve sonrası olarak ayrı ayrı sayılmıştır. İlk ve son sayımlar arasındaki fark bakterideki azalmayı gösterecek şekilde yüzdesi alınarak hesaplanmıştır.

Çalışmamızda *E. faecalis* ile enfekte edilmiş kök kanallarında KTP lazer farklı güç düzeylerinde (1 W, 1,5 W, 2 W, 3 W, 4 W) uygulanmıştır. Ayrıca negatif kontrol grubunda %2,5'lik NaOCl ve pozitif kontrol grubunda NaCl yıkama solüsyonu olarak kullanılmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre tüm gruplarda mikroorganizma sayısında belirli miktarlarda azalma tespit edilmiştir. Tedavi öncesi ve sonrası mikroorganizma sayımlarının sonuçları birbirine oranlanarak sonuç % şeklinde ifade edildiğinde en çok azalma %100 ile NaOCl kullanılan negatif kontrol grubunda elde edilmiştir. Bunu sırasıyla %94,26 ile grup 5 (4 W), %87,98 ile grup 4 (3 W), %77,43 ile grup 3 (2 W), %68,80 ile grup 7 (SF), %65,89 ile grup 2 (1,5 W ) ve %52,08 ile grup 1 (1 W) takip etmiştir.

Kozol ve ark. [244] NaOCl'nin toksik etkilerini inceledikleri çalışmalarında periapikal dokulara zarar vermeyecek antibakteriyel aktivitenin devamı için %0,025'lik konsantrasyonunun klinik kullanımda güvenli olduğunu bildirmişler, %0,5 NaOCl'lik konsantrasyonunun önerilen sitotoksik sınır kabul edildiğini fakat bu konsantrasyonunda fakültatif mikroorganizmalara etki etmesi için en az 30 dk ihtiyaç olduğunu tespit etmişlerdir. Vianna ve ark. [34] %5,25'lik NaOCl konsantrasyonun saniyeler içinde mikroorganizmaları elimine ettiğini tespit etmişlerdir. Ayrıca araştırmacılar %2,5'lik NaOCl'nin *E. faecalis*'i 10 dk içinde öldürebildiğini bildirmişlerdir. Byström ve Sundqvist [20], Siqueira ve ark. [88] ve Trepagnier ve ark. [245] yaptıkları çalışmalarda %2,5'lik NaOCl'nin kök kanallarında yeterli dezenfeksiyon sağladığını bildirmişlerdir. Eldeniz ve ark. [246] 15 ml %3'lük NaOCl solüsyonunun orta zorlukta bir kök kanalının biyomekanik şekillendirilmesi için gerekli olan ortalama süreye denk gelen 15 dakika boyunca uygulanması sonucunda alınan kültürlerde agar besi yerlerinde üremenin olmadığını tespit etmişlerdir. Estrela ve ark. [247] NaOCl solüsyonunun 5, 10, 30 dakika sürelerle *S. aureus*, *E. faecalis*, *P. aeruginosa*, *B. subtilis* üzerinde etkilerini araştırdıkları çalışmalarında en iyi antibakteriyel etkiyi %2'lik NaOCl'de sağlandığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da negatif kontrol grubunda %2,5'lik NaOCl solüsyonu 10 dk süre ile kullanılmıştır ve uygulama sonrası kanalların içinden alınan kültürlerde üreme olmadığını tespit edilmiştir. Bu açıdan bulgularımız araştırmacıların bulguları ile uyumludur.

SF biyomekanik şekillendirme sırasında kök kanallarının yıkanması amacıyla kullanılmakta ve kök kanal sisteminde orta derece bir antibakteriyel etki sağlamaktadır. [87] Byström ve Sundqvist [20, 89] kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında

kullanılan SF'in kök kanallarında bakterileri tam olarak elimine etmediğini göstermiş fakat bu yıkama solüsyonunun kullanımının kök kanal sisteminin dezenfeksiyonunu artırdığını vurgulamıştır. Ayrıca Byström ve Sundqvist [91] SF ve %0,5'lik NaOCl solüsyonunun antimikrobiyal etkinliklerini karşılaştırdıkları bir diğer çalışmalarında SF solüsyonunun kök kanalındaki mikroorganizma sayısında bir miktar azalma sağladığını fakat yıkama solüsyonu olarak NaOCl kullanıldığında daha üstün bir antimikrobiyal etki oluştuğunu bildirmişlerdir. Ayrıca aynı çalışmada ilk seansın sonunda kök kanallarının %50'sinde negatif kültür tespit etmişlerdir. Çalışmamızda SF kullanılan pozitif kontrol grubunda elde edilen antibakteriyel etki ortalama olarak grup 1 (1 W) ve grup 2 (1,5 W)'de tespit edilen antibakteriyel etkiden daha yüksek, grup 3 (2 W)'de elde edilen antibakteriyel etkiden ise daha düşük olarak bulunmuştur. İstatistiksel olarak değerlendirildiğinde de grup 2 (1,5 W) ve grup 3 (2 W) ile SF kullanılan grup 7 arasındaki farkın önemsiz olduğu, grup 1 (1W) ile grup 7 (SF) arasındaki farkın ise anlamlı olduğu tespit edilmiştir. Çalışmamızda kök kanallarında SF kullanılması ile elde edilen sonuçlar literatürde var olan diğer çalışmaların sonuçları ile örtüşmektedir.

Bu kısımda çalışmamızın sonuçları KTP lazer kullanılarak yapılmış olan çalışmalar ile karşılaştırılacaktır.

Schoop ve ark. [153] yaptıkları çalışmalarında KTP lazeri 1 W (6,7 J/cm<sup>2</sup>) ve 1,5 W (10 J/cm<sup>2</sup>) güçlerinde *E. faecalis* ile enfekte edilmiş premolar diş köklerinin horizontal olarak 1 mm kalınlığında kesilmesi ile elde ettikleri dentin diskleri üzerinde uygulamışlardır. *E. faecalis*'i dentin disklerinin bir yüzünden inoküle etmişler, KTP lazer uygulamasını ise diğer yüzden ortalama 15° açı ile aralarda 15 sn dinlenme zamanı vererek 5 sn süre ile 5 kez uygulamışlardır. Sonuçları değerlendirdiklerinde 1 W'da mikroorganizma sayısında azalma olduğunu, 1,5 W uyguladıklarında bu azalmanın önemli ölçüde arttığını ve numunelerin % 50 sinde saptama seviyesinin altında bir üreme gözlemlediklerini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamız, Schoop ve ark. ile kıyaslandığında farklı olarak KTP lazer uygulaması insan diş modellerinde yapılmıştır. Yani lazer ışını in vivo ortamdaki gibi kök kanalları içinde dairesel hareketler yapılarak dentin duvarlarına paralel olarak uygulanmıştır. Ayrıca süre 30 sn ve enerji 1 W'da 5,33J/cm<sup>2</sup>, 1,5 W' da 7,52 J/cm<sup>2</sup> olarak kullanılmıştır. Sonuçlar karşılaştırıldığında bu çalışmada 1 W lazer uygulaması *E. faecalis* üzerinde % 52.08, 1,5 W lazer uygulanması % 65,89 azalma sağlamıştır. Bakterilerin %50 sinden fazlasında 1 W gücü ile başarı elde edilmiştir. Schoop ve ark. ise bu başarıyı 1,5 W da elde edebilmiştir. Bu



farklılığın bizim çalışmamızda kullanılan enerjinin az olmasına rağmen uygulama süresinin uzun olması ve uygulama tekniğinin farklılığı ile açıklanabileceğini düşünmekteyiz.

Özan [248] yaptığı tez çalışmasında çeşitli mikroorganizmalar ve *E. faecalis* ile enfekte edilen çekilmiş dişlerde farklı irrigasyon solüsyonlarının ve KTP lazerin antibakteriyel etkinliğini araştırmışlardır. Çalışmalarında KTP lazer ile birlikte irrigasyon solüsyonu olarak SF, %2,5'lik NaOCl, %2'lik KHG, %5, %10 ve %20'lik propolis solüsyonu kullanmışlardır. KTP lazeri dişlere 100 mJ, 10 Hz ve 1 W protokolünde 200 nm fiber optik uçla aralarda 30 sn'lik bekleme süresi ile 10'ar saniyeden toplam 40 sn olarak uygulamışlardır. Ayrıca çalışmalarında lazerin tek başına ve irrigasyon solüsyonları ile birlikte olan etkilerini de incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda kullanılan % 2,5'lik NaOCl ve % 2'lik KHG solüsyonlarının *E. faecalis* üzerinde antibakteriyel aktiviteye sahip olduğunu, %5, %10 ve %20'lik propolis solüsyonlarının ve KTP lazerin tek başına uygulanmasının *E. faecalis* üzerinde antibakteriyel aktiviteye sahip olmadığını tespit etmişlerdir. Özan'ın yapmış olduğu bu tez çalışmasında KTP lazerin *E. faecalis* üzerinde 1 W gücünde kullanılması ile antibakteriyel yönden bir başarı tespit edilememiştir. Fakat Özan bu etkinliği çalışmamızdan farklı olarak irrigasyon solüsyonlarının ardından KTP lazer uygulayarak incelemişlerdir. Sonuçlarını Schoop ve ark. ile karşılaştırdıklarında ise bu başarısızlığı 24 saatlik inkübasyon süresinin sonunda bakterilerin derin dentin kanallarına penetre olmasından dolayı dalga boyu düşük olan KTP lazerin bu derinliğe ulaşamamasına bağlamışlardır. Ayrıca Özan çalışmalarının sonuçlarını cam tüplerdeki bulanıklık oranlarına göre yaptıkları skorlama ile incelemişlerdir. Çalışmamızda ise tedavi öncesi ve sonrası şeklinde kanal içinden alınan kültür örnekleri besiyerine ekilerek koloni oluşturabilen canlı bakteriler sayılarak değerlendirme yapılmıştır. Çalışmamızda Özan'ın da kullanmış olduğu 1 W lazerin kullanıldığı grupta bakteri azalması % 52.08 ile en başarısız grup olarak tespit edilmiştir fakat *E. faecalis* üzerinde ortalama %52 azalma sağlamak bizim için kayda değer bir başarıdır bu başarının Özan'ın yapmış olduğu tez çalışmasında elde edilememesinin değerlendirme yöntemlerinin farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Kuştarıcı ve ark. [7] KTP lazer ve ozon gazının antibakteriyel etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında KTP lazeri 1,5 W gücünde aralarda 15 sn bekleme süresi ile kanal içinde 5 sn'den 5 kez uygulamışlar ve tüm gruplar arasında istatistiksel

olarak anlamlı farklar tespit etmişlerdir. En iyi sonuçları total sterilizasyon sağlanan negatif kontrol grubu olan NaOCl'de tespit etmişlerdir. Çalışmada bu başarıyı sırası ile ozon gazı, KTP lazer uygulaması ve pozitif kontrol SF grubu takip etmiştir. KTP lazer ve ozon gazı arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olmasına rağmen her iki uygulamada kanalda total bir eliminasyon sağlanamamıştır. Çalışmamızda Kuştarıcı ve ark. farklı olarak SF grubunun 1,5 W KTP lazer kullanılan gruptan daha başarılı olarak tespit edilmesinin yani Kuştarıcı ve ark ile kıyaslandığında 1,5 W KTP lazerin daha az başarılı bulunmasının sebebi Kuştarıcı ve ark.'nın KTP lazeri 1,5 W olarak kalibre etmelerine rağmen  $\text{cm}^2$ 'ye 10 J enerji uygularken bizim çalışmamızda 1,5 W lazer uygulanan örneklerde  $\text{cm}^2$ 'ye 7,52 J enerji uygulanması olduğunu düşünmekteyiz. Uygulama süremiz Kuştarıcı ve ark. çalışmasına göre 5sn daha fazla olmasına rağmen kullanılan toplam enerjinin bizim çalışmamızda düşük olmasının sebebi cihazın Ton/Toff ayarlarının yani milisaniyede birim başına kullanılan enerji miktarının iki çalışmada farklı seçilmesinden kaynaklanmaktadır.

Meire ve ark. [154] KTP lazerin 1 W güç değerinde aralarda 20 sn dinlenme zamanı vererek 5 sn süre ile 5 kez *E. faecalis* ile enfekte edilmiş 10 kök kanalında antimikrobiyal etkinliğini inceledikleri çalışmalarında total enerji miktarını  $25 \text{ J/cm}^2$  olarak belirtmişlerdir. En güçlü azalmayı negatif kontrol grubu olan NaOCl 'de tespit etmişler lazer grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma tespit edememişlerdir. Bu sonucu yani bakterilerin yaşayabilmesini KTP lazerin dalga boyunun su tarafından zayıf absorpsiyonuna ve lazer ışının bakteri süspansiyonu tarafından emiliminden ziyade iletilmesine bağlamışlardır. Meire ve ark. yaptıkları çalışmanın sonuçları bizim çalışmamız ile uyuşmamaktadır. Bu farklılığın sebebi Meire ve ark. yaptıkları bu çalışmada lazer cihazının diğer parametrelerinin farklı ayarlanması sonucu olduğunu düşünmekteyiz belirttikleri  $25 \text{ J/cm}^2$  diş kökü başına  $2,5 \text{ J/cm}^2$  enerji tükettiklerini gösterir ki bu durum antibakteriyel etkinlik gösterememesinin ana nedeni olarak gösterilebilir. Ayrıca inkübasyon süresinin 48 saat olması, bu süre içinde bakterilerin dentin kanalları içerisine göçünü artırmış olabilir. Ayrıca fiber optik ucun kanal içinde uygulanımının operatör farklılığından kaynaklanan değişkenliği sonuçlar üzerinde etkili olabilmektedir.

## **5.2 KTP Lazerin Smear Tabakası Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi**

Diş sert dokuları üzerinde frezlerle, el aletleri veya döner aletlerle yapılan kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda ortaya çıkan ve ortaya çıktığı sert dokular üzerini

kaplayan pulpa dokusu kalıntıları, odontoblast uzantıları, kan hücreleri ve bakterilerden meydana gelen şekilsiz, kalsifik, düzensiz bir birikim tabakası oluşur ve bu tabakaya smear tabakası adı verilmiştir [1].

Literatür incelendiğinde bu tabakanın kaldırılması konusunda farklı görüşler mevcuttur. Bazı görüşler smear tabakasının dentin kanalcıkları içinde fiziksel bir bariyer oluşturarak kök kanalı içinden periodonsiyuma bakteri ve metabolitlerinin geçişini engellediği için kaldırılmaması gerektiğini savunurken [60, 61], bazı araştırmacılar da kök kanal şekillendirmesine rağmen bakterilerin smear tabakası içinde kalabildiklerini ve bu tabakanın üremeleri için ideal bir ortam oluşturduğunu tübüller içinde periodonsiyuma doğru invazyonunun olabileceğini, uygulanan yıkama solüsyonlarının antibakteriyel etkinliğini ve tübül içinde derinlere ilerlemesini önleyerek kemomekanik şekillendirmeyi engellediğini ve radiküler dentin ile kök kanal dolgu maddesi arasındaki sızıntıyı artıracığından kaldırılması gerektiğini savunmaktadırlar [15, 47, 62-64, 72].

Shahravan ve ark. [80] 2007 yılında yapmış oldukları çalışmalarında 1975 ve 2005 yılları arasındaki yapılmış apikal ve koronal sızıntı çalışmalarını yapılmış metodlarına göre incelemişlerdir. Yapmış oldukları değerlendirme sonucunda smear tabakasının uzaklaştırılması; kök kanal dolgu tipine, kök kanal patlarının tipine veya uygulanan test yöntemine bakmaksızın istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde apikal ve koronal örtülemediği geliştirdiğini bildirmişlerdir. Smear tabakasının fayda ve sakıncaları halen tartışılıyor olsada kabul gören genel görüş kaldırılması yönündedir. Son yıllarda yapılan çalışmaların çoğunda smear tabakasının uzaklaştırılmasının önemi belirtilmektedir.

Bu amaçla hiçbir solüsyonun tek başına etkili olmadığı irrigasyon solüsyonu olarak organik ve inorganik çözücülerin birlikte kullanılması gerektiği bildirilmiştir [15, 19, 20, 63, 105, 119]. Dentinin inorganik içeriğini demineralize etmek için EDTA solüsyonunun, organik içeriğini çözmek için NaOCl solüsyonunun kullanımı önerilmektedir. Ancak smear tabakasının uzaklaştırılması amacıyla lazerlerin de diş hekimliğinde yer alması düşünülmüş ve konuyla ilgili birçok araştırma yapılmıştır. Lazerlerin smear tabakasını uzaklaştırma etkinliğini değerlendiren çalışmaların sonuçları umut verici olduğu görülmüştür. Tek başlarına kullanıldıklarında daha kısa sürelerde smear tabakasını uzaklaştırdığını bildiren çalışmalar da vardır [63, 64, 150, 249].

Biyomekanik şekillendirmeyi takiben kök kanallarındaki smear tabakasını uzaklaştırmada CO<sub>2</sub> lazer, Nd:YAG lazer, Argon lazer, Er:Cr:YSGG lazer ve Er: YAG lazer tiplerinin etkili şekilde kullanılabileceği bildirilmiştir [63, 150, 173, 174, 196, 250].

Endodontik tedavilerde smear tabakasının uzaklaştırılmasında en sık kullanılan lazer tipleri Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerdir. Hidroksiapatite karşı yüksek afinitesi nedeniyle sert dokular üzerinde etkili olan Er:YAG lazerler dokudaki ve inorganik yapılar içerisindeki su tarafından absorbe edilerek doku içerisinde basınç oluşmasına ve dokuların parçalanmasına sebep olurlar [177, 206]. Su tarafından iyi absorbe edilmemesine rağmen protein, pigmente dokular ve koyu renkli yüzeyler tarafından daha iyi absorbe edilen Nd:YAG lazerin smear tabakasını uzaklaştırmada Er:YAG lazerlere göre daha az etkili olduğu rapor edilmiştir [176, 178]. Takeda ve ark. [64] %6'lık sitrik asit, %6'lık fosforik asit, %17'lik EDTA, CO<sub>2</sub> lazer ve Er:YAG lazerin smear tabakasını kaldırmadaki etkinliklerini araştırdıkları çalışmalarında smear tabakasını en etkili biçimde kaldıran grubun Er:YAG lazer grubu olduğunu ve sadece CO<sub>2</sub> lazer ve Er:YAG lazer grupları arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğunu tespit etmişlerdir. Takeda ve ark. [63] %17'lik EDTA solüsyonu ile Nd:YAG, Er:YAG ve Argon lazerlerin smear tabakasını uzaklaştırmasındaki etkinliğinin araştırıldığı çalışmalarında Argon, Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerin %17'lik EDTA'dan daha etkili olduğunu bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı bulunduğunu lazerlerin kendi aralarında ise Er:YAG lazerin daha etkili bulunmasına rağmen farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir.

Endodontik tedavilerde lazerlerin kullanılması sonucu kök kanal dentin duvarında erimeler (melting), eriyip birleşmeler (fusion) ve yeniden kristalleşmeler (rekristalizasyon) sonucu oluşan morfoloji değişiklikleri tespit edilmiştir [169, 182, 206, 208, 251].

Barbakow ve ark. [178] yaptıkları çalışmalarında dentin yüzeyinde smear tabakası ve debrisin kaldırılması amacıyla Nd:YAG lazeri 159, 239 ve 318 j/cm<sup>2</sup> parametrelerinde uygulamışlardır. Sonuç olarak kök kanallarının tüm bölgelerinde Nd:YAG lazer grupları arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmadığını ve smear tabakasının Nd:YAG lazer ile uzaklaştırılmadığını bildirmişlerdir. Aynı çalışmalarında tüm grupların apikal üçte birlik bölgelerinde ve sadece 318 j/cm<sup>2</sup> enerji yoğunluğu uygulanan grubun koronal ve orta üçte birlik bölgelerinde rekristalize

alanların oluştuğunu ve  $318 \text{ j/cm}^2$  enerji yoğunluğu uygulanan grubun apikal üçte birlik bölgesinde ise ciddi oranda karbonizasyon alanlarının görüldüğünü rapor etmişlerdir.

Kıvanç ve ark. [182] kök kanallarındaki debris ve smear tabakasının uzaklaştırılmasında Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerin etkinliklerini ve oluşan rekristalizasyon alanlarını inceledikleri çalışmalarında kontrol grubu olan %5,25'lik NaOCl ile lazer uygulanan gruplar arasında küçük farklılıklar görülmesine rağmen bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığı ve lazer ışığının debris ve smear tabakasını uzaklaştırmada etkili olmadığı bildirilmişlerdir. Ayrıca rekristalizasyon açısından da gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı da bildirilmiştir.

Takeda ve ark. [252] 1W ve 2W gücünde Er:YAG lazer kullandıkları çalışmalarında dentin yüzeyinde debris bulunmadığını smear tabakasının buharlaşması sonucu açık dentin tübüllerinin izlendiğini tespit etmişlerdir. Bunun yanında orta üçlüde optik fiberin değmediği bazı sahalarda smear tabakasının kaldırılamadığını da belirtmişlerdir.

KTP lazerlerin dentin duvarlarında ve smear tabakasında meydana getirdiği morfolojik değişiklikler az sayıda çalışmaya konu olmuştur [151-153, 253, 254]. Bu nedenle çalışmamızın ikinci kısmında KTP lazerin farklı güçlerde kullanımının smear tabakası üzerinde meydana getirdiği etkinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Son zamanlarda sert cisimlerin ve dokuların yüzey değişikliğini incelemek amacıyla elektron mikroskobu, profilometry, atomik kuvvet mikroskobu (AKM) ve X-ışını Fotoelektron Spektroskopisi (XPS) gibi birçok cihaz ve teknikten yararlanılmaktadır. Bu tekniklerden biri olan elektron mikroskobu ile incelemede Scanning electron microscopy (SEM), Backscattered electron imaging (BSE), Transmission electron microscopy (TEM), Scanning transmission electron microscopy (STEM) ve Energy dispersive spectrometer (EDS) gibi cihazların kullanıldığı bildirilmiştir. Elektron mikroskopları içinde diş hekimliğinde en çok kullanılan türler SEM ve TEM'dir. [255] SEM cihazı ile yapılan görüntüleme yönteminin ayrıntılı bilgi veren, güvenilir ve sık kullanılan yöntem olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [219, 251, 256, 257]. Bu çalışmada da KTP lazerin smear tabakasına olan etkisi SEM cihazının kullanımı ile incelenmiştir.

Her grup için kök kanallarının koronal, orta ve apikal bölgelerinden x1000 ve x2000 büyütmede görüntü alınmıştır. Alınan x1000 büyütme fotoğraflar smear tabakasının varlığı açısından değerlendirilerek, veriler Hülsmann ve ark. [219] 'nın kullandıkları beş skorlu sayısal değerlendirme cetveline göre elde edilmiştir.

Çalışmamızın sonucunda apikal üçlüde en düşük smear skoru grup 6 (EDTA)'da gözlenmiştir ve bunu sırasıyla grup 5 (4 W), grup 4 (3 W), grup 1 (1 W), grup 3 (2 W), grup 2 (1,5 W) ve Grup 7 (NaOCl) izlemiştir.

Orta üçlüde en düşük smear skoru grup 6 (EDTA) 'da gözlenmiştir ve bunu sırasıyla grup 2 (1,5W), grup 3 (2W), ile grup 5 (4W), grup 4 (3W), Grup 7 (NaOCl) ve grup 1 (1W) izlemiştir.

Koronal üçlüde en düşük smear skoru grup 6 (EDTA)'da gözlenmiştir ve bunu sırasıyla grup 5 (4W), grup 3 (2W), ile grup 4 (3W) ve Grup 7 (NaOCl), grup 2 (1,5W) ve grup 1 (1W) izlemiştir.

Birçok araştırmacı smear tabakası ve debrisin uzaklaştırılması için EDTA ve NaOCl'nin birlikte kullanılması konusunda fikir birliğine sahiptir [59, 105, 106, 119, 258, 259]. Yapılan çok sayıda çalışmada farklı konsantrasyon, miktar, pH, ve uygulama süreleri denenmiştir ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Sonuç olarak % 17'lik EDTA ve % 5,25'lik NaOCl'nin beraber kullanımının smear tabakasını kaldırmada etkili olduğu düşüncesi günümüzde kabul görmüştür [15, 59, 260-263]. Menezes ve ark. [264] %2,5'lik NaOCl, %2'lik KHG'in 2dk süre ile tek başlarına ve %17'lik EDTA ile kombine kullanımının kök kanal duvarlarındaki smear tabakasının uzaklaştırılmasını serum fizyolojik ile karşılaştırmışlardır. Tek başına %2'lik KHG'in smear tabakasını uzaklaştıramadığını ve tüm bölgelerde %17'lik EDTA kullanıldığı gruplarda smear tabakasının istatistiksel olarak önemli derece de azaldığını göstermişlerdir. Yamashita ve ark. [265] %2'lik KHG, %2,5'lik NaOCl'nin tek başlarına ve %17'lik EDTA ile kombine kullanımının kök kanallarındaki smear tabakasını uzaklaştırma etkinliğini inceledikleri çalışmalarında KHG veya %2,5'lik NaOCl kullanımının smear tabakasını uzaklaştırmada yetersiz olduğunu bildirmişlerdir. En etkili sonuçların %2,5'lik NaOCl ve %17'lik EDTA solüsyonlarının kombine kullanımında görüldüğünü rapor etmişlerdir. Yamada ve ark. [119] kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi sırasında çeşitli şelasyon ajanları ile son yıkamada % 5,25'lik NaOCl solüsyonlarını kombine olarak kullandıkları çalışmalarında smear tabakasını kaldırmada en etkili

sonuçların %17'lik EDTA kullanımını takiben %5,25'lik NaOCl kullanıldığı grupta tespit etmişlerdir.

Çalt ve Serper [266] %5'lik NaOCl kullanımını takiben %17'lik EDTA solüsyonunun 1ve 10 dakikalık sürelerle uygulanmasının dentinin yapısı ve smear tabakasının kaldırılması üzerine yaptıkları çalışmada, 1 dakikalık uygulamda smear tabakasının tamamen kaldırıldığını, 10 dakikalık uygulandığında ise intertübüler ve peritübüler dentinde aşırı derecede erozyon oluştuğunu dolayısıyla 1 dakikadan fazla uygulanmaması gerektiğini bildirmişlerdir.

Teixeira ve ark. [267] 1, 3, 5 dk süreyle 3 ml % 15'lik EDTA ve 3ml %1'lik NaOCl solüsyonlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında 1 da süreyle yapılan uygulamada kök kanallarındaki smear tabakasının apikal bölgede yeterince kaldırılamadığını, 3 ve 5 dakikalık uygulamaların koronal, orta ve apikal bölgelerde etkili olduğunu ve süreler arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olmadığını göstermişlerdir.

Bu veriler ışığı altında çalışmamızda negatif kontrol grubunda %17'lik EDTA ve % 2,5'lik NaOCl solüsyonları kombine olarak kullanılmıştır, intertübüler ve peritübüler dentindeki meydana gelebilecek erozyon dikkate alınarak süre 2 dakika olarak tercih edilmiştir. Pozitif kontrol grubunda ise sadece % 2,5'lik NaOCl solüsyonunu kullanılmıştır. Çalışmamızın sonuçları incelendiğinde kök kanallarındaki smear tabakasının uzaklaştırılmasında %17'lik EDTA solüsyonunun ardından % 2,5'lik NaOCl uygulanan grubun en etkili yöntem olduğu ve bu sonuçların yapılan diğer çalışmaların sonuçları ile uyumlu olduğu tespit edilmiştir.

Smear tabakasının uzaklaştırılmasında çeşitli yıkama solüsyonları değişik miktarlarda ve sürelerde kullanılmış ve farklı sonuçlar alınmış olunmasına rağmen çalışmaların sonuçları sıklıkla kök kanallarının koronal ve orta üçlüsünün apikal üçlüsüne oranla daha etkili temizlendiği tespit edilmiştir. Bu sonuca kanalların koronal ve orta üçlüsünün çapının apikal üçlüden daha geniş olması ve bu bölgelerde solüsyonun dentinle temasını ve akıcılığının daha iyi sağlanması ile varıldığı bildirilmiştir [106, 113, 256, 261, 268-270]. Apikal bölgedeki dentin normalde, daha skleroze ve mineralize olup, kök kanal dentinin sertliği koronalden apikale doğru artarken, dentin kanallarının sayısı apikal bölgeye doğru azalmaktadır. Ayrıca elde edilen bulgularda apikal bölgede etkinin daha az olması kök kanal dentinin koronal, orta ve apikal bölgesi arasındaki yapısal farklılıktan kaynaklanmış olabileceği bildirilmiştir.

Çalışmamızda, smear tabakasının uzaklaştırıldığı tespit edilen deney gruplarında koronal ve orta üçte birlik bölgede apikal üçte birlik bölgeden daha fazla etkinlik görüldüğü, bu yöndeki sonuçlarımızın diğer araştırmacıların sonuçları ile paralellik gösterdiği tespit edilmiştir.

Literatür incelendiğinde KTP lazerin smear tabakası üzerindeki etkilerini konu edinen çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda da KTP lazer sınırlı güç seviyelerinde ve sınırlı sürelerle kullanılmıştır. Bu kısımda çalışmamızın sonuçları daha önce KTP lazer kullanılarak yapılmış olan çalışmalar ile karşılaştırılacaktır.

Tewfik ve ark. [151] KTP lazeri 1-5W ve 0,2-1 sn parametrelerinde kanal içerisinde kullandıklarında dentin yüzeyini örten smear tabakasının geçirgenliğinin değişmediğini göstermişlerdir. Bununla birlikte SEM incelemeleri ile alttaki dentinde ardışık etkisi olmaksızın güç artırıldıkça hafif yüzey değişimleri, smear ve dentin tabakasında erimeler veya buharlaşmalar gibi modifikasyonlar oluştuğunu göstermişlerdir. Asitlenmiş dentinde KTP lazeri kullandıklarında dentin kanal ağzlarında genişleme ve çatlaklarla birlikte smear tabakası geçirgenliğinde hafif artış tespit etmişlerdir. Ayrıca bu çalışmada kullanılan lazerin ve gücün tüm kanal boyunca aynı uygulanmasına rağmen aynı kanal üzerinde farklı tür sonuçların görülmesi üzerinde durulmuştur. Bu farklılık lazerin fiber optik ucu ile kanal duvarı arasında kalan mesafenin tüm kanal boyunca aynı kalmamasına bağlamışlardır. Apikal üçlüde bu mesafenin minimum kalırken şekillendirmenin daha fazla olduğu koronal üçlüye doğru mesafenin arttığını bildirmişlerdir. Mesafenin yeterli olduğu düşünülen bazı bölgelerde lazerin hiçbir etkisinin gözlemlenmediğini, fark edilebilir bir görüntü farklılığı oluşmadığını bildirmişlerdir. Mesafenin azaldığı bölgelerde smear tabakası içindeki su ve organik artıkların buharlaştığı, erimeler ve camsı görüntülerin yüzeyde oluştuğu fakat alttaki dentinde görülebilir bir etki olmadığını bildirmişlerdir. Mesafenin daha da azaldığı bölgelerde daha etkileyici sonuçların oluştuğu ara ara smear tabakasının tamamen kalktığı ve smear tıkaçları oluştuğu gözlemlenmişlerdir. Tewfik ve ark. yaptığı bu çalışmada diğer çalışmalarda tanımlanan  $J/cm^2$  olarak birim alan başına düşen enerji miktarını tanımlamamıştır. Lazer enerjisine maruz kalan yüzey alanını bilmediklerini, en yüksek enerjinin fiberin sonlanmasında oluştuğunu lazer ışığının  $15^0$  bir açı ile çıktığını ışığa yakın yüzeylerin uzak bölgelere kıyasla daha fazla etkilenebileceğini bildirmişlerdir.



Machida ve ark. [152] in vitro olarak KTP lazerin kök kanal yüzeyindeki etkisini ve kök yüzeyinde meydana getirdiği sıcaklık artışını incelemişler ve KTP lazer uygulamasının kök kanal yüzeyinden smear tabakasının uzaklaşmasını kolaylaştırdığını tespit etmişlerdir. Ayrıca kök yüzeyindeki sıcaklık artışını tespit ederek bu uygulamanın zararsız olduğunu göstermişlerdir. SEM incelemesi yapılacak örnekler aralarda 10 sn dinlenme zamanı vererek 1 W 6 sn, 2 W 3 sn ve 3 W 2 sn olmak üzere her güç düzeyinde 5'er kez uygulama yapmışlardır. 1 W uygulamasından elde edilmiş görüntülerde tüm dentin duvarının çeşitli seviyelerde smear tabakası ile örtülü olduğunu, 2 W uygulamasından elde edilmiş görüntülerde 1 W ile elde edilen görüntülerle karşılaştırıldığında daha az seviyede debris ve smear tabakası görüldüğünü, 3 W uygulamasından elde edilen görüntülerde kök kanal yüzeyinin genel olarak temiz, smear tabakası ve debrisin uzaklaşmış olduğunu ayrıca birkaç izole bölgede parça parça erime ve eriyip birleşme alanları gözlemlemişler.

Schoop ve ark. [153] KTP lazeri 1 W ve 1,5 W güçlerinde dentin diskleri üzerinde uyguladıkları çalışmalarında KTP lazeri 5'er sn, aralarda 15 sn dinlenme süresi ile 5 kez uygulamışlardır. Fiber optik uç ile dentin diskleri arasındaki açının 15 °C olmasına dikkat etmişlerdir. 1W'da dentin yüzeyinde major morfolojik değişimler tespit etmişler ve bu değişimleri sert dokuların erimesi ve yeniden kristalleşmesi sonucu oluşan yapı ile dentin tübüllerinin üzerinin kaplanması olarak açıklamışlardır ve lazeri 1,5 W gücünde uyguladıklarında neredeyse tüm dentin yüzeyinde erimeler yeniden kristalleşmeler ve mikro çatlak formasyonlarını içeren bir değişim olduğunu göstermişlerdir.

Şimşek ve ark. [253] yaptıkları çalışmalarında farklı irrigasyon solusyonları ve KTP lazer uygulanmasından sonra gutta perka ve AH 26 kullanılarak doldurulan kanallarda oluşan bakteriyel mikrosızıntıyı incelemişlerdir. Irrigasyon solüsyonu olarak %17'lik EDTA, % 2,5'lik NaOCl, %20'lik propolis, % 2'lik KHG ve lazer grubunda KTP lazer kullanmışlardır. KTP lazeri 250 mj, 10 Hz, 1,5 W protokolü ile her uygulama sonrasında 30 sn bekleme süresi vererek 2,5 sn süreyle 4 kez uygulamışlardır. Ayrıca örnekler üzerinde SEM incelemeleri de yaparak smear tabakasında meydana gelen değişimlerde incelenmiştir. SEM görüntülerinde lazer uygulanan kök kanal duvarlarının daha pürüzsüz ve düzenli olduğunu tespit etmişlerdir. Fakat sonuç olarak tüm gruplarda mikrosızıntı tespit edildiğini ve bu farkın istatistiksel olarak anlamsız olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda smear tabakasının uzaklaştırılmasında en başarılı sonuçlar grup 6 (%17'lik EDTA)'da tespit edilmiştir. Lazer gruplarının skorları kıyaslandığında KTP lazerin hiçbir güç seviyesinde grup 6'daki başarıyı elde edemediği görülmüştür. Deney gruplarında her üç bölgede de dentin duvarlarında çeşitli seviyelerde smear tabakasının bulunduğu tespit edilmiştir. Apikal üçte birlik bölgede KTP lazerin 4 W gücü ile kullanılmasının pozitif kontrol grubu olan % 2,5'lik NaOCl ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı başarı gösterdiği, orta üçte birlik bölgede KTP lazerin 1,5 W gücü ile kullanılmasının 1 W ve % 2,5'lik NaOCl kullanılan gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı başarı gösterdiği, koronal üçte birlik bölgede ise lazer gruplarının ve %2,5'lik NaOCl kullanılan pozitif kontrol gruplarının arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan farklılıklar gösterdiği tespit edilmiştir. Smear tabakasının uzaklaştırılmasının incelendiği bölümde antibakteriyel etkinliğin incelendiği bölümdeki gibi güç değerleri ile doğru orantılı olarak artan başarılar görülmemiştir. SEM görüntülerinden elde edilen skorlar incelendiğinde bazı alanlarda yüksek güç kullanılan gruplardaki skorların, düşük güç kullanılan gruplardaki skordan, daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Lazerin güç seviyesi, enerji modu, dağıtım sistemi, ışınlama süresi [176] , dokudaki absorpsiyon miktarı, kök kanalının geometrisi ve lazer ucu ile hedef doku arasındaki mesafe [130] gibi farklı parametreler aynı doku üzerinde farklı etkiler oluşturabileceğinden çalışmamızda görülen farklılıkların bu faktörlerle açıklanabileceğini düşünmekteyiz.

KTP lazer ile yapılmış belirtilen çalışmalarda gözlenen erimeler (melting) ve eriyip kaynaşmalar (fusion) ve yeniden kristalizasyonlar bu çalışmada da gözlemlenmiştir (Şekil 4.21, 4.22, 4.27, 4.30)

Anic ve ark. [271] dentin yüzeyine lazer ışığının dik veya paralel uygulanması sonucu yüzeyde oluşan morfolojik değişiklikleri inceledikleri çalışmalarında lazer ışığının dik olarak uygulandığı durumlarda dentinde hiçbir etki görülmemesinden erimiş dentine kadar değişen birçok etkinin oluştuğunu bildirmişlerdir. Santos ve ark. [272] kök kanal duvarlarına lazerin optik fiber kullanılarak paralel olarak uygulanması sonucu etkinlik kaybının oluştuğunu bildirmişlerdir. Takeda ve ark. [273] ve Khabbaz ve ark. [274] Er: YAG lazerin kanal yüzeyine dik uygulandığı zaman kök kanal duvarlarındaki smear tabakası ve debrisin daha iyi uzaklaştığını bildirmişlerdir. Dentin tarafından absorbe edilen enerji miktarının ve kök kanal yüzeyindeki morfolojik değişikliklerin lazer ışığının açısındaki farklılıklardan etkilendiğini belirtmişlerdir. Dentin duvarlarında

homojen bir etki sağlamak için lazer enerjisinin dentin yüzeyine homojen şekilde dağılması gerektiği bilinmektedir. Elimizde bulunan lazer ışının uç kısımdan çıktığı fiber optik iletim sistemlerinin kök kanallarında kullanılması sırasında lateral kanallara yeterince ulaşamaması, kanal yüzeyine lazer ışığının dik olarak gönderilememesi ve uç kısımdan dikey doğrultuda salınan enerjinin bazı sahalarda yoğunlaşarak o sahalarda termal hasarlara yol açması nedeniyle günümüzde kullanılabilecek yeni lazer ışınını homojen şekilde yayabilen iletim sistemlerinin geliştirilmesi üzerine çalışmaların yoğunlaştığı bildirilmiştir [271, 275].

### **5.3 KTP Lazerin Kök Yüzeyinde Meydana Getirdiği Sıcaklık Değişiminin İncelenmesi**

Endodontide lazer kullanımında, literatürde tartışma konusu olan önemli sorun da lazerin in vivo kullanımında pulpa ve periodontal dokular üzerindeki olası termal etkileridir. Lazerin kök kanallarında kullanımında en önemli problem kanal içi ısı artışı ile periodontal dokular üzerinde oluşabilecek hasarlar sonucu doku nekrozları, kök rezorpsiyonları veya etkilenen dişlerde ankilozların meydana gelmesidir.

Lazer ışınının termal etkisi, lazer radyasyonunun doku tarafından emilmesi ile ortaya çıkmaktadır. Kök kanal tedavisi sırasında lazer direkt olarak dentin ile etkileşiyor olsada bu etkileşimin sonucunda oluşan ısı yayılıp ve periodontal dokulara kadar ulaşabilme potansiyeline sahiptir. Bu ısı taşınım mekanizması direkt olarak doku bileşenlerine ve uygulamanın dalga boyu ile ilintilidir. Dentinin emme katsayısı uygulanan lazerin dalga boyundan düşük olduğunda fotonların saçılması emiliminden daha baskın olarak olacağından saçılan fotonlar uygulama yüzeyinden uzak bölgelerde de emilebilmiş olacaktır [276].

Modifiye Beer-Lambert yasasına ve difüzyon teorisine göre lazer yoğunluğu dokunun derin katmanlarına doğru katlanarak azalır, böylece kök kanal duvarlarının iç yüzeyinde çıkan sıcaklık değeri dış yüzeyinden her zaman daha yüksek olacaktır. Fakat yinede derin katmanlara saçılan fotonlardan oluşan absorpsiyon sonucu periodontal dokulara zararlı olabilecek sıcaklık artışları görülebilir. Tüm bu sebeplerden dolayı klinik uygulamalardan önce tahmini sıcaklık artışının bilgi olarak bilinmesi son derece önemlidir [208].

Kanal ve diş kök yüzeyi arasındaki dentinin kalınlığı veya kanal şekillendirilmesi sonrası kalan dentin kalınlığı kök yüzeyine ısı geçişi üzerinde etkilidir. Dentinin zayıf

ısı iletkenliği ısının periodontal ataşmana geçişini önleyecek ve dağılmasına yardımcı olacaktır. Buna rağmen büyük miktarlarda ısı transferi kök etrafındaki destek yapılarında yaralanmaya neden olabilmektedir. Alveolar kemik ve periodontal membranın termal iletkenliği ve kan dolaşımına bağlı olarak klinik olarak sıcaklık artışının in vitro çalışmalara oranla daha hızlı azalması beklenir [198, 277-279]. Soyenkoff ve Okun [280], Jarby [281], Craig ve Peyton [282], Brown ve ark. [283] vb. gibi çeşitli araştırmacılar yaptıkları çalışmalarda insan dentinin termal özelliklerinin düşük iletkenlik gösterdiğini belirtmişlerdir. Bundan dolayı dentin kalınlığındaki ufak bir farklılık termal iletkenlikte büyük farklılıklar oluşturabilmektedir. Her ne kadar dentin duvarlarının kalınlığı ve kök yüzeyindeki sıcaklık arasında korelasyon bulunmuşsa da bu korelasyonun önemsiz olduğu belirtilmiştir [284]. Dentin kalınlığındaki değişimlerin sonuçlar üzerinde oluşturacağı direkt etki göz önüne alındığında standardizasyonu sağlamak ve deney düzeneğinde kullanılan sabitleyicide dişlerin stabil kalmasını sağlamak için bukkolingual uzunluğu ortalama olarak birbirine yakın olan alt çene tek kanallı küçük azı dişleri çalışmamıza dahil edilmiştir.

Fors ve ark. [284] seçtikleri in vitro deney düzeneğine göre iki yüzey arasındaki sıcaklık derecesinin tahmininde materyalin özellikleri ile birlikte ısı kaynağının enerji dağılımı oranları da bilinmelidir. Sadece iletim ile transfer edilen ısının önemli olmasından dolayı her iki materyalin ısı iletkenliğinin ve ara yüzeylerin ısı transfer katsayılarının bilinmesi yeterli olacaktır. Fors'a göre bu görüş temel alınarak açık havada diş herhangi bir yere gömülmeden yapılan bir deneyde saçılma ve hava ihmal edilerek çıkan sonuç sıcaklığın üst sınırı olarak kabul edilebilir. İn vivo olarak bu sıcaklığın bölgedeki kan dolaşımına ve periodontal membran ve alveolar kemiğin termal ısı iletkenliğine bağlı olarak düşeceği de bildirilmektedir. Bu çalışmada da diş kökleri hiçbir yere gömülmeden sabitleyici düzenekte asılı haldeyken lazer uygulamaları yapılmıştır.

Kök kanal tedavisinde kullandığımız lazerler, ısıtılmış guta perka ile yapılan dolum teknikleri gibi uygulamalar kök yüzeyinde sıcaklık değişimlerine neden olabilmektedir. Bu sıcaklık değişimleri ısıl çiftler (termokupl) veya infrared termografi ile incelenebilmektedir. Yapılan çalışmaların çoğunda ısıl çiftler yöntemi kullanılmıştır. Bu metod kök yüzeyi üzerindeki belli noktalardaki sıcaklık hakkında bilgi vermektedir. Yani sadece kontakt noktasındaki sıcaklığı ölçebilmektedir. Ayrıca tam kayıtların sağlanabilmesi için bu yöntemde kullanılan problemler ile yüzey arasındaki

temasın tam olarak sağlanması gerekmektedir. Düzensiz yapıdaki kök yüzeyinde oluşabilecek zayıf temaslar kayıtların doğruluğuna gölge düşürmektedir.

Kök kanal yüzeylerinde meydana gelen sıcaklık artışlarının incelenmesi için infrared termografi ile ısıl çiftler kıyaslandığında infrared termografi sisteminin artan sıcaklığı daha yaygın bir alanda gözlemleyebilmesi, istenilen noktalarda veya alanlarda analiz imkanı sağlayabildiği, eş zamanlı termal video imajları oluşturabildiği, bu imajlarda sıcaklık değişimleri ile paralellik gösteren görsel renk desenleri oluşturabildiği, kendisine özgü yazılım programları ile detaylı analiz imkanları sağlayabildiği, incelenen bölgelerde maksimum –minimum gibi spesifik sıcaklıkların hangi saniyede ve nerede tespit edildiğini saptayabildiği görülmüştür. McCullagh ve ark. [222] yaptıkları bir çalışmada ısılçift kayıtları ile infrared termografik kayıtlar arasında 14,5 °C'lik sıcaklık ölçüm farklılığı tespit etmişlerdir. Çalışmalarının sonunda daha yaygın bir alanda güvenli sonuçlar vermesi açısından infrared termografi yönteminin kullanılmasını önermişlerdir. Çalışmamızda ısıl çiftlerin dezavantajları ve infrared termografi yönteminin güvenilirliği göz önünde bulundurulmuştur ve sıcaklık ölçümlerinin yapılmasında termal kamera kullanılmıştır.

Termal imaj sisteminin doğruluğu incelenen materyalin emissivity değerine dayanır. Emissivity objelerin ısı yayım katsayısıdır. Yani kızılötesi spektrumda ışınma oranıdır ve her obje farklı ısı yayım oranına sahiptir. Yazılım sistemi ile ölçümler değerlendirilirken incelenen maddeye özgü kalibrasyon yapılmalıdır [222]. Bu nedenle çalışmamızda kullandığımız termal kamera ile ölçümler yapılmadan önce emissivity değeri diş köküne özgü 0,91 olarak kalibre edilmiştir.

Yapılan çeşitli çalışmalar sonucunda in vivo ortamda geri dönüşümsüz sonuçlar ortaya çıkarabilecek sıcaklık artışları ve süreleri ortaya konmuştur. Periodontal dokulara zarar vermeyecek limitlerde güvenli sıcaklık artış düzeyleri araştırılmıştır. Erikson ve Albrektsson [198] 1 dakika boyunca 50 °C ve ya 5 dakika boyunca 47 °C'de ısıtılan kemik dokusunun diğer dokulara destek fonksiyonunun hasar gördüğünü ve bununla birlikte yağ hücrelerinin kemik dokuyu rezorbe ederek yerini aldığını belirtmişlerdir. 1 dakika boyunca 47 °C'ye kadar ısınmanın geri dönüşümsüz kemik yaralanması sonucunu doğuracağını bildirmişlerdir. Bu sıcaklığın alkalen fosfatazın denatürasyonu için gereken sıcaklıktan 8 °C düşük ve insan sıcaklığından 10 °C yüksek olduğu rapor edilmiştir. 47-53 °C'de geri dönüşümsüz kemik hasarı ve 42-66 °C'de kırıldak nekrozu gibi termal yaralanmalar tanımlanmıştır [201, 278]. Matthews ve Hirson [285] ve

Rhineland ve ark. [286] kemik alkali fosfatının in vitro deneylerde 56 °C'de hızla inaktif olduğunu ve kemik yaralanması için kritik derecenin bu olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca sıcaklığın 60 °C'de ya da daha fazla olmasının iskemi ve açık kemik dokusu nekrozlarına yol açacağıda yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Öte yandan periodontal ligamentin hangi sıcaklık değerinde dejenere olduğunu bildiren bir çalışmaya rastlanılmamıştır [179]. Kemik dokuları 1 dakika süreyle uygulanan 53 °C'lik ısıdan irreversible olarak etkilenebilir [201].

Isıtılmış guta perka ile kök kanal dolumunun etkilerini histolojik olarak araştıran Saunders [202] %28 vakasında 18°C sıcaklık artışı sonucu sement yüzeyinde rezorbsiyonların oluştuğunu göstermişlerdir.

Kimura ve ark. [175] Er: YAG lazeri kök kanallarında uyguladıkları çalışmalarında kök yüzeyinde oluşan ısı değişikliklerini ve periodontal bölgedeki ısısal etkiyi değerlendirdikleri çalışmalarında apikal üçlü, orta üçlüde maksimum sıcaklık artışını sırasıyla 6 °C ve 3 °C olarak tespit etmişlerdir, Wigdor ve ark. [131] Er: YAG lazerin Nd: YAG ve CO<sub>2</sub> lazerden daha az termal zarara neden olduğunu belirtmişlerdir, Da Costa ve ark. [208] diod lazeri 2,5 W değerinde atımlı ve devamlı modlarda kök kanal içine uyguladıkları çalışmalarında lazer gruplarının hiç birinde sıcaklık artışlarının 10 °C'nin üstüne çıkmadığını tespit etmişlerdir. Lazerin devamlı mod ile uygulandığı örneklerde maksimum sıcaklık artışı 8,6°C olarak bulunurken bu değer atımlı mod uygulanan örneklerde 3,3 °C olarak tespit edilmiştir. Abad-Gallegos ve ark. [287] Er,Cr:YSGG lazer ile yaptıkları çalışmada maksimum sıcaklık artışını 1 W'da 3,84 °C, 2 W'da 5,01 °C olarak tespit etmişlerdir.

KTP lazerin kök kanallarında meydana getirdiği sıcaklık değişimini inceleyen çalışma sayısı çok azdır. Bu nedenle çalışmamızın üçüncü kısmında KTP lazerin farklı güçlerde kullanımının kök kanal duvarlarında meydana getirdiği sıcaklık değişimini incelemek amaçlanmıştır.

Ayrıca çalışmamızda Erikson ve Albrektsson'un tespit ettiği 47 °C'ye 1 dakika maruz kalınmayacağı yani vucüt sıcaklığından 10 °C 'lik bir artışın 1 dakika boyunca kemik dokuda kalması dikkate alınarak sonuçlarımız yorumlanmıştır.

Sonuçlarımız incelendiğinde kritik sıcaklık artış değeri olan 10 °C'nin üstüne sadece KTP lazerin 4 W olarak kullanıldığı grupta apikal ve orta üçlü bölgelerinde çıkmıştır. Yalnız Erikson ve Albrektsson [198] 1 dakika boyunca bu sıcaklık artışına

maruz kalındığında dokularda geri dönüşümsüz hasarlar görülebileceğini bildirmişlerdir. Bu sebeple çalışmamızda termal kamera kullanarak izlediğimiz deneklerimizin soğuması, maksimum sıcaklık artışının tespit edildiği andan yani son lazer uygulanmasından sonra 1 dakika boyunca dinamik çekim yaparak kaydedilmiştir. KTP lazerin 4 W olarak kullanıldığı grupta soğumanın 20. saniyesinde sıcaklık artış değeri (birimi  $^{\circ}\text{C}$  olarak şekilde) apikal üçlüde 9,15, orta üçlüde 9,12 ve koronal üçlüde 7,82 olarak, soğumanın 40. saniyesinde apikal üçlüde 6,75, orta üçlüde 7,26 ve koronal üçlüde 6,40 son olarak soğumanın 60. saniyesinde apikal üçlüde 5,37, orta üçlüde 5,92 ve koronal üçlüde 5,39 olarak tespit edilmiştir. Bu sıcaklık düşüşleri incelendiğinde maksimum sıcaklık artışının görüldüğü KTP lazerin 4 W güç değerinde kullanıldığı grupta en yüksek değerlerin görüldüğü apikal üçlüde bile 20 saniye sonra sıcaklık artışı  $10^{\circ}\text{C}$ 'nin altına düştüğü, termal çekimin sonunda aynı grupta sıcaklık artışının 5-6  $^{\circ}\text{C}$  olduğu tespit edilmiştir

Machida ve ark. [152] in vitro olarak KTP lazerin kök kanal yüzeyindeki etkisini ve kök yüzeyinde meydana getirdiği sıcaklık artışını incelemişlerdir. Çalışmalarında KTP lazeri 1 W, 2 W ve 3 W güçlerinde 10 sn süre ile uygulamışlar termal kamera kullanarak yaptıkları tüm ölçümleri oda sıcaklığında gerçekleştirmişler ve lazer uygulaması sırasında ve sonrasındaki 10 sn soğuma süreci için incelemede bulunmuşlardır. Sonuç olarak maksimum sıcaklık artışını 2 W çıkış gücünün uygulandığı bir örnekte  $10,3^{\circ}\text{C}$  olarak tespit etmişlerdir. Tüm uygulamalar boyunca 1 W 6sn, 2 W 3sn ve 3 W 2sn olarak kullanıldığında güvenilir aralıkta sonuçlar elde edilebileceğini, lazerin bu parametrelerde kullanılması durumunda sıcaklık artışının eşik değeri geçmeyeceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda Machida ve ark. çalışmasından farklı olarak KTP lazerin kullanım süresi 30 saniyedir ve en yüksek güç değerimiz 4 W'dır. Sıcaklık artış değerleri incelendiğinde  $10^{\circ}\text{C}$ 'nin üstüne anlık yükselişler tespit edilmiştir fakat soğuma süreci dikkate alındığında bu seviyenin üstünde 20 saniyeden fazla kalınmadığı da görülmüştür. Ayrıca sıcaklık değerinin düşmesi vital ortamda bitişik yapılarda var olan kan dolaşımı ile ısının taşınması sayesinde daha hızlı olacağından bu soğuma in vivo ortamda in vitro ortamdan daha hızlı olacaktır.

Nammour ve ark. [288] KTP-Nd:YAG lazerin farklı parametrelerde kök kanallarında kullanılacak güvenli parametrelerini araştırdıkları çalışmalarında apikal üçlü bölgesinde meydana gelen sıcaklık artışını termakupl ile incelemişler ve sonuçları değerlendirdiklerinde sıcaklık artışını tüm gruplarda eşik değerinin altında kaldığını

tespit etmişlerdir. Uygulama süresince verilen soğuma sürelerinin sıcaklık artışından kaynaklanan doku hasarlarını öneltirir son derece önemli olduğunu vurgulamışlardır.

Schoop ve ark. [153] KTP lazeri 1 W ve 1,5 W güçlerinde aralarda 15 sn ara vererek 5 sn, 5 kez toplamda 25 sn olmak üzere dentin diskleri üzerinde uyguladıkları çalışmalarında sıcaklık değişimlerini 21 °C de oda sıcaklığında termocouple kullanarak tespit etmişler ve 1 W güç kullanıldığında 4,1 °C, 1,5 W güç kullanıldığında 5,5 °C artış tespit etmişlerdir. Çalışmamızın verileri de bu çalışmanın verilerine benzer şekilde tespit edilmiştir. Ayrıca çalışmamızı insan diş modellerinde yaptığımız ve verileri termal kamera kullanarak geniş bir alanda değerlendirdiğimiz için elde ettiğimiz verilerin gerçeğe daha yakın ve daha güvenilir olduğunu düşünmekteyiz.

Kök yüzeyinde meydana gelen sıcaklık artışlarının değerlendirildiği in vitro çalışmalar sırasında dikkat edilmesi gereken bazı noktalar vardır. Canlı dokularda havadan daha az ısı iletkenliğine sahip olan çevre dokular kan akışı ile birlikte potansiyel ısı alıcılarını oluştururlar. Bu nedenle bitişik yapılarda bulunan vasküler kan dolaşımı sayesinde termal enerji in vivo ortamda in vitro ortamdan daha hızlı bir şekilde dağıtılır [202]. Ayrıca Modifiye Beer-Lambert yasasına ve difüzyon teorisine göre lazer yoğunluğu dokunun derin katmanlarına doğru katlanarak azalır, böylece kök kanal duvarlarının iç yüzeyinde çıkan sıcaklık değeri dış yüzeyinden her zaman daha yüksek olacaktır. Fakat yinede derin katmanlara saçılan fotonlardan oluşan absorpsiyon sonucu periodontal dokulara zararlı olabilecek sıcaklık artışları görülebilir. [208] Termal kamera ile dinamik çekim olarak kayıt edilen KTP lazer uygulamamızın incelemeleri yapılırken apikal, orta ve koronal üçlü bölgelerinde belirlenen spot noktalarımız kök kanalının düşey olarak merkezinde belirlenmiştir. Bu bakımdan belirlediğimiz spot noktaları ile çevre dokular arasında var olan dentin mesafesinde sıcaklık seviyesinin düşeceğini düşünmekteyiz. Ayrıca çalışmamız in vitro koşullarda yapıldığı için KTP lazer gruplarında tespit edilen sıcaklık artışlarının klinik uygulamalar sırasında görülebilecek maksimum seviye olduğunu düşünmekteyiz.

Yapılan birçok çalışmada sıcaklık artışları incelenirken özellikle periodontal dokularla daha yakın ilişkili olan ve kök kanal şekillendirilmesi sonrasında kalan dentin dokusunun ince olduğu apikal üçlü seçilmiştir. Termal ısınma sonucu meydana gelebilecek zararların özellikle radiküler kök yüzeyini saran periodontal ligament ve onu çevreleyen kemik dokusunda meydana gelebileceğini düşünmüşlerdir. Çalışmamızda KTP lazerin değişik güçlerde uygulanması sırasında diş kökünün



koronal, orta ve apikal üçlüsünde meydana gelen sıcaklık değişimleri ayrı ayrı değerlendirildiğinde sonuç olarak en yüksek sıcaklık artışlarının tüm gruplarda apikal üçlüde meydana geldiği tespit edilmiştir. Sıcaklığın apikal alanda en yüksek değerlere ulaşması kalan kök duvarlarının ince olması ve bu bölgenin kanal çapının dar olması ile açıklanmaktadır [175, 289].

## SONUÇLAR

Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulara dayanarak aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

- ✓ Kök kanallarından *E. faecalis* eliminasyonunda negatif kontrol grubunda kullandığımız %2,5'lik NaOCl solüsyonunun bu bakteri üzerinde tam bir eliminasyon sağlamıştır.
- ✓ KTP lazerin kök kanallarından *E. faecalis*'in tam eliminasyonunu sağlayamasa da güç değerleri ile doğru orantılı şekilde artan antibakteriyel etkinliği tespit edilmiştir. Özellikle 4 W gücünde kullanıldığında %2,5'lik NaOCl solüsyonu ile elde edilen başarıya yakın sonuçlar alınmıştır.
- ✓ Pozitif kontrol grubunda kullanılan NaOCl'nin antibakteriyel etkinliğinin KTP lazerin 1 W ve 1,5 W ile kullanıldığı gruplardan daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.
- ✓ Kök kanallarındaki smear tabakasının uzaklaştırılmasında en etkili yöntemin % 17'lik EDTA solüsyonu uygulaması olmasıyla birlikte KTP lazerin hiçbir güç seviyesinde smear tabakasını uzaklaştırmada %17'lik EDTA grubundaki kadar başarılı olamadığı tespit edilmiştir.
- ✓ Smear tabakasının uzaklaştırılmasında etkinliği tespit edilen %17'lik EDTA solüsyonunun bu etkinliğinin kök kanalında apikal bölgede azaldığı tespit edilmiştir.
- ✓ KTP lazerin yüksek güç değerlerinde kullanılması ile bazı dentin yüzeylerinde erime, birleşme ve rekristalizasyon sahaları gözlenmiştir.
- ✓ KTP lazerin kök kanallarında kullanıldığında kök yüzeyindeki sıcaklığı artırdığı bu artışın kullanılan güç seviyeleri ile doğru orantılı şekilde arttığı tespit edilmiştir.
- ✓ Kök yüzeyinde meydana gelen sıcaklık artışının tüm gruplarda apikalden koronale doğru azaldığı tespit edilmiştir.
- ✓ Kök yüzeyinde meydana gelen sıcaklık artışının tüm KTP lazer gruplarında 1 dk'lık bekleme süresi sonrasında eşik değerinin üstüne çıkmadığı tespit edilmiştir.
- ✓ Çalışmamızda kullandığımız KTP lazer uygulama protokolünün değerlendirilmesi amacı ile farklı çalışmaların da yapılması gerekmektedir.

## KAYNAKLAR

- [1] Alaçam, T., Aydın, M., Tınaz, C. (2012). Endodonti, Özyurt Matbaacılık, Ankara.
- [2] Depraet, F. J., De Bruyne, M. A., De Moor, R. J. (2005). The sealing ability of an epoxy resin root canal sealer after Nd:YAG laser irradiation of the root canal, *Int Endod J*, Vol. 38, 302-309.
- [3] Mehl, A., Folwaczny, M., Haffner, C., Hickel, R. (1999). Bactericidal effects of 2.94 microns Er:YAG-laser radiation in dental root canals, *J Endodont*, Vol. 25, 490-493.
- [4] Perin, F. M., Franca, S. C., Silva-Sousa, Y. T., Alfredo, E., Saquy, P. C., Estrela, C., Sousa-Neto, M. D. (2004). Evaluation of the antimicrobial effect of Er:YAG laser irradiation versus 1% sodium hypochlorite irrigation for root canal disinfection, *Aust Endod J*, Vol. 30, 20-22.
- [5] Sjogren, U., Figdor, D., Persson, S., Sundqvist, G. (1997). Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis, *Int Endod J*, Vol. 30, 297-306.
- [6] Franzen, R., Gutknecht, N., Falken, S., Heussen, N., Meister, J. (2011). Bactericidal effect of a Nd:YAG laser on *Enterococcus faecalis* at pulse durations of 15 and 25 ms in dentine depths of 500 and 1,000  $\mu\text{m}$ , *Lasers Med Sci*, Vol. 26, 95-101.
- [7] Kustarci, A., Sumer, Z., Altunbas, D., Kosum, S. (2009). Bactericidal effect of KTP laser irradiation against *Enterococcus faecalis* compared with gaseous ozone: an ex vivo study, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 107, 73-79.
- [8] Kishen, A., George, S., Kumar, R. (2006). *Enterococcus faecalis*-mediated biomineralized biofilm formation on root canal dentine in vitro, *J Biomed Mater Res A*, Vol. 77, 406-415.
- [9] Zehnder, M. (2006). Root canal irrigants, *J Endodont*, Vol. 32, 389-398.
- [10] Sen, B. H., Piskin, B., Demirci, T. (1995). Observation of bacteria and fungi in infected root canals and dentinal tubules by SEM, *Endod Dent Travmatol*, Vol. 11, 6-9.
- [11] Orstavik, D., Haapasalo, M. (1990). Disinfection by endodontic irrigants and dressings of experimentally infected dentinal tubules, *Endod Dent Travmatol*, Vol. 6, 142-149.
- [12] Kouchi, Y., Ninomiya, J., Yasuda, H., Fukui, K., Moriyama, T., Okamoto, H. (1980). Location of *Streptococcus mutans* in the dentinal tubules of open infected root canals, *J Dent Res*, Vol. 59, 2038-2046.
- [13] Berutti, E., Marini, R., Angeretti, A. (1997). Penetration ability of different irrigants into dentinal tubules, *J Endodont*, Vol. 23, 725-727.
- [14] Yasuda, Y., Kawamorita, T., Yamaguchi, H., Saito, T. (2010). Bactericidal effect of Nd:YAG and Er:YAG lasers in experimentally infected curved root canals, *Photomed Laser Surg*, Vol. 28, 75-78.
- [15] McComb, D., Smith, D. C. (1975). A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures, *J Endodont*, Vol. 1, 238-242.
- [16] Peters, O. A., Barbakow, F. (2000). Effects of irrigation on debris and smear layer on canal walls prepared by two rotary techniques: a scanning electron microscopic study, *J Endodont*, Vol. 26, 6-10.
- [17] Mello, I., Robazza, C. R., Antoniazzi, J. H., Coil, J. (2008). Influence of different volumes of EDTA for final rinse on smear layer removal, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 106, 40-43.

- [18] Torabinejad, M., Handysides, R., Khademi, A., Bakland, L. K. (2002). Clinical implications of the smear layer in endodontics: a review, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 94, 658-666.
- [19] Baumgartner, J. C., Brown, C. M., Mader, C. L., Peters, D. D., Shulman, J. D. (1984). A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement using saline, sodium hypochlorite, and citric acid, *J Endodont*, Vol. 10, 525-531.
- [20] Bystrom, A., Sundqvist, G. (1985). The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy, *Int Endod J*, Vol. 18, 35-40.
- [21] Klinke, T., Klimm, W., Gutknecht, N. (1997). Antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation within root canal dentin, *J Clin Laser Med Surg*, Vol. 15, 29-31.
- [22] Mohammadi, Z. (2009). Laser applications in endodontics: an update review, *Int Endod J*, Vol. 59, 35-46.
- [23] Moritz, A., Schoop, U., Goharkhay, K., Jakolitsch, S., Kluger, W., Wernisch, J., Sperr, W. (1999). The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG, and Er:YAG laser irradiation in the root canal: an in vitro comparison, *J Clin Laser Med Surg*, Vol. 17, 161-164.
- [24] Moura-Netto, C., Guglielmi Cde, A., Mello-Moura, A. C., Palo, R. M., Raggio, D. P., Caldeira, C. L. (2011). Nd:YAG laser irradiation effect on apical intracanal dentin - a microleakage and SEM evaluation, *Braz Dent J*, Vol. 22, 377-381.
- [25] Haapasalo, M. (1989). *Bacteroides* spp. in dental root canal infections, *Endod Dent travmatol*, Vol. 5, 1-10.
- [26] Baumgartner J.C., Hutter J.W. (2002). Endodontic microbiology and treatment of infections, In: Cohen S, Burns R.C., *Pathways of the pulp* 8th ed, Mosby Philadelphia, 501-519.
- [27] Siqueira, J. F., Jr. (2002). Endodontic infections: concepts, paradigms, and perspectives, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 94, 281-293.
- [28] Sundqvist, G., Johansson, E., Sjogren, U. (1989). Prevalence of black-pigmented bacteroides species in root canal infections, *J Endodont*, Vol. 15, 13-19.
- [29] Baumgartner, J. C., Falkler, W. A., Jr. (1991). Bacteria in the apical 5 mm of infected root canals, *J Endodont*, Vol. 17, 380-383.
- [30] Siqueira, J. F., Jr., Rocas, I. N., Oliveira, J. C., Santos, K. R. (2001). Molecular detection of black-pigmented bacteria in infections of endodontic origin, *J Endodont*, Vol. 27, 563-566.
- [31] Molander, A., Reit, C., Dahlen, G., Kvist, T. (1998). Microbiological status of root-filled teeth with apical periodontitis, *Int Endod J*, Vol. 31, 1-7.
- [32] Dametto, F. R., Ferraz, C. C., Gomes, B. P., Zaia, A. A., Teixeira, F. B., de Souza-Filho, F. J. (2005). In vitro assessment of the immediate and prolonged antimicrobial action of chlorhexidine gel as an endodontic irrigant against *Enterococcus faecalis*, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 99, 768-772.
- [33] Haapasalo, H. K., Siren, E. K., Waltimo, T. M., Orstavik, D., Haapasalo, M. P. (2000). Inactivation of local root canal medicaments by dentine: an in vitro study, *Int Endod J*, Vol. 33, 126-131.
- [34] Vianna, M. E., Gomes, B. P., Berber, V. B., Zaia, A. A., Ferraz, C. C., de Souza-Filho, F. J. (2004). In vitro evaluation of the antimicrobial activity of chlorhexidine and sodium hypochlorite, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 97, 79-84.
- [35] Flahaut, S., Frere, J., Boutibonnes, P., Auffray, Y. (1996). Comparison of the bile salts and sodium dodecyl sulfate stress responses in *Enterococcus faecalis*, *Appl Environ Microbiol*, Vol. 62, 2416-2420.

- [36] Peciuliene, V., Balciuniene, I., Eriksen, H. M., Haapasalo, M. (2000). Isolation of *Enterococcus faecalis* in previously root-filled canals in a Lithuanian population, *J Endodont*, Vol. 26, 593-595.
- [37] Sundqvist, G., Figdor, D., Persson, S., Sjogren, U. (1998). Microbiologic analysis of teeth with failed endodontic treatment and the outcome of conservative re-treatment, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 85, 86-93.
- [38] Radcliffe, C. E., Potouridou, L., Qureshi, R., Hababbeh, N., Qualtrough, A., Worthington, H., Drucker, D. B. (2004). Antimicrobial activity of varying concentrations of sodium hypochlorite on the endodontic microorganisms *Actinomyces israelii*, *A. naeslundii*, *Candida albicans* and *Enterococcus faecalis*, *Int Endod J*, Vol. 37, 438-446.
- [39] Gomes, B. P., Ferraz, C. C., Vianna, M. E., Berber, V. B., Teixeira, F. B., Souza-Filho, F. J. (2001). In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*, *Int Endod J*, Vol. 34, 424-428.
- [40] Haapasalo, M., Orstavik, D. (1987). In vitro infection and disinfection of dentinal tubules, *J Dent Res*, Vol. 66, 1375-1379.
- [41] Siqueira, J. F., Jr., de Uzeda, M. (1996). Disinfection by calcium hydroxide pastes of dentinal tubules infected with two obligate and one facultative anaerobic bacteria, *J Endodont*, Vol. 22, 674-676.
- [42] Siren, E. K., Haapasalo, M. P., Waltimo, T. M., Orstavik, D. (2004). In vitro antibacterial effect of calcium hydroxide combined with chlorhexidine or iodine potassium iodide on *Enterococcus faecalis*, *Eur J Oral Sci*, Vol. 112, 326-331.
- [43] Evans, M., Davies, J. K., Sundqvist, G., Figdor, D. (2002). Mechanisms involved in the resistance of *Enterococcus faecalis* to calcium hydroxide, *Int Endod J*, Vol. 35, 221-228.
- [44] Jones, S. J., Lozdan, J., Boyde, A. (1972). Tooth surfaces treated in situ with periodontal instruments. Scanning electron microscopic studies, *Br Dent J*, Vol. 132, 57-64.
- [45] Boyde, A., Knight, P. J. (1970). Scanning electron microscope studies of the preparation of the embrasure walls of class II cavities, *Br Dent J*, Vol. 129, 557-564.
- [46] Tunga, U., Parlak, E., Bodrumlu, E., Aydemir, H., Yesilsoy, C. (2011). Effect of F-File on removal of the smear layer: a scanning electron microscope study, *Aust Endod J*, Vol. 37, 65-69.
- [47] Mader, C. L., Baumgartner, J. C., Peters, D. D. (1984). Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls, *J Endodont*, Vol. 10, 477-483.
- [48] Violich, D. R., Chandler, N. P. (2010). The smear layer in endodontics - a review, *Int Endod J*, Vol. 43, 2-15.
- [49] Goldman, L. B., Goldman, M., Kronman, J. H., Lin, P. S. (1981). The efficacy of several irrigating solutions for endodontics: a scanning electron microscopic study, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 52, 197-204.
- [50] Adiguzel, O., Yigit-Ozer, S., Kaya, S., Uysal, I., Ganidagli-Ayaz, S., Akkus, Z. (2011). Effectiveness of ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA) and MTAD on debris and smear layer removal using a self-adjusting file, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 112, 803-808.
- [51] Pashley, D. H. (1984). Smear layer: physiological considerations, *Oper Dent Suppl*, Vol. 3, 13-29.
- [52] Gilboe, D. B., Svare, C. W., Thayer, K. E., Drennon, D. G. (1980). Dentinal smearing: an investigation of the phenomenon, *J Prosthet Dent*, Vol. 44, 310-316.

- [53] Czonstkowsky, M., Wilson, E. G., Holstein, F. A. (1990). The smear layer in endodontics, *Dent Clin North Am*, Vol. 34, 13-25.
- [54] Peeters, H. H., Suardita, K. (2011). Efficacy of smear layer removal at the root tip by using ethylenediaminetetraacetic acid and erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium garnet laser, *J Endodont*, Vol. 37, 1585-1589.
- [55] Ahmad, M., Pitt Ford, T. R., Crum, L. A. (1987). Ultrasonic debridement of root canals: an insight into the mechanisms involved, *J Endodont*, Vol. 13, 93-101.
- [56] Prati, C., Selighini, M., Ferrieri, P., Mongiorgi, R. (1994). Scanning electron microscopic evaluation of different endodontic procedures on dentin morphology of human teeth, *J Endodont*, Vol. 20, 174-179.
- [57] Cameron, J. A. (1983). The use of ultrasonics in the removal of the smear layer: a scanning electron microscope study, *J Endodont*, Vol. 9, 289-292.
- [58] Brannstrom, M., Johnson, G. (1974). Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation, *J Prosthet Dent*, Vol. 31, 422-430.
- [59] Cengiz, T., Aktener, B. O., Piskin, B. (1990). Effect of dentinal tubule orientation on the removal of smear layer by root canal irrigants. A scanning electron microscopic study, *Int Endod J*, Vol. 23, 163-171.
- [60] Vojinovic, O., Nyborg, H. & Brannstrom, M. (1973). Acid treatment of cavities under resin fillings: bacterial growth in dentinal tubules and pulpal reactions, *J Dent Res*, Vol. 52, 1189-1193.
- [61] Michelich, V. J., Schuster, G. S., Pashley, D. H. (1980). Bacterial penetration of human dentin in vitro, *J Dent Res*, Vol. 59, 1398-1403.
- [62] Bystrom, A., Claesson, R., Sundqvist, G. (1985). The antibacterial effect of camphorated paramonochlorophenol, camphorated phenol and calcium hydroxide in the treatment of infected root canals, *Endod Dent Travmatol*, Vol. 1, 170-175.
- [63] Takeda, F. H., Harashima, T., Kimura, Y., Matsumoto, K. (1998). Comparative study about the removal of smear layer by three types of laser devices, *J Clin Laser Med Surg*, Vol. 16, 117-122.
- [64] Takeda, F. H., Harashima, T., Kimura, Y., Matsumoto, K. (1999). A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser, *Int Endod J*, Vol. 32, 32-39.
- [65] Pashley, D. H. (1979). The influence of dentin permeability and pulpal blood flow on pulpal solute concentrations, *J Endodont*, Vol. 5, 355-361.
- [66] Pashley, D. H., Michelich, V., Kehl, T. (1981). Dentin permeability: effects of smear layer removal, *J Prosthet Dent*, Vol. 46, 531-537.
- [67] Nissan, R., Segal, H., Pashley, D., Stevens, R., Trowbridge, H. (1995). Ability of bacterial endotoxin to diffuse through human dentin, *J Endodont*, Vol. 21, 62-64.
- [68] Pinheiro, S. L., Araujo, G., Bincelli, I., Cunha, R., Bueno, C. (2012). Evaluation of cleaning capacity and instrumentation time of manual, hybrid and rotary instrumentation techniques in primary molars, *Int Endod J*, Vol. 45, 379-385.
- [69] Brannstrom, M. (1984). Smear layer: pathological and treatment considerations, *Oper Dent Suppl*, Vol. 3, 35-42.
- [70] Amaral, N. G., Rezende, M. L., Hirata, F., Rodrigues, M. G., Sant'ana, A. C., Gregghi, S. L., Passanezi, E. (2011). Comparison among four commonly used demineralizing agents for root conditioning: a scanning electron microscopy, *J Appl Oral Sci*, Vol. 19, 469-475.
- [71] Goldberg, F., Massone, J. E., Spielberg, C. (1986). Effect of irrigation solutions on the filling of lateral root canals, *Endod Dent Travmatol*, Vol. 2, 65-66.
- [72] Kennedy, W. A., Walker, W. A., 3rd., Gough, R. W. (1986). Smear layer removal effects on apical leakage, *J Endodont*, Vol. 12, 21-27.

- [73] Gutierrez, J. H., Herrera, V. R., Berg, E. H., Villena, F., Jofre, A. (1990). The risk of intentional dissolution of the smear layer after mechanical preparation of root canals, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol.70, 96-108.
- [74] Lloyd, A., Thompson, J., Gutmann, J. L., Dummer, P. M. (1995). Sealability of the Trifecta technique in the presence or absence of a smear layer, *Int Endod J*, Vol. 28, 35-40.
- [75] Karagoz-Kucukay, I., Bayirli, G. (1994). An apical leakage study in the presence and absence of the smear layer, *Int Endod J*, Vol. 27, 87-93.
- [76] Sen, B. H., Wesselink, P. R., Turkun, M. (1995). The smear layer: a phenomenon in root canal therapy, *Int Endod J*, Vol. 28, 141-148.
- [77] Bala, O., Görgül, G., Klvanç, B., Maden, M. (2002). Kök kanal tedavisinde Nd:YAG lazer kullanımının apikal sızıntı üzerine etkisi, *GÜ Dişhek Fak Derg*, Vol. 19, 19-22.
- [78] Galvan, D. A., Ciarlone, A. E., Pashley, D. H., Kulild, J. C., Primack, P. D., Simpson, M. D. (1994). Effect of smear layer removal on the diffusion permeability of human roots, *J Endodont*, Vol. 20, 83-86.
- [79] Safavi, K. E., Spangberg, L. S., Langeland, K. (1990). Root canal dentinal tubule disinfection, *J Endodont*, Vol. 16, 207-210.
- [80] Shahravan, A., Haghdoost, A. A., Adl, A., Rahimi, H., Shadifar, F. (2007). Effect of smear layer on sealing ability of canal obturation: a systematic review and meta-analysis, *J Endodont*, Vol. 33, 96-105.
- [81] Briseno, B. M., Wirth, R., Hamm, G., Standhartinger, W. (1992). Efficacy of different irrigation methods and concentrations of root canal irrigation solutions on bacteria in the root canal, *Endod Dent Travmatol*, Vol. 8, 6-11.
- [82] Ayhan, H., Sultan, N., Cirak, M., Ruhi, M. Z., Bodur, H. (1999). Antimicrobial effects of various endodontic irrigants on selected microorganisms, *Int Endod J*, Vol. 32, 99-102.
- [83] Ribeiro, E. M., Silva-Sousa, Y. T., Souza-Gabriel, A. E., Sousa-Neto, M. D., Lorencetti, K. T., Silva, S. R. (2012). Debris and smear removal in flattened root canals after use of different irrigant agitation protocols, *Microsc Res Tech*, Vol. 75, 781-790.
- [84] Baker, N. A., Eleazer, P. D., Averbach, R. E., Seltzer, S. (1975). Scanning electron microscopic study of the efficacy of various irrigating solutions, *J Endodont*, Vol. 1, 127-135.
- [85] Cunningham, W. T., Balekjian, A. Y. (1980). Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 49, 175-177.
- [86] Dahlen G., Haapasalo M. (2001). Microbiology of apical periodontitis, In Orstavik D., Ford T. R. P., *Essential Endodontology*, Blackwell Science, 106-130.
- [87] Ingle, J. I., Zeldow, B. J. (1958). An evaluation of mechanical instrumentation and the negative culture in endodontic therapy, *J Am Dent Assoc*, Vol. 57, 471-476.
- [88] Siqueira, J. F., Jr., Rocas, I. N., Favieri, A., Lima, K. C. (2000). Chemomechanical reduction of the bacterial population in the root canal after instrumentation and irrigation with 1%, 2.5%, and 5.25% sodium hypochlorite, *J Endodont*, Vol. 26, 331-334.
- [89] Bystrom, A., Sundqvist, G. (1983). Bacteriologic evaluation of the effect of 0.5 percent sodium hypochlorite in endodontic therapy, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 55, 307-312.
- [90] Heling, I., Chandler, N. P. (1998). Antimicrobial effect of irrigant combinations within dentinal tubules, *Int Endod J*, Vol. 31, 8-14.
- [91] Bystrom, A., Sundqvist, G. (1981). Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy, *Scand J Dent Res*, Vol. 89, 321-328.

- [92] Dakin, H. D. (1915). On the Use of Certain Antiseptic Substances in the Treatment of Infected Wounds, *Br Med J*, Vol. 2, 318-320.
- [93] Fraiss, S., Ng, Y. L., Gulabivala, K. (2001). Some factors affecting the concentration of available chlorine in commercial sources of sodium hypochlorite, *Int Endod J*, Vol. 34, 206-215.
- [94] Heling, I., Rotstein, I., Dinur, T., Szwec-Levine, Y., Steinberg, D. (2001). Bactericidal and cytotoxic effects of sodium hypochlorite and sodium dichloroisocyanurate solutions in vitro, *J Endodont*, Vol. 27, 278-280.
- [95] Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review, *J Endodont*, Vol. 30, 559-567.
- [96] Yesilsoy, C., Whitaker, E., Cleveland, D., Phillips, E., Trope, M. (1995). Antimicrobial and toxic effects of established and potential root canal irrigants, *J Endodont*, Vol. 21, 513-515.
- [97] Hulsmann, M., Hahn, W. (2000). Complications during root canal irrigation--literature review and case reports, *Int Endod J*, Vol. 33, 186-193.
- [98] Sim, T. P., Knowles, J. C., Ng, Y. L., Shelton, J., Gulabivala, K. (2001). Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain, *Int Endod J*, Vol. 34, 120-132.
- [99] Garip, Y., Sazak, H., Gunday, M., Hatipoglu, S. (2010). Evaluation of smear layer removal after use of a canal brush: an SEM study, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 110, 62-66.
- [100] Hand, R. E., Smith, M. L., Harrison, J. W. (1978). Analysis of the effect of dilution on the necrotic tissue dissolution property of sodium hypochlorite, *J Endodont*, Vol. 4, 60-64.
- [101] Moorer, W. R., Wesselink, P. R. (1982). Factors promoting the tissue dissolving capability of sodium hypochlorite, *Int Endod J*, Vol. 15, 187-196.
- [102] Koskinen, K. P., Stenvall, H., Uitto, V. J. (1980). Dissolution of bovine pulp tissue by endodontic solutions, *Scand J of dent Res*, Vol. 88, 406-411.
- [103] Hauman, C. H., Love, R. M. (2003). Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy: a review. Part 1. Intracanal drugs and substances, *Int Endod J*, Vol. 36, 75-85.
- [104] McComb, D., Smith, D. C., Beagrie, G. S. (1976). The results of in vivo endodontic chemomechanical instrumentation--a scanning electron microscopic study, *J Br Endod Soc*, Vol. 9, 11-18.
- [105] Goldman, M., Goldman, L. B., Cavaleri, R., Bogis, J., Lin, P. S. (1982). The efficacy of several endodontic irrigating solutions: a scanning electron microscopic study: Part 2, *J Endodont*, Vol. 8, 487-492.
- [106] Baumgartner, J. C., Mader, C. L. (1987). A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens, *J Endodont*, Vol. 13, 147-157.
- [107] Lester, K. S., Boyde, A. (1977). Scanning electron microscopy of instrumented, irrigated and filled root canals, *Br Dent J*, Vol. 143, 359-367.
- [108] Madison, S., Krell, K. V. (1984). Comparison of ethylenediamine tetraacetic acid and sodium hypochlorite on the apical seal of endodontically treated teeth, *J Endodont*, Vol. 10, 499-503.
- [109] Goldberg, F., Spielberg, C. (1982). The effect of EDTAC and the variation of its working time analyzed with scanning electron microscopy, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 53, 74-77.
- [110] Weller, R. N., Brady, J. M., Bernier, W. E. (1980). Efficacy of ultrasonic cleaning, *J Endodont*, Vol. 6, 740-743.
- [111] Goldberg, F., Abramovich, A. (1977). Analysis of the effect of EDTAC on the dentinal walls of the root canal, *J Endodont*, Vol. 3, 101-105.



- [112] Aktener, B. O., Bilkay, U. (1993). Smear layer removal with different concentrations of EDTA-ethylenediamine mixtures, *J Endodont*, Vol. 19, 228-231.
- [113] Calt, S., Serper, A. (2000). Smear layer removal by EGTA, *J Endodont*, Vol. 26, 459-461.
- [114] Serper, A., Calt, S. (2002). The demineralizing effects of EDTA at different concentrations and pH, *J Endodont*, Vol. 28, 501-502.
- [115] Scelza, M. F., Pierro, V., Scelza, P., Pereira, M. (2004). Effect of three different time periods of irrigation with EDTA-T, EDTA, and citric acid on smear layer removal, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 98, 499-503.
- [116] Weine, F. S., Kelly, R. F., Lio, P. J. (1975). The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape, *J Endodont*, Vol. 1, 255-262.
- [117] Yoshida, T., Shibata, T., Shinohara, T., Gomyo, S., Sekine, I. (1995). Clinical evaluation of the efficacy of EDTA solution as an endodontic irrigant, *J Endodont*, Vol. 21, 592-593.
- [118] Yoshida, M., Fukushima, H., Yamamoto, K., Ogawa, K., Toda, T., Sagawa, H. (1987). Correlaion between clinical symptoms and microorganisms isolated from root canals of teeth with periapical pathosis, *J Endodont*, Vol. 13, 24-28.
- [119] Yamada, R. S., Armas, A., Goldman, M., Lin, P. S. (1983). A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: Part 3, *J Endodont*, Vol. 9, 137-142.
- [120] Miserendino, L. J., Levy, G. C., Rizioi, I. M. (1995). Effects of Nd:YAG laser on the permeability of root canal wall dentin, *J Endodont*, Vol. 21, 83-87.
- [121] Midda, M., Renton-Harper, P. (1991). Lasers in dentistry, *Br Dent J*, Vol. 170, 343-346.
- [122] Myers, M. L. (1991). The effect of laser irradiation on oral tissues, *J Prosthet Dent*, Vol. 66, 395-397.
- [123] Maiman, T. H. (1960). Stimulated optical radiation in ruby, *Nature*, Vol. 187, 493-494.
- [124] Goldman, L., Hornby, P., Meyer, R., Goldman, B. (1964). Impact of the Laser on Dental Caries, *Nature*, Vol. 203, 417.
- [125] Stern, R. H., Sognnaes, R. F. (1965). Laser Effect on Dental Hard Tissues. A Preliminary Report, *J South Calif dednt Assoc*, Vol. 33, 17-19.
- [126] Weichman, J. A., Johnson, F. M. (1971). Laser use in endodontics. A preliminary investigation, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 31, 416-420.
- [127] Coluzzi, D. J. (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry, *Dent Clin North Am*, Vol. 44, 753-765.
- [128] Akgün, B. (2004). Diş hekimliğinde lazer, *Dentalife*, Şubat, 14-19.
- [129] Coluzzi, D. J. (2008). An overview of lasers in dentistry, *Alpha Omegan*; Vol. 101, 125-126.
- [130] Dederich, D. N. (1993). Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?, *J Am Dent Assoc*, Vol. 124, 57-61.
- [131] Wigdor, H., Abt, E., Ashrafi, S., Walsh, J. T., Jr. (1993). The effect of lasers on dental hard tissues, *J Am Dent Assoc*, Vol. 124, 65-70.
- [132] Pick, R. M., Powell, G. L. (1993). Laser in dentistry. Soft-tissue procedures, *Dent Clin North Am*, Vol. 37, 281-296.
- [133] Westerman, G. H., Hicks, M. J., Flaitz, C. M., Blankenau, R. J., Powell, G. L., Berg, J. H. (1994). Argon laser irradiation in root surface caries: in vitro study examines laser's effects, *J Am Dent Assoc*, Vol. 125, 401-407.
- [134] Finkbeiner, R. L. (1995). The results of 1328 periodontal pockets treated with the argon laser: selective pocket thermolysis, *J Clin Laser Med Surg*, Vol. 13, 273-281.

- [135] Kelsey, W. P., 3rd, Blankenau, R. J., Powell, G. L., Barkmeier, W. W., Cavel, W. T., Whisenant, B. K. (1989). Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization, *Lasers Surg Med*, Vol. 9, 623-627.
- [136] Matsumoto, K. (2000). Lasers in endodontics, *Dent Clin North Am*, Vol. 44, 889-906.
- [137] Shoji, S., Nakamura, M., Horiuchi, H. (1985). Histopathological changes in dental pulps irradiated by CO<sub>2</sub> laser: a preliminary report on laser pulpotomy, *J Endodont*, Vol. 11, 379-384.
- [138] Pick, R. M., Pecaro, B. C. (1987). Use of the CO<sub>2</sub> laser in soft tissue dental surgery, *Lasers Surg Med*, Vol. 7, 207-213.
- [139] Elliott, R. D., Roberts, M. W., Burkes, J., Phillips, C. (1999). Evaluation of the carbon dioxide laser on vital human primary pulp tissue, *Pediatr Dent*, Vol. 21, 327-331.
- [140] Frentzen, M., Koort, H. J., Thiensiri, I. (1992). Excimer lasers in dentistry: future possibilities with advanced technology, *Quintessence Int*, Vol. 23, 117-133.
- [141] Stabholz, A., Neev, J., Liaw, L. H., Khayat, A., Torabinejad, M. (1993). Effect of ArF-193 nm excimer laser on human dentinal tubules. A scanning electron microscopic study, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 75, 90-94.
- [142] Pick, R. M. (1993). Using lasers in clinical dental practice, *J Am Dent Assoc*, Vol. 124, 37-34.
- [143] Kautzky, M., Susani, M., Steurer, M., Schenk, P. (1997). Soft-tissue effects of the holmium:YAG laser: an ultrastructural study on oral mucosa, *Lasers Surg Med*, Vol. 20, 265-271.
- [144] Coluzzi, D. J. (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments, *Dent Clin North Am*, Vol. 48, 751-770.
- [145] Hibst, R., Keller, U. (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate, *Lasers Surg Med*, Vol. 9, 338-344.
- [146] Hoke, J. A., Burkes, E. J., Jr., Gomes, E. D., Wolbarsht, M. L. (1990). Erbium:YAG (2.94  $\mu\text{m}$ ) laser effects on dental tissues, *J Laser Appl*, Vol. 2, 61-65.
- [147] Matsumoto, K., Nakamura, Y., Mazeki, K., Kimura, Y. (1996). Clinical dental application of Er:YAG laser for Class V cavity preparation, *J Clin Laser Med Surg*, Vol. 14, 123-127.
- [148] Eversole, L. R., Rizioiu, I., Kimmel, A. I. (1997). Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system, *J Am Dent Assoc*, Vol. 128, 1099-1106.
- [149] Kutsch, V. K. (1993). Lasers in dentistry: comparing wavelengths, *J Am Dent Assoc*, Vol. 124, 49-54.
- [150] Harashima, T., Takeda, F. H., Kimura, Y., Matsumoto, K. (1997). Effect of Nd:YAG laser irradiation for removal of intracanal debris and smear layer in extracted human teeth, *J Clin Laser Med Surg*, Vol. 15, 131-135.
- [151] Tewfik, H. M., Pashley, D. H., Horner, J. A., Sharawy, M. M. (1993). Structural and functional changes in root dentin following exposure to KTP/532 laser, *J Endodont*, Vol. 19, 492-497.
- [152] Machida, T., Wilder-Smith, P., Arrastia, A. M., Liaw, L. H., Berns, M. W. (1995). Root canal preparation using the second harmonic KTP:YAG laser: a thermographic and scanning electron microscopic study, *J Endodont*, Vol. 21, 88-91.
- [153] Schoop, U., Kluger, W., Dervisbegovic, S., Goharkhay, K., Wernisch, J., Georgopoulos, A., Sperr, W., Moritz, A. (2006). Innovative wavelengths in endodontic treatment, *Lasers Surg Med*, Vol. 38, 624-630.

- [154] Meire, M. A., De Prijck, K., Coenye, T., Nelis, H. J., De Moor, R. J. (2009). Effectiveness of different laser systems to kill *Enterococcus faecalis* in aqueous suspension and in an infected tooth model, *Int Endod J*, Vol. 42, 351-359.
- [155] Convisar, R. A. (2004). The biologic rationale for the use of lasers in dentistry, *Dent Clin North Am*, Vol. 48, 771-794.
- [156] Holland, G. R., Narhi, M. N., Addy, M., Gangarosa, L., Orchardson, R. (1997). Guidelines for the design and conduct of clinical trials on dentine hypersensitivity, *J Clin Periodontol*, Vol. 24, 808-813.
- [157] Schuurs, A. H., Wesselink, P. R., Eijkman, M. A., Duivenvoorden, H. J. (1995). Dentists' views on cervical hypersensitivity and their knowledge of its treatment, *Endod Dent Travmatol*, Vol. 11, 240-244.
- [158] Wilder-Smith, P. (1988). The soft laser: therapeutic tool or popular placebo?, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 66, 654-658.
- [159] Rochkind, S., Nissan, M., Barr-Nea, L., Razon, N., Schwartz, M., Bartal, A. (1987). Response of peripheral nerve to He-Ne laser: experimental studies, *Lasers Surg Med*, Vol. 7, 441-443.
- [160] Wakabayashi, H., Hamba, M., Matsumoto, K., Tachibana, H. (1993). Effect of irradiation by semiconductor laser on responses evoked in trigeminal caudal neurons by tooth pulp stimulation, *Lasers Surg Med*, Vol. 13, 605-610.
- [161] Bonin, P., Boivin, R., Poulard, J. (1991). Dentinal permeability of the dog canine after exposure of a cervical cavity to the beam of a CO<sub>2</sub> laser, *J Endodont*, Vol. 17, 116-118.
- [162] Myers, T. D., McDaniel, J. D. (1991). The pulsed Nd:YAG dental laser: review of clinical applications, *J Calif Dent Assoc*, Vol. 19, 25-30.
- [163] Bahn, S. L. (1994). Dental lasers: safe or sorry?, *Compendium*, Vol. 15, 812, 814, 816 passim; quiz 825.
- [164] Konig, K., Flemming, G., Hibst, R. (1998). Laser-induced autofluorescence spectroscopy of dental caries, *Cell Mol Biol (Noisy-le-grand)*, Vol. 44, 1293-1300.
- [165] Lussi, A. (1993). Comparison of different methods for the diagnosis of fissure caries without cavitation, *Caries Res*, Vol. 27, 409-416.
- [166] Lussi, A., Imwinkelried, S., Pitts, N., Longbottom, C., Reich, E. (1999). Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro, *Caries Res*, Vol. 33, 261-266.
- [167] Potts, T. V., Petrou, A. (1991). Argon laser initiated resin photopolymerization for the filling of root canals in human teeth, *Lasers Surg Med*, Vol. 11, 257-262.
- [168] Anic, I., Matsumoto, K. (1995). Comparison of the sealing ability of laser-softened, laterally condensed and low-temperature thermoplasticized gutta-percha, *J Endodont*, Vol. 21, 464-469.
- [169] Stabholz, A., Khayat, A., Ravanshad, S. H., McCarthy, D. W., Neev, J., Torabinejad, M. (1992). Effects of Nd:YAG laser on apical seal of teeth after apicoectomy and retrofill, *J Endodont*, Vol. 18, 371-375.
- [170] Komori, T., Yokoyama, K., Takato, T., Matsumoto, K. (1997). Clinical application of the erbium:YAG laser for apicoectomy, *J Endodont*, Vol. 23, 748-750.
- [171] Strobl, A., Gutknecht, N., Franzen, R., Hilgers, R. D., Lampert, F., Meister, J. (2010). Laser-assisted in-office bleaching using a neodymium:yttrium-aluminum-garnet laser: an in vivo study, *Lasers Med Sci*, Vol. 25, 503-509.
- [172] Kuzekanani, M., Walsh, L. J. (2009). Quantitative analysis of KTP laser photodynamic bleaching of tetracycline-discolored teeth, *Photomed Laser Surg*, Vol. 27, 521-525.
- [173] Anic, I., Tachibana, H., Masumoto, K., Qi, P. (1996). Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd: YAG, CO<sub>2</sub> and argon lasers, *Int Endod J*, Vol. 29, 13-22.

- [174] Yamazaki, R., Goya, C., Yu, D. G., Kimura, Y., Matsumoto, K. (2001). Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study, *J Endodont*, Vol. 27, 9-12.
- [175] Kimura, Y., Yonaga, K., Yokoyama, K., Kinoshita, J., Ogata, Y., Matsumoto, K. (2002). Root surface temperature increase during Er:YAG laser irradiation of root canals, *J Endodont*, Vol. 28, 76-78.
- [176] Goya, C., Yamazaki, R., Tomita, Y., Kimura, Y., Matsumoto, K. (2000). Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on smear layer at the apical stop and apical leakage after obturation, *Int Endod J*, Vol. 33, 266-271.
- [177] Sasaki, K. M., Aoki, A., Ichinose, S., Ishikawa, I. (2002). Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er:YAG Laser, *Lasers Surg Med*, Vol. 31, 322-332.
- [178] Barbakow, F., Peters, O., Havranek, L. (1999). Effects of Nd:YAG lasers on root canal walls: a light and scanning electron microscopic study, *Quintessence Int*, Vol. 30, 837-845.
- [179] Kimura, Y., Wilder-Smith, P., Matsumoto, K. (2000). Lasers in endodontics: a review, *Int Endod J*, Vol. 33, 173-185.
- [180] Hardee, M. W., Miserendino, L. J., Kos, W., Walia, H. (1994). Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation, *J Endodont*, Vol. 20, 377-380.
- [181] McKinley, I. B., Jr., Ludlow, M. O. (1994). Hazards of laser smoke during endodontic therapy, *J Endodont*, Vol. 20, 558-559.
- [182] Kivanc, B. H., Ulusoy, O. I., Gorgul, G. (2008). Effects of Er:YAG laser and Nd:YAG laser treatment on the root canal dentin of human teeth: a SEM study, *Lasers Med Sci*, Vol. 23, 247-252.
- [183] Paghdwala, A. F. (1993). Root resection of endodontically treated teeth by erbium: YAG laser radiation, *J Endodont*, Vol. 19, 91-94.
- [184] Moritz, A., Gutknecht, N., Goharkhay, K., Schoop, U., Wernisch, J., Sperr, W. (1997). In vitro irradiation of infected root canals with a diode laser: results of microbiologic, infrared spectrometric, and stain penetration examinations, *Quintessence Int*, Vol. 28, 205-209.
- [185] Gutierrez, J. H., Jofre, A., Villena, F. (1990). Scanning electron microscope study on the action of endodontic irrigants on bacteria invading the dentinal tubules, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 69, 491-501.
- [186] Vahdaty, A., Pitt Ford, T. R., Wilson, R. F. (1993). Efficacy of chlorhexidine in disinfecting dentinal tubules in vitro, *Endod Dent Travmatol*, Vol. 9, 243-248.
- [187] Vaarkamp, J., ten Bosch, J. J., Verdonschot, E. H. (1995). Propagation of light through human dental enamel and dentine, *Caries Res*, Vol. 29, 8-13.
- [188] Odor, T. M., Chandler, N. P., Watson, T. F., Ford, T. R., McDonald, F. (1999). Laser light transmission in teeth: a study of the patterns in different species, *Int Endod J*, Vol. 32, 296-302.
- [189] Koba, K., Kimura, Y., Matsumoto, K., Takeuchi, T., Ikarugi, T., Shimizu, T. (1999). A histopathological study of the effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on infected root canals in dogs, *J Endodont*, Vol. 25, 151-154.
- [190] Moritz, A., Doertbudak, O., Gutknecht, N., Goharkhay, K., Schoop, U., Sperr, W. (1997). Nd:YAG laser irradiation of infected root canals in combination with microbiological examinations, *J Am Dent Assoc*, Vol. 128, 1525-1530.
- [191] Le Goff, A., Dautel-Morazin, A., Guigand, M., Vulcain, J. M., Bonnaure-Mallet, M. (1999). An evaluation of the CO<sub>2</sub> laser for endodontic disinfection, *J Endodont*, Vol. 25, 105-108.
- [192] Gutknecht, N., van Gogswaardt, D., Conrads, G., Apel, C., Schubert, C., Lampert, F. (2000). Diode laser radiation and its bactericidal effect in root canal wall dentin, *J Clin Laser Med Surg*, Vol. 18, 57-60.

- [193] Kreisler, M., Kohnen, W., Beck, M., Al Haj, H., Christoffers, A. B., Gotz, H., Duschner, H., Jansen, B., D'Hoedt, B. (2003). Efficacy of NaOCl/H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> irrigation and GaAlAs laser in decontamination of root canals in vitro, *Lasers Surg Med*, Vol. 32, 189-196.
- [194] Rooney, J., Midda, M., Leeming, J. (1994). A laboratory investigation of the bactericidal effect of a Nd:YAG laser, *Br Dent J*, Vol. 176, 61-64.
- [195] Moritz, A., Gutknecht, N., Schoop, U., Goharkhay, K., Doertbudak, O., Sperr, W. (1997). Irradiation of infected root canals with a diode laser in vivo: results of microbiological examinations, *Lasers Surg Med*, Vol. 21, 221-226.
- [196] Moshonov, J., Orstavik, D., Yamauchi, S., Pettiette, M., Trope, M. (1995). Nd:YAG laser irradiation in root canal disinfection, *Endod Dent Travmatol*, Vol. 11, 220-224.
- [197] Schoop, U., Kluger, W., Moritz, A., Nedjelic, N., Georgopoulos, A., Sperr, W. (2004). Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin, *Lasers Surg Med*, Vol. 35, 111-116.
- [198] Eriksson, A. R., Albrektsson, T. (1983). Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit, *J Prosthet Dent*, Vol. 50, 101-107.
- [199] White, J. M., Goodis, H. E., Rose, C. M. (1991). Nd:YAG pulsed infrared laser for treatment of root surface, *J Calif Dent Assoc*, Vol. 19, 55-58.
- [200] Ramskold, L. O., Fong, C. D., Stromberg, T. (1997). Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser, *J Endodont*, Vol. 23, 96-100.
- [201] Eriksson, A., Albrektsson, T., Grane, B., McQueen, D. (1982). Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects, *Int J Oral Surg*, Vol. 11, 115-121.
- [202] Saunders, E. M. (1990). In vivo findings associated with heat generation during thermomechanical compaction of gutta-percha. 1. Temperature levels at the external surface of the root, *Int Endod J*, Vol. 23, 263-267.
- [203] Zach, L., Cohen, G. (1965). Pulp Response to Externally Applied Heat, *Oral surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 19, 515-530.
- [204] White, J. M., Fagan, M. C., Goodis, H. E. (1994). Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro, *J Periodontol*, Vol. 65, 255-259.
- [205] Levy, G. (1992). Cleaning and shaping the root canal with a Nd:YAG laser beam: a comparative study, *J Endodont*, Vol. 18, 123-127.
- [206] Lee, B. S., Jeng, J. H., Lin, C. P., Shoji, S., Lan, W. H. (2004). Thermal effect and morphological changes induced by Er:YAG laser with two kinds of fiber tips to enlarge the root canals, *Photomed Laser Surg*, Vol. 22, 191-197.
- [207] Lan, W. H. (1999). Temperature elevation on the root surface during Nd:YAG laser irradiation in the root canal, *J Endodont*, Vol. 25, 155-156.
- [208] da Costa Ribeiro, A., Nogueira, G. E., Antoniazzi, J. H., Moritz, A., Zzell, D. M. (2007). Effects of diode laser (810 nm) irradiation on root canal walls: thermographic and morphological studies, *J Endodont*, Vol. 33, 252-255.
- [209] Geng, J. P., Tan, K. B., Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature, *J Prosthet Dent*, Vol. 85, 585-598.
- [210] Er, Ö. (2004). Devamlı dalga kondensasyon yöntemi ile uygulanan kök kanal dolgu tekniğinde kök yüzeyinde oluşan ısı etkisinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Dış Hastalıkları ve Tedavisi, Ankara.
- [211] Bulut, Hüsamettin. [eng.harran.edu.tr/#hbulut/6sicaklik.pdf](http://eng.harran.edu.tr/#hbulut/6sicaklik.pdf).
- [212] Weller, R. N., Jurcak, J. J., Donley, D. L., Kulild, J. C. (1991). A new model system for measuring intracanal temperatures, *J Endodont*, Vol. 17, 491-494.

- [213] Kılınç, F. (2011). Sivas için farklı yalıtım malzemelerinin ısı kaybına olan etkilerinin deneysel ve sayısal olarak değerlendirilmesi, Yükses Lisans Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Mühendislik Fakültesi, Sivas.
- [214] Hussey, D. L., Biagioni, P. A., McCullagh, J. J., Lamey, P. J. (1997). Thermographic assessment of heat generated on the root surface during post space preparation, *Int Endod J*, Vol. 30, 187-190.
- [215] Anonim. <http://www.fluke.com/fluke/trtr/products/termalgoruntuleyiciler.htm>
- [216] TERİM KAPAKİN, K., A. (2006). Scanning - Elektron Mikroskobu, *YYÜ Vet Fak Derg*, Vol. 17, 55-58.
- [217] Akşit, İ. <http://taum.erciyes.edu.tr/semy.html>.
- [218] Schneider, S. W. (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 32, 271-275.
- [219] Hulsmann, M., Rummelin, C., Schafers, F. (1997). Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation, *J Endodont*, Vol. 23, 301-306.
- [220] Tsatsas, B., Tzamouranis, A., Mitsis, F. (1974). A bacteriological examination of root canals before filling, *J Br endod Soc*, Vol. 7, 78-80.
- [221] Perez, F., Calas, P., de Falguerolles, A., Maurette, A. (1993). Migration of a *Streptococcus sanguis* strain through the root dentinal tubules, *J Endodont*, Vol. 19, 297-301.
- [222] Mc Cullagh, J. J., Setchell, D. J., Gulabivala, K., Hussey, D. L., Biagioni, P., Lamey, P. J. & Bailey, G. (2000). A comparison of thermocouple and infrared thermographic analysis of temperature rise on the root surface during the continuous wave of condensation technique, *Int Endod J*, Vol. 33, 326-332.
- [223] He, H., Yu, J., Song, Y., Lu, S., Liu, H., Liu, L. (2009). Thermal and morphological effects of the pulsed Nd:YAG laser on root canal surfaces, *Photomed Laser Surg*, Vol. 27, 235-240.
- [224] Aranha, A. C., Domingues, F. B., Franco, V. O., Gutknecht, N., Eduardo Cde, P. (2005). Effects of Er:YAG and Nd:YAG lasers on dentin permeability in root surfaces: a preliminary in vitro study, *Photomed Laser Surg*, Vol. 23, 504-508.
- [225] Dewsnup, N., Pileggi, R., Haddix, J., Nair, U., Walker, C., Varella, C. H. (2010). 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 Endodont*, Vol. 36, 725-728.
- [226] Schoop, U., Moritz, A., Kluger, W., Patruta, S., Goharkhay, K., Sperr, W., Wernisch, J., Gattringer, R., Mrass, P., Georgopoulos, A. (2002). The Er:YAG laser in endodontics: results of an in vitro study, *Lasers Surg Med*, Vol. 30, 360-364.
- [227] Wang, Q. Q., Zhang, C. F., Yin, X. Z. (2007). Evaluation of the bactericidal effect of Er,Cr:YSGG, and Nd:YAG lasers in experimentally infected root canals, *J Endodont*, Vol. 33, 830-832.
- [228] Hellingwerf, K. J., Hoff, W. D., Crielaard, W. (1996). Photobiology of microorganisms: how photosensors catch a photon to initialize signalling, *Mol microbiol*, Vol. 21, 683-693.
- [229] Behnen, M. J., West, L. A., Liewehr, F. R., Buxton, T. B., McPherson, J. C., 3rd (2001). Antimicrobial activity of several calcium hydroxide preparations in root canal dentin, *J Endodont*, Vol. 27, 765-767.
- [230] Piccolomini, R., D'Arcangelo, C., D'Ercole, S., Catamo, G., Schiaffino, G., De Fazio, P. (2002). Bacteriologic evaluation of the effect of Nd:YAG laser irradiation in experimental infected root canals, *J Endodont*, Vol. 28, 276-278.
- [231] Pinheiro, E. T., Gomes, B. P., Ferraz, C. C., Sousa, E. L., Teixeira, F. B., Souza-Filho, F. J. (2003). Microorganisms from canals of root-filled teeth with periapical lesions, *Int Endod J*, Vol. 36, 1-11.

- [232] Tanriverdi, F., Esener, T., Erganis, O., Belli, S. (1997). An in vitro test model for investigation of disinfection of dentinal tubules infected with *Enterococcus faecalis*, *Braz Dent J*, Vol. 8, 67-72.
- [233] Cobankara, F. K., Altinoz, H. C., Ergani, O., Kav, K., Belli, S. (2004). In vitro antibacterial activities of root-canal sealers by using two different methods, *J Endodont*, Vol. 30, 57-60.
- [234] Eddy, R. S., Joyce, A. P., Roberts, S., Buxton, T. B., Liewehr, F. (2005). An in vitro evaluation of the antibacterial efficacy of chlorine dioxide on *E. faecalis* in bovine incisors, *J Endodont*, Vol. 31, 672-675.
- [235] Oliveira, D. P., Barbizam, J. V., Trope, M., Teixeira, F. B. (2007). In vitro antibacterial efficacy of endodontic irrigants against *Enterococcus faecalis*, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 103, 702-706.
- [236] Haapasalo, M., Qian, W., Portenier, I., Waltimo, T. (2007). Effects of dentin on the antimicrobial properties of endodontic medicaments, *J Endodont*, Vol. 33, 917-925.
- [237] Krause, T. A., Liewehr, F. R., Hahn, C. L. (2007). The antimicrobial effect of MTAD, sodium hypochlorite, doxycycline, and citric acid on *Enterococcus faecalis*, *J Endodont*, Vol. 33, 28-30.
- [238] Zapata, R. O., Bramante, C. M., de Moraes, I. G., Bernardineli, N., Gasparoto, T. H., Graeff, M. S., Campanelli, A. P., Garcia, R. B. (2008). Confocal laser scanning microscopy is appropriate to detect viability of *Enterococcus faecalis* in infected dentin, *J Endodont*, Vol. 34, 1198-1201.
- [239] Nair, P. N., Henry, S., Cano, V., Vera, J. (2005). Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after "one-visit" endodontic treatment, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 99, 231-252.
- [240] Rollison, S., Barnett, F., Stevens, R. H. (2002). Efficacy of bacterial removal from instrumented root canals in vitro related to instrumentation technique and size, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 94, 366-371.
- [241] Falk, K. W., Sedgley, C. M. (2005). The influence of preparation size on the mechanical efficacy of root canal irrigation in vitro, *J Endodont*, Vol. 31, 742-745.
- [242] Siqueira, J. F., Jr., Machado, A. G., Silveira, R. M., Lopes, H. P., de Uzeda, M. (1997). Evaluation of the effectiveness of sodium hypochlorite used with three irrigation methods in the elimination of *Enterococcus faecalis* from the root canal, in vitro, *Int Endod J*, Vol. 30, 279-282.
- [243] Mercade, M., Duran-Sindreu, F., Kuttler, S., Roig, M. & Durany, N. (2009). Antimicrobial efficacy of 4.2% sodium hypochlorite adjusted to pH 12, 7.5, and 6.5 in infected human root canals, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Vol. 107, 295-298.
- [244] Kozol, R. A., Gillies, C., Elgebaly, S. A. (1988). Effects of sodium hypochlorite (Dakin's solution) on cells of the wound module, *Arch Surg*, Vol. 123, 420-423.
- [245] Trepagnier, C. M., Madden, R. M., Lazzari, E. P. (1977). Quantitative study of sodium hypochlorite as an in vitro endodontic irrigant, *J Endodont*, Vol. 3, 194-196.
- [246] Eldeniz, A. U., Ozer, F., Hadimli, H. H., Erganis, O. (2007). Bactericidal efficacy of Er,Cr:YSGG laser irradiation against *Enterococcus faecalis* compared with NaOCl irrigation: an ex vivo pilot study, *Int Endod J*, Vol. 40, 112-119.
- [247] Estrela, C., Ribeiro, R. G., Estrela, C. R., Pecora, J. D., Sousa-Neto, M. D. (2003). Antimicrobial effect of 2% sodium hypochlorite and 2% chlorhexidine tested by different methods, *Braz dent J*, Vol. 14, 58-62.
- [248] Özkan, Ü. (2008). Sodyum hipoklorit, klorheksidin ve propolis içerikli solüsyonların Potasyum Titanil Fosfat Lazer ile birlikte kullanımlarının dört farklı mikroorganizma

- üzerine etkilerinin incelenmesi, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Sivas.
- [249] Bahcall, J. K., Miserendino, L., Walia, H., Belardi, D. W. (1993). Scanning electron microscopic comparison of canal preparation with Nd:YAG laser and hand instrumentation: a preliminary study, *Gen Dent*, Vol. 41, 45-47.
- [250] Saunders, W. P., Whitters, C. J., Strang, R., Moseley, H., Payne, A. P., McGadey, J. (1995). The effect of an Nd-YAG pulsed laser on the cleaning of the root canal and the formation of a fused apical plug, *Int Endod J*, Vol. 28, 213-220.
- [251] Dederich, D. N., Zakariasen, K. L., Tulip, J. (1984). Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation, *J Endodont*, Vol. 10, 428-431.
- [252] Takeda, F. H., Harashima, T., Eto, J. N., Kimura, Y., Matsumoto, K. (1998). Effect of Er:YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study, *Endod Dent Travmatol*, Vol. 14, 270-273.
- [253] Simsek, N., Akpınar, K. E., Sumer, Z. (2013). Evaluation of Bacterial Microleakage of Root Canals Irrigated with Different Irrigation Solutions and KTP Laser System, *Photomed Laser Surg*, Vol. 31, 3-9.
- [254] Kustarci, A., Arslan, D. & Kaya, B. (2012). Effects of three different irrigating solutions and KTP laser irradiation on apical leakage: an electrochemical study, *Acta Odontol Scand*, Vol. 70, 377-383.
- [255] Önal, B., Özata, F., Diekwisch, T.G.H. (2003). Dis sert dokularında taramalı elektron mikroskobu atlası, Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir.
- [256] Bitter, N. C. (1989). A 25% tannic acid solution as a root canal irrigant cleanser: a scanning electron microscope study, *Oral Surg Oral Med oral Pathol*, Vol. 67, 333-337.
- [257] Ciucchi, B., Khettabi, M., Holz, J. (1989). The effectiveness of different endodontic irrigation procedures on the removal of the smear layer: a scanning electron microscopic study, *Int Endod J*, Vol. 22, 21-28.
- [258] Stewart, G. G. (1998). A scanning electron microscopic study of the cleansing effectiveness of three irrigating modalities on the tubular structure of dentin, *J Endodont*, Vol. 24, 485-486.
- [259] Tatsuta, C. T., Morgan, L. A., Baumgartner, J. C., Adey, J. D. (1999). Effect of calcium hydroxide and four irrigation regimens on instrumented and uninstrumented canal wall topography, *J Endodont*, Vol. 25, 93-98.
- [260] Aktener, O. (1989). Farklı konsantrasyonlardaki etilen diamin tetra asetik asitetilendiamin karışımlarının smear tabakası üzerine etkisinin scanning elektron mikroskobu ile araştırılması, *E. U. Diş. Hek. Fak. Dergisi*, Vol. 10, 125-141.
- [261] Berg, M. S., Jacobsen, E. L., BeGole, E. A., Remeikis, N. A. (1986). A comparison of five irrigating solutions: a scanning electron microscopic study, *J Endodont*, Vol. 12, 192-197.
- [262] Goldman, L. B., Goldman, M., Kronman, J. H., Lin, P. S. (1979). Scanning electron microscope study of a new irrigation method in endodontic treatment, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 48, 79-83.
- [263] Meryon, S. D., Tobias, R. S., Jakeman, K. J. (1987). Smear removal agents: a quantitative study in vivo and in vitro, *J Prosthet Dent*, Vol. 57, 174-179.
- [264] Menezes, A. C., Zanet, C. G., Valera, M. C. (2003). Smear layer removal capacity of disinfectant solutions used with and without EDTA for the irrigation of canals: a SEM study, *Pesqui Odontol Bras*, Vol. 17, 349-355.
- [265] Yamashita, J. C., Tanomaru Filho, M., Leonardo, M. R., Rossi, M. A., Silva, L. A. (2003). Scanning electron microscopic study of the cleaning ability of chlorhexidine as a root-canal irrigant, *Int Endod J*, Vol. 36, 391-394.



- [266] Calt, S., Serper, A. (2002). Time-dependent effects of EDTA on dentin structures, *J Endodont*, Vol. 28, 17-19.
- [267] Teixeira, C. S., Felipe, M. C., Felipe, W. T. (2005). The effect of application time of EDTA and NaOCl on intracanal smear layer removal: an SEM analysis, *Int Endod J*, Vol. 38, 285-290.
- [268] White, R. R., Goldman, M., Lin, P. S. (1987). The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by endodontic filling materials. Part II, *J Endodont*, Vol. 13, 369-374.
- [269] Torabinejad, M., Khademi, A. A., Babagoli, J., Cho, Y., Johnson, W. B., Bozhilov, K., Kim, J., Shabahang, S. (2003). A new solution for the removal of the smear layer, *J Endodont*, Vol. 29, 170-175.
- [270] Khedmat, S., Shokouhinejad, N. (2008). Comparison of the efficacy of three chelating agents in smear layer removal, *J Endodont*, Vol. 34, 599-602.
- [271] Anic, I., Segovic, S., Katanec, D., Prskalo, K., Najzar-Fleger, D. (1998). Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO<sub>2</sub>, and Nd:YAG laser, *J Endodont*, Vol. 24, 77-81.
- [272] Santos, C., Sousa-Neto, M. D., Alfredo, E., Guerisoli, D. M., Pecora, J. D., Comelli Lia, R. F. (2005). Morphologic evaluation of the radicular dentine irradiated with Nd:YAG laser under different parameters and angles of incidence, *Photomed Laser Surg*, Vol. 23, 590-595.
- [273] Takeda, F. H., Harashima, T., Kimura, Y., Matsumoto, K. (1998) Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls, *J Endodont*, Vol. 24, 548-551.
- [274] Khabbaz, M. G., Makropoulou, M. I., Serafetinides, A. A., Papadopoulos, D., Papagiakoumou, E. (2004). Q-switched versus free-running Er:YAG laser efficacy on the root canal walls of human teeth: a SEM study, *J Endodont*, Vol. 30, 585-588.
- [275] Stabholz, A., Sahar-Helft, S., Moshonov, J. (2004). Lasers in endodontics, *Dent Clin North Am*, Vol. 48, 809-32.
- [276] Niemz, M. (1996). *Laser tissue interactions, Fundamental and applications*, Springer, Berlin.
- [277] Atrizadeh, F., Kennedy, J., Zander, H. (1971). Ankylosis of teeth following thermal injury, *J Periodontal Res*, Vol. 6, 159-167.
- [278] Eriksson, R. A., Albrektsson, T. (1984). The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber, *J Oral Maxillofac Surg*, Vol. 42, 705-711.
- [279] Polson, A. M., Kennedy, J. E., Zander, H. A. (1974). Trauma and progression of marginal periodontitis in squirrel monkeys. I. Co-destructive factors of periodontitis and thermally-produced injury, *J Periodontal Res*, Vol. 9, 100-107.
- [280] Soyenkoff, B. C., Okun, J. H. (1958). Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors, *J Am Dent Assoc*, Vol. 57, 23-30.
- [281] Jarby, S. (1958). On Temperature Measurements In Teeth, *Odontologisk Tidskrift*, Vol. 66, 421-471.
- [282] Craig, R. G., Peyton, F.A. (1961). Thermal conductivity of teeth structures, dentin, cements and amalgam, *J Dent Res*, Vol. 40, 411-418
- [283] Brown, W. S., Dewey, W. A., Jacobs, H. R. (1970). Thermal properties of teeth, *J Dent Res*, Vol. 49, 752-755.
- [284] Fors, U., Jonasson, E., Berquist, A., Berg, J. O. (1985). Measurements of the root surface temperature during thermo-mechanical root canal filling in vitro, *Int Endod J*, Vol. 18, 199-202.
- [285] Matthews, L. S., Hirsch, C. (1972). Temperatures measured in human cortical bone when drilling, *J Bone Joint Surg Am*, Vol.54, 297-308.

- [286] Rhinelander, F. W., Nelson, C. L., Stewart, R. D., Stewart, C. L. (1979). Experimental reaming of the proximal femur and acrylic cement implantation: vascular and histologic effects, *Clin Orthop Relat Res*, Vol. 141, 74-89.
- [287] Abad-Gallegos, M., Arnabat-Dominguez, J., Espana-Tost, A., Berini-Aytes, L., Gay-Escoda, C. (2009). In vitro evaluation of the temperature increment at the external root surface after Er,Cr:YSGG laser irradiation of the root canal, *Med Oral Patol oral Cir Bucal*, Vol. 14, 658-662.
- [288] Nammour, S., Kowaly, K., Powell, G. L., Van Reck, J., Rocca, J. P. (2004). External temperature during KTP-Nd:YAG laser irradiation in root canals: an in vitro study, *Lasers Med Sci*, Vol. 19, 27-32.
- [289] Gutknecht, N., Franzen, R., Meister, J., Vanweersch, L., Mir, M. (2005). Temperature evolution on human teeth root surface after diode laser assisted endodontic treatment, *Lasers Med Sci*, Vol. 20, 99-103.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Dilara ARSLAN
Doğum Yeri ve Tarihi	Samsun, 31/07/1984
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, 58140.
E-posta Adresi	<a href="mailto:dilaraendo@hotmail.com">dilaraendo@hotmail.com</a>

### Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Tülay Başaran Anadolu Lisesi	1999-2002
Lisans-Yüksek Lisans	Cumhuriyet Üniversitesi	2003-2008
Doktora	Cumhuriyet Üniversitesi	2008-2013

### İş Tecrübesi

Cumhuriyet Üniversitesi Araştırma görevlisi, 2009-2013

### Üyelikler

Türk Endodonti Derneği