



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BAŞARISIZ ENDODONTİK TEDAVİLERDE DİJİTAL  
PERİAPİKAL RADYOGRAFİ ve KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI  
TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

TUNA KAPLAN  
DOKTORA TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu

2016-İSTANBUL



## TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Programın seviyesi : Doktora  
Anabilim Dalı : Endodonti  
Tez Sahibi : Tuna Kaplan  
Tez Başlığı : Başarısız Endodontik Tedavilerde Dijital Periapikal Radyografi ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Karşılaştırılması  
Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı  
Sınav Tarihi : 02/03/2016

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)**  
Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu

**Kurumu**  
Marmara Üniversitesi

**İmza**

**Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)**

Prof. Dr. Mahir Günday

Marmara Üniversitesi

Prof. Dr. Yıldız Garip Berker

Marmara Üniversitesi

Prof. Dr. M. Baybora Kayahan

Okan Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. M. Oğuz Borahan

Marmara Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 10/03/2016 tarih ve 16. sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Gökseil ŞENER  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

-Sınav evrakları 3 iş günü içinde ıslak imzalı tek kopya halinde Enstitüye teslim edilmelidir.

-Bu form bilgisayar ortamında doldurulacaktır.

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tuna Kaplan

İmza

## TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimim boyunca desteğini ve hoşgörüsünü esirgemeyen, bilgisini ve tecrübesini benimle paylaşan, değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu'na;

Her zaman her konuda ilgisini ve desteğini hissettiğim, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım kıymetli hocalarım Prof. Dr. Mahir Günday, Prof. Dr. Yıldız Garip Berker, Yrd. Doç. Dr. Dilek Erbay Türkaydın, Yrd. Doç. Dr. Fatıma Betül Baştürk ve Dr. Emre İriboz'a;

Çalışma boyunca fikir ve desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Mehmet Baybora Kayahan'a;

Akademik katkılarıyla yol gösteren kıymetli hocalarım Yrd. Doç. Dr. Bilge Tarçın ve Yrd. Doç. Dr. Birsay Gümrü Tarçın'a;

Tez çalışmamda bilgisini ve imkanlarını esirgemeyen değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Oğuz Borahan'a;

Bir arada çalışmaktan mutluluk duyduğum Dt. Koral Bayraktar başta olmak üzere tüm sevgili asistan arkadaşlarıma;

Her zaman yanımda olan personelimiz İlper Çalışkan, Fatıma Miminovska ve Emrullah Öztürk'e;

Ve bana en büyük desteği veren annem, babam, ablam, yeğenlerim ve Dt. Sema Sönmez'e;

Minnettarım ve teşekkürlerimi borç bilirim.

# İÇİNDEKİLER

|                                                                                       |            |
|---------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>BEYAN.....</b>                                                                     | <b>i</b>   |
| <b>TEŞEKKÜR.....</b>                                                                  | <b>ii</b>  |
| <b>İÇİNDEKİLER.....</b>                                                               | <b>iii</b> |
| <b>KISALTMALAR VE SİMGELER.....</b>                                                   | <b>vi</b>  |
| <b>ŞEKİL RESİM VE SİMGELER.....</b>                                                   | <b>vii</b> |
| <b>ÖZET.....</b>                                                                      | <b>1</b>   |
| <b>ABSTRACT.....</b>                                                                  | <b>2</b>   |
| <b>1. GİRİŞ VE AMAÇ.....</b>                                                          | <b>3</b>   |
| <b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>                                                         | <b>5</b>   |
| 2.1. Başarısız Endodontik Tedaviler.....                                              | 5          |
| 2.1.1. Mikrobiyal faktörler.....                                                      | 5          |
| 2.1.1.1. İntraradiküler enfeksiyon.....                                               | 6          |
| 2.1.1.2. Ekstraradiküler enfeksiyon.....                                              | 7          |
| 2.1.2. Mikrobiyal olmayan faktörler.....                                              | 8          |
| 2.1.3. Endodontik tedavinin başarı veya başarısızlık açısından değerlendirilmesi..... | 8          |
| 2.1.3.1. Periapikal lezyonlar.....                                                    | 9          |
| 2.1.3.2. Taşkın kök kanal dolumları.....                                              | 9          |
| 2.1.3.3. Eksik kök kanal dolumları.....                                               | 10         |
| 2.1.3.4. Tespit edilememiş kök kanalları.....                                         | 10         |
| 2.1.3.5. Vertikal kök kırıkları.....                                                  | 10         |

|                                                                     |    |
|---------------------------------------------------------------------|----|
| 2.2. Endodontide Kullanılan Dijital Görüntüleme Teknikleri.....     | 11 |
| 2.2.1. Dijital görüntü oluşumunun temel prensipleri.....            | 12 |
| 2.2.2. Dijital görüntü sensörleri.....                              | 12 |
| 2.2.3. Fosfor plaklar.....                                          | 14 |
| 2.2.4. Dijital sensörlerin karakteristikleri.....                   | 16 |
| 2.2.5. Dijital görüntünün ekranda gösterilmesi.....                 | 18 |
| 2.2.6. Görüntü çıktıları.....                                       | 19 |
| 2.2.7. Görüntü işleme.....                                          | 20 |
| 2.2.8. Sistemlerin uyumu.....                                       | 23 |
| 2.2.9. Dijital radyografinin avantaj ve dezavantajları.....         | 24 |
| 2.3. Endodontide Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Kullanımı..... | 27 |
| 2.3.1. Süperpozisyon.....                                           | 28 |
| 2.3.2. Periapikal lezyonlar.....                                    | 29 |
| 2.3.3. İnternal ve eksternal rezorpsiyonlar.....                    | 30 |
| 2.3.4. Kök perforasyonları.....                                     | 30 |
| 2.3.5. Vertikal kök kırıkları.....                                  | 31 |
| 2.3.6. Kök kanal morfolojileri.....                                 | 31 |
| 2.4. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşması.....    | 31 |
| 2.4.1. Data kazanımı.....                                           | 32 |
| 2.4.2. Görüntünün elde edilmesi.....                                | 32 |
| 2.4.3. Görüntünün yeniden düzenlenmesi.....                         | 33 |
| 2.4.4. Görüntünün ekrana aktarılması.....                           | 33 |
| 2.5. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları.....        | 34 |
| 2.6. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografinin Limitasyonları.....     | 35 |

|                                                                                                                                                                                                                          |           |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Medikal Bilgisayarlı Tomografiye Üstünlükleri.....                                                                                                                           | 37        |
| 2.8. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Kullanımında Oluşan Artefaktlar.....                                                                                                                                            | 37        |
| <b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>                                                                                                                                                                                           | <b>39</b> |
| 3.1. Hasta Seçimi.....                                                                                                                                                                                                   | 39        |
| 3.2. Hastalardan Alınmış Görüntülerin Özellikleri.....                                                                                                                                                                   | 40        |
| 3.3. Hastalardan Alınmış Görüntülerin Değerlendirme Kriterleri.....                                                                                                                                                      | 41        |
| 3.4. Hastalardan Alınmış Görüntülerin Taranması.....                                                                                                                                                                     | 42        |
| 3.5. İstatistiksel Değerlendirme.....                                                                                                                                                                                    | 45        |
| <b>4. BULGULAR.....</b>                                                                                                                                                                                                  | <b>46</b> |
| 4.1. Tarama Gruplarından Elde Edilen Bulguların İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi.....                                                                                                                              | 47        |
| 4.2. Tarama Grupları Arasında Toplamda Periapikal Lezyon Taşkın Dolum Eksik Dolum Tespit Edilememiş Kanal ve Vertikal Kök Kırığı Görülme Oranlarından Elde Edilen Bulguların İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi..... | 54        |
| 4.3. Tarama Grupları Arasındaki Endodontik Başarısızlık Nedenlerinin Kök Sayıları ile Birlikte Değerlendirilmesi.....                                                                                                    | 55        |
| <b>5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR.....</b>                                                                                                                                                                                      | <b>58</b> |
| 5.1. Sonuçlar.....                                                                                                                                                                                                       | 72        |
| <b>6. KAYNAKLAR.....</b>                                                                                                                                                                                                 | <b>74</b> |
| <b>7. EKLER.....</b>                                                                                                                                                                                                     | <b>94</b> |
| Ek-1 Etik Kurul Onayı.....                                                                                                                                                                                               | 94        |
| Ek-2 Hasta Bilgilendirme Formu.....                                                                                                                                                                                      | 95        |
| Ek-3 Hasta Onay Formu.....                                                                                                                                                                                               | 96        |
| <b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>                                                                                                                                                                                                  | <b>97</b> |

## KISALTMALAR VE SİMGELER

ark: arkadaşları

CBCT: Cone Beam Computed Tomography (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi)

CCD: Charge Coupled Device (Yüklenme İliştirilmiş Araç)

CD: Compact Disc (Kompakt Disk)

CMOS: Complementary Metal Oxide Semiconductors (Bütünleyici Metal Oksit Yarı İletken)

DVD: Digital Versatile Disc (Çok Amaçlı Sayısal Disk)

DICOM: Digital Imaging and Communications In Medicine (Tıbbi Görüntülerin Dijital Olarak Saklanması ve Taşınması Konusundaki Standart Olarak Kabul Edilen Görüntü Formatı)

çç: çizgi çifti

IIT: Image Intensifier Tube (Görüntü Yoğunlaştırıcı Tüp)

JPEG: Joint Photographic Experts Groups (Birleşik Fotoğraf Uzmanları Grubu)

kV: Kilovolt

LCD: Liquid Crystal Display (Likit Kristal Görüntü)

mA: Miliamper

mm: Milimetre

PA: Dijital Periapikal Radyografi

## ŞEKİL RESİM VE TABLOLAR

### i) Resimlerin Listesi

Resim 3.1. Dijital periapikal radyografi cihazı

Resim 3.2. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazı

Resim 3.3. Çalışmada kullanılan LCD monitör

Resim 3.4. Dijital periapikal radyografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin sagital ve koronal düzlemdeki görüntülerinde değerlendirilen periapikal lezyon

Resim 3.5. Dijital periapikal radyografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinde değerlendirilen eksik dolum

Resim 3.6. Dijital periapikal radyografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinde değerlendirilen taşkın dolum

Resim 3.7. Dijital periapikal radyografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinde değerlendirilen tespit edilememiş kanal

Resim 3.8. Dijital periapikal radyografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin sagital ve aksiyal düzlemdeki görüntülerinde değerlendirilen vertikal kök kırığı

### ii) Şekillerin Listesi

Şekil 4.1. Diş köklerinde periapikal lezyon görülme durumlarına göre tarama gruplarının dağılımı

Şekil 4.2. Diş köklerinde taşkın dolum görülme durumlarına göre tarama gruplarının dağılımı

Şekil 4.3. Diş köklerinde eksik dolum görülme durumlarına göre tarama gruplarının dağılımı

Şekil 4.4. Diş köklerinde tespit edilememiş kanal görülme durumlarına göre tarama gruplarının dağılımı

Şekil 4.5. Diş köklerinde vertikal kök kırığı görülme durumlarına göre tarama gruplarının dağılımı

Şekil 4.6. Tarama grupları arasında toplamda periapikal lezyon, taşkın dolum, eksik dolum, tespit edilememiş kanal ve vertikal kök kırığı görülme oranlarının dağılımı

### **iii) Tabloların Listesi**

Tablo 4.1. Diş köklerinde periapikal lezyon, taşkın dolum, eksik dolum, tespit edilememiş kanal ve vertikal kök kırığı görülme durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi

Tablo 4.1a Diş köklerinde periapikal lezyon görülme durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi

Tablo 4.1b Diş köklerinde taşkın dolum görülme durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi

Tablo 4.1c Diş köklerinde eksik dolum görülme durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi

Tablo 4.1d Diş köklerinde tespit edilememiş kanal durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi

Tablo 4.1e Diş köklerinde vertikal kök kırığı durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi

Tablo 4.2. Tarama grupları arasında toplamda periapikal lezyon, taşkın dolum, eksik dolum, tespit edilememiş kanal ve vertikal kök kırığı görülme oranlarının değerlendirilmesi

## ÖZET

### **Başarısız Endodontik Tedavilerde Dijital Periapikal Radyografi ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Karşılaştırılması**

Tuna Kaplan, Danışman: Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu, Marmara Üniversitesi Endodonti Anabilim Dalı

#### **Amaç:**

Bu retrospektif çalışmanın amacı; daha önceden dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak alınmış görüntüleri yorumlayarak, başarısız endodontik tedavilerin nedenlerini araştırmak ve bu iki tekniği karşılaştırmaktır.

#### **Gereç ve Yöntem:**

Endodontik tedavi uygulandığı belirlenmiş ve bu dişlerinde semptom gösteren 60 hastanın daha önceden alınmış dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerindeki periapikal lezyon, taşkın dolum, eksik dolum, tespit edilememiş kanal ve vertikal kök kırığı bulgularının varlık veya yokluğu değerlendirildi. Veriler istatistiksel olarak analiz edildi.

#### **Bulgular:**

Başarısız kök kanal tedavilerinin nedenlerinin periapikal lezyon, eksik dolum, taşkın dolum, tespit edilememiş kanal ve vertikal kök kırığı şeklinde sıralandığı tespit edilmiştir.

#### **Sonuçlar:**

Bu çalışmanın sınırlılıkları doğrultusunda, hem dijital periapikal radyografi hem de konik ışınli bilgisayarlı tomografinin etkin teşhis araçları olduğu, özellikle periapikal lezyon ve taşkın dolum tespitinde, iki ve üç köklü dişlerin tespit edilememiş kanal mevcudiyetinde, tek ve üç köklü dişlerdeki vertikal kök kırığı şüphesi durumlarında ise konik ışınli bilgisayarlı tomografinin üstünlüğünün olduğu görülmüştür.

**Anahtar kelimeler:** başarısız kanal tedavisi, dijital periapikal radyografi, konik ışınli bilgisayarlı tomografi, periapikal lezyon

## **ABSTRACT**

### **Comparison of Digital Periapical Radiography and Cone Beam Computed Tomography in Failed Root Canal Treatment**

Tuna Kaplan, Advisor: Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu, Marmara University, Department of Endodontics

#### **Aim:**

The aim of this retrospective study was to evaluate and compare the previously taken digital periapical radiography and cone beam computed tomography images and investigate the causes of failed root canal treatment.

#### **Materials and Methods:**

Digital periapical radiography and cone beam computed tomography images taken from 60 patients who had symptomatic endodontically treated teeth was used. Radiography and tomography images was compared due to the presence or absence of periapical lesion, overfilled obturation, underfilled obturation, unidentified root canals and vertical root fractures.

#### **Results:**

It has been shown that failed root canal treatments are caused by periapical lesion, underfilled obturation, overfilled obturation, unidentified root canals and vertical root fractures respectively.

#### **Conclusion:**

Within the limits of the current study, digital periapical radiography and cone beam computed tomography are both efficient in diagnosis. Especially in diagnosis of periapical lesion and overfilled obturation, presence of unidentified canals in two and three rooted teeth, uncertainty of vertical fractures in single and three rooted teeth, cone beam computed tomography has been found more efficient.

**Key words:** failed root canal treatment, digital periapical radiography, cone beam computed tomography, periapical lesion

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Endodontik tedavinin yenilenmesi ile ilgili literatür incelendiğinde, birçok neden tespit edilmiştir. Bunlar yanlış kavite dizaynı, bulunamamış ya da yeterince temizlenip doldurulamamış kanallar, instrümentasyon esnasında oluşan komplikasyonlar ve taşkın dolum gibi iyatrojenik hatalardır. Tedavi sonrası periapikal lezyon gelişimi ve vertikal kök kırığı oluşumu da bu nedenler arasındadır (Wolcott ve ark., 2005; Chugal ve ark., 2003; Ingle ve ark., 2008; Orstavik ve Pitt-Ford, 2008; Nair ve ark., 1990).

Endodontik problemlerin belirlenmesinde, radyografik değerlendirme önemli bir araçtır. Periapikal radyografiler (konvansiyonel ve dijital) hem endodontik tedavi esnasında hem de tedavi sonrası durumun incelenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Brian ve Williamson, 2007). Ancak, periapikal radyografiler 3 boyutlu bir yapının 2 boyutlu görüntüsünü sağlamaktadırlar (Estrela ve ark., 2008; Özen ve ark., 2009; Patel ve ark., 2009; Abella ve ark., 2011).

Dijital periapikal radyografilerin diş hekimliğinde kullanımı ise gün geçtikçe artmaktadır (Brian ve Williamson, 2007). Fakat bu radyografilerin de anatomik süperpozisyon, iki boyutlu görüntü sağlama ve geometrik distorsiyon gibi kısıtlılıkları mevcuttur (Estrela ve ark., Özen ve ark., 2009; Patel ve ark., 2009; Abel ve ark., 2011). Günümüzde, bu gibi problemleri gidermek ve diş çevreleyen dokuların 3 boyutlu görüntüsünü elde etmek amacıyla konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılmaktadır (White, 2008).

1990'ların sonundan itibaren konik ışınli bilgisayarlı tomografi diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (Arai ve ark., 1999; Mozzo ve ark., 1998). Bu sistem anatomik yapıların süperpozisyonunu engellemekte, süngerimsi kemikte meydana gelen değişiklikleri belirlemede bize sağlıklı bilgi vermektedir (White, 2008). Bunun yanı sıra, bilgisayarlı tomografi, görüntülerin kuronal, sagital ve oblik olmak üzere çeşitli eğimlerdeki düzlemlerini yeniden düzenleyebilme özelliğine sahiptir (Scarfe ve Farman, 2008). Bu sayede konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile submilimetre

seviyesinde, yani yüksek diagnostik kalitede bilgi sağlanmaktadır (Horner ve ark., 2009).

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, periapikal lezyonların tanısında, periapikal lezyonların maksiller sinüse yakınlığının ve lezyonların mandibular kanal ile olan ilişkisinin belirlenmesinde, dijital periapikal radyografilerden daha duyarlıdır (Lofthag ve ark., 2007; Stavropoulos ve Wenzel, 2007; Tynndall ve Rathore, 2008). Konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit etmek amacıyla yapılan desitometrik analizde, tümörler gibi katı dokular ile kist gibi sıvı mevcudiyeti olan lezyonlar birbirinden ayırt edilebilmektedir. Bu sayede, yapılacak periradiküler cerrahi planlaması daha doğru olacaktır (Nakata ve ark., 2006; Low ve ark., 2008). Kök fraktürlerinin, ekstra kök kanallarının, internal ve eksternal kök rezorpsiyonlarının belirlenmesinde de konik ışınli bilgisayarlı tomografinin, diğer görüntüleme tekniklerinden daha başarılı olduğu tespit edilmiştir (Simon ve ark., 2006; Patel ve ark., 2007). Ayrıca periapikal radyografik incelemede alınan etkin radyasyon dozu yaklaşık 13-100 mikrosievert arasında değişirken, konik ışınli bilgisayarlı tomografide etkin radyasyon dozu ortalama 36.9-50.3 mikrosieverttir (Schulze ve ark., 2004; Scaf ve ark., 1997; Dula ve ark., 1996; Ludlow ve ark., 2003).

Bu tez çalışmasında, endodontik tedavi esnasında kullanılan dijital periapikal radyografi ve son yıllarda endodonti alanında umut vaat eden konik ışınli bilgisayarlı tomografinin, başarısız endodontik tedavilerin nedenlerinin tespit edilmesinde, etkinliklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Başarısız Endodontik Tedaviler**

Kök kanal tedavileri genellikle, yapılması gereken tedavi prosedürlerinin yerine getirilmemesi nedeniyle başarısız olmaktadır (Seltzer ve ark.. 1963; Enqström ve ark.. 1964; Sjoqren, 1996; Sundqvist ve ark.. 1998). Bir dişin, kök kanal tedavisine pozitif cevap vermemesinin sebebi prosedürel hatalar ve inatçı kanal içi endodontik enfeksiyonlardır (Lopes ve Siqueira, 1999). Prosedürel hatalar tedavi esnasında meydana gelen kırık alet, perforasyon, taşkın dolum, eksik dolum, tespit edilememiş kanallar, vertikal kök kırığı veya basamak gibi hatalardır. Bu gibi durumlarda, eğer mevcut bir enfeksiyon kaynağı yok ise, bu hatalar doğrudan endodontik tedavinin sonucuna etki etmezler. Bilimsel çalışmalar bize, tatmin edici sonuçlar vermeyen kanal tedavilerinin nedenleri hakkında bazı faktörler ortaya koymuştur. Bunlar mikrobiyal faktörler ve mikrobiyal olmayan faktörlerdir (Nair ve ark., 1990; Nair ve ark., 1993; Sundqvist ve Fiqdor, 1998; Nair ve ark., 1999).

#### **2.1.1. Mikrobiyal faktörler**

Endodontik başarısızlıklardaki başlıca nedenlerden biri, kök kanal dolgusu yapılmış dişlerde apikal bölümde mikroorganizmaların hayatta kalabilmeleridir. Birincil endodontik enfeksiyonlarda, polimikrobiyal ve gram negatif anaerobik çubuklar baskındır. İkincil enfeksiyonlardaki mikroorganizmalar ise bir veya birkaç türün birleşimiyle oluşur (Stamos ve ark., 1988).

Oral kavitedeki yerleşik mikrobiyal flora genellikle 10 milyar bakteri türü barındırırken, günümüzde 1000'e yakın bakteri türü ve tipi ağız boşluğunun normal florası olarak kabul edilmektedir. Enfekte kök kanallarında ise 300'den fazla mikrobiyal tür varlığı tespit edilmiştir (George ve Ivancakova, 2007; Turk ve ark., 2008). Yapılan bir taramalı elektron mikroskobu çalışmasında; kok, çubuk ve mantar topluluklarının kök kanal duvarlarında kolonize olup, dentin duvarlarına yaklaşık

olarak 300 mikron penetre olabildiği belirtilmiştir (Siqueira Jr ve ark., 2002). Mikrobiyal faktörler, intraradiküler ve ekstraradiküler enfeksiyon olmak üzere iki başlık altında incelenebilmektedir.

#### **2.1.1.1. İntraradiküler enfeksiyon**

Kök kanal dolgusu öncesinde etkili şekilde enfeksiyon yok edilebilirse kök kanal tedavisinde başarı şansı yüksektir. Ancak, kök kanal dolgusu sırasında veya kök kanal dolgusundan sonra mikroorganizmalar kanal içine yerleşirse tedavi başarısız olacaktır. Bakterilerin kök kanal sistemi içerisinde kaldığı tüm vakalarda periradiküler enfeksiyonu devam ettirme riskleri vardır. Birçok durumda, endodontik tedavi başarısızlığına, iyi tedavi edilmiş dişlerde bile mikroorganizmaların kök kanal sisteminin apikaline yerleşmeleri nedendir (Siqueira ve ark., 2001).

Yapılan çalışmalarda başarısızlığın nedeninin çoğunlukla, uygulanan teknik ve aletten bağımsız olarak biyomekanik preparasyon sırasında dokunulmamış alanlar bırakılmasına bağlı olduğu gösterilmiştir (Lin ve ark., 1991; Siqueira ve ark., 1997).

Konak savunma sisteminin aşılabilmesindeki en önemli mekanizmalardan biri biyofilm içindeki mikrobik oluşumdur. Biyofilm, organik veya inorganik yapılara bağlanmış bir mikroorganizma popülasyonunu barındıran ve bu mikroorganizmaların hücre dışı ürünleri tarafından çevrelenmiş bir matriks yapısıdır (Costerton ve ark., 1987; Siqueira ve Lopes, 1998). Bu yapı içinde organize olan mikroorganizmalar, diğerlerine nazaran konak savunma sistemi ve antimikrobiyal ajanlara karşı daha fazla direnç gösterirler (Gilbert ve ark., 1997). Biyofilm, başarısız vakalar ve tedavi edilmeyen vakalar arasında belirgin olarak farklıdır. Tedavi edilmiş başarısız vakalarda, karma bir enfeksiyon içinde gram negatif aerobik çubuklar baskındır, tedavi edilmemişlerde ise genellikle bir ya da birkaç türün birleşimi olan ve içinde sıklıkla gram pozitif bakterilerin bulunduğu biyofilmdir. Kök kanal tedavisi yapılmış periradiküler lezyonlu dişlerin %24-77'sinde *Enterococcus Faecalis* bulunmuştur (Stamos ve ark., 1988).

*Enterococcus Faecalis* inatçı bir organizmadır ve tedavi edilmemiş dişlerde floranın küçük bir kısmında bulunurlar. En önemli rolleri kök kanal tedavisi yapılmış dişlerde periradiküler lezyonlar oluşturmaktır. Kök kanal tedavisinin başarısızlıkla

sonuçlandığı vakaların çoğunda *Enterococcus Faecalis* bulunmuştur ve kök kanalında tek bir organizma olarak ya da floranın en büyük bileşeni olarak canlılığını sürdürebilmektedir (Stamos ve ark., 1988).

Bu fakültatif anerob bakteri, düşük sayıda birincil kök kanal enfeksiyonu yaparken, sınırlı vakalarda görülür, sıklıkla ise ikincil kök kanal enfeksiyonlarından ya da inatçı enfeksiyonlardan izole edilirler. Genellikle de tek tür olarak bulunurlar. Başarısız kök kanal tedavili dişlerde mantarlar da bulunmaktadır. Başarısızlığın nedeni bunların tedaviye direnç göstermesi ile açıklanır. Yapılan bazı in vitro çalışmalarda *Enterococcus Faecalis*'in kanal lümeninden dentinal tübüllerin 100 mikron derinliğine kadar penetre olabildiği ve müdahaleden 12 ay sonra bile canlı kalabildiği görülmüştür (Sundqvist ve ark., 1998; Siqueira, 2001; Haapasalo ve Orstavik, 1987; Sedgley ve ark., 2005).

#### **2.1.1.2. Ekstraradiküler enfeksiyon**

Başarısız kök kanal tedavilerinde ekstraradiküler enfeksiyonların rolü oldukça önemlidir. Periradiküler enfeksiyonların gelişmesi ile, vücut içinde mikroorganizmaların daha da yayılmasını önlemek için bir bariyer oluşmaktadır. Ancak mikrobiyal ürünler bu savunma bariyerini geçebilmektedirler. Böylelikle periradiküler patojenitenin devamlılığını sağlamaktadırlar. Mikroorganizmalar periradiküler dokulara ulaştıktan sonra endodontik dezenfeksiyon işlemleri bu dokulara erişimde yetersiz kalmakta ve ekstraradiküler enfeksiyon, endodontik tedavilerdeki başarısızlık faktörü olabilmektedir (Siqueira ve ark., 1997).

Günümüzde *Actinomyces* cinsi, *Propionibacterium Propionicum* gibi bazı oral mikroorganizmalar ekstraradiküler enfeksiyonların etkeni olarak tanınmaktadırlar. Mikroorganizmaların biyofilm oluşturması, dokunun savunma sisteminden kendilerini korudukları en önemli mekanizmalardan biridir. Bu periradiküler lezyonların devamlılığının nedeni olarak gösterilmektedir. Klinik olarak ekstraradiküler enfeksiyonları teşhis etmek zordur veya imkansızdır. Aynı zamanda endodontide kullanılan birçok materyal sitotoksiktir ve antimikrobiyal özellikleri periapikal bölgede etkisini kabul ettirmektedir (Ring ve ark., 2009).

### **2.1.2. Mikrobiyal olmayan faktörler**

Kök kanal tedavisinin başarısız olduğu birçok vaka intraradiküler veya ekstraradiküler enfeksiyonla ilişkili olmasına rağmen, bazı durumlarda başarısızlığa mikrobiyal olmayan enfeksiyonlar da neden olabilmektedir. Bu tarz vakalarda, ortamda mikroorganizma bulunmaz ve başarısızlık periradiküler dokudaki yabancı cisim reaksiyonuna bağlıdır (Nair ve ark.. 1993). Bu yabancı cisim reaksiyonuna kolesterol kristallerinin neden olduğu bildirilmiştir. Kistik epitelyum çevresindeki bağ dokusunda büyük miktarda kolesterol kristalleri gözlenmiştir (Nair ve ark.. 1998). Bu kolesterol kristalleri, kronik enflamasyonlarda etyolojik faktör olarak gösterilmişlerdir. Çok çekirdekli dev hücreler bu kristallerin ortadan kaldırılmasında etkisiz kalırlarsa, kristaller birikmeyi sürdürmekte ve böylelikle lezyon oluşumu devam etmektedir. Bir takım dışsal etkenler de endodontik başarısızlığın nedeni olabilmektedir. Bazı kök kanal dolgu maddeleri periradiküler dokulara ulaştığı zaman yabancı cisim reaksiyonu ve sonrasında da başarısızlık meydana gelebilmektedir. Kağıt konların selüloz bileşenleri, pamuk lifleri, bitkisel kökenli bazı gıda malzemeleri periradiküler dokular içine yerleştiğinde dirençli periradiküler lezyonlara neden olmaktadır (Siqueira ve ark., 2001).

### **2.1.3. Endodontik tedavinin başarı veya başarısızlık açısından değerlendirilmesi**

Endodontik tedavinin başarı veya başarısızlığını değerlendirme; histolojik, klinik ve radyografik olarak gerçekleştirilir. Histolojik olarak tedavinin başarı, enflamatuvar hücrelerin bulunmaması ve periapikal dokuların tam olarak iyileşmesi ile belirlenmektedir. Tek başına klinik olarak bunun belirlenmesi mümkün olamamaktadır. Bu yüzden, radyografik bulgular ile klinik bulgular birlikte incelenerek tedavinin başarı belirlenmelidir. Radyografik olarak başarı, periodontal dokuların sağlıklı olması, radyolusent bir alanın olmaması veya var ise mevcut radyolusent alanın kaybolması ile tespit edilmektedir. Klinik olarak başarı ise, yapılan endodontik tedavi sonucunda, perküsyon ve palpasyonda ağrı olmaması, varsa fistül yolunun kapanmış olması, mevcut alanda herhangi bir fonksiyon kaybı veya yumuşak doku yıkımının olmaması ile belirlenmektedir (Chandra, 2009).

#### **2.1.3.1. Periapikal lezyonlar**

Periapikal lezyon, kök apeksinde önceden başlamış iltihabın kök kanallarında yaşayan mikroorganizmalar tarafından devam ettirilmesiyle oluşan ve aslında diş pulpasındaki yıkıma ve kök kanalındaki yabancı cisim istilasına karşı verilen bir savunma reaksiyonudur. Kök kanalında bulunan mikroorganizmalar ve mikroorganizma ürünleri periapikal dokulara geçebilirler. Bunun sonucunda konak dokuda savunma amacıyla kimyasal medyatörler birikir. Oluşan periapikal doku yıkımı sonucu periapikal lezyonlar meydana gelir (Alaçam, 2012).

Radyografik olarak kök kanal dolguları yeterli görülse de, kanalda dokunulmamış alanlar bakteri ve nekrotik dokular içerebilmektedir. Bakterilerin bulunabildiği ve çoğunlukla dezenfeksiyon yöntemlerinden etkilenmeyen alanlar; istmus, dallanmalar, deltalar, kanal düzensizlikleri ve dentin tübülleri'dir. İyi yapılmayan kök kanal dolgusunda, doku sıvılarının sızıntısı bakterilerin büyümesi için iyi bir besin kaynağı olur. Büyüyen bakteriler önemli bir sayıya ulaşırsa; periradiküler dokulara ulaşabilirler, böylelikle periradiküler enflamasyonu ve bunu takiben periapikal lezyonu oluştururlar (Siqueira ve ark., 2001).

#### **2.1.3.2. Taşkın kök kanal dolumları**

Endodontik tedavinin son aşaması olan kök kanalının doldurulması, tedavinin uzun dönemdeki başarısı açısından büyük bir önem taşımaktadır. İdeal kök kanal dolgusu, kök kanal sisteminin dentin sement birleşiminden başlayarak koronale kadar sızdırmaz bir şekilde doldurulması ile elde edilir (Alaçam, 2000).

Kanal dolgu materyallerinin periapikal dokulara taşmasının, kök kanal dolgusu sonrası meydana gelen problemler arasında yer aldığı ve bu durumun kök kanal tedavisinin prognozu üzerinde olumsuz bir etkiye neden olabileceği ifade edilmiştir (Kerekes ve Tronstad, 1979; Sjörgen ve ark., 1990). Kanal dolgu materyallerinin periapikal dokulara taşması birçok nedene bağlı olarak oluşabilmektedir. Söz konusu durumun, özellikle, immatür dişlerde, apikal kök rezorpsiyonlarında, radyografik olarak apikal referans noktasını tespit etmenin zor olduğu durumlarda, dolum esnasında yüksek kondensasyon basıncı uygulanımında ve apikal tıkaçlamanın

yeterli düzeyde olmadığı durumlarda daha sık görüldüğü tespit edilmiştir (Sarı ve Durutürk, 2007).

#### **2.1.3.3. Eksik kök kanal dolumları**

Eksik kök kanal dolumları, kök kanal tedavisi başarısızlık nedenleri arasındaki ana faktörlerden birisidir. Bu tarz yetersiz dolumlarda, doku sıvılarının apikalden sızıntısı meydana gelebilecek başarısızlığın en önemli nedenidir (Strindberg, 1956). Yapılan çalışmalar bunun nedeninin apikal bölgenin tıkaçlanmasının yetersizliğinden veya kök kanal dolum materyali ile kök kanal duvarı arasında meydana gelmiş boşluklardan kaynaklandığını belirtmiştir (Harty ve ark., 1970; Adenubi ve Rule, 1976).

Nekrotik debris ve mikroorganizmaların, kök kanal preparasyonu esnasında elemine edilememesi ve kök kanal boşluğunun eksiksiz bir şekilde doldurulamaması sonucunda, kök kanalı mikroorganizma ve toksinlerine karşı savunmasız hale gelir. Bunu takiben periapikal dokularda enflamasyon meydana gelebileceğinden dolayı endodontik tedavi başarısızlıkla sonuçlanır (Safavi ve Nichols, 1993).

#### **2.1.3.4. Tespit edilememiş kök kanalları**

Başarısız kök kanal tedavilerinin sebeplerinin büyük bir kısmı bulunamamış kanallardan kaynaklanmaktadır. Tespit edilememiş veya gözden kaçırılmış kök kanalları irritanları tutar, ağrı ve şişlik gibi klinik semptomların baş göstermesine ve endodontik temelli radyografik lezyonların belirmesine yol açarlar (Ruddle, 1987).

#### **2.1.3.5. Vertikal kök kırıkları**

Vertikal kök kırıkları genellikle bir yandan diğerine gidecek şekilde kuron veya kökten başlayıp her ikisini de içine alır. Tüm kırıklar içerisinde %2 ile %5 arasında bir görülme oranına sahip olmakla birlikte, endodontik tedavi görmüş dişlerde daha çok meydana gelir (Majorana ve ark., 2002).

Pin ve post yerleştirme esnasında uygulanan aşırı kuvvet, veya yerleşimden sonra pin ve postların korozyona uğrayıp deformasyon göstermeleri, diş sıkma ve gıcırdatma, endodontik tedavide kök kanalının çok fazla genişletilmesi, kök kanal

dolumundaki aşırı kondensasyon ve kökün morfolojik şekli vertikal kök kırıklarının nedenlerindendir (Andreasen ve Andreasen, 1994).

## **2.2. Endodontide Kullanılan Dijital Görüntüleme Teknikleri**

Dijital radyografların diş hekimliğinde kullanımı gün geçtikçe artmakta ve vazgeçilmez bir tanı yöntemi haline gelmektedir (Brian ve Williamson, 2007). Konvansiyonel radyografiden dijital görüntülemeye geçişi destekleyen en önemli faktörler; kimyasal banyo işlemine bağlı oluşabilecek hataların ortadan kalkması ve radyasyon dozunun azalmasının yanı sıra, görüntüleme sistemi yazılımlarının görüntü iyileştirme işlemlerine olanak sağlamasıdır. Dijital radyograflar kolayca çoğaltılabilir, saklanabilir ve gönderilebilir. Ayrıca resim arşivleme ve iletişim sistemleri, sensörler ve kliniklerdeki monitör üniteleri arasında direkt bağlantı sağlar (Iwasaki ve ark., 2007). Ancak henüz sistemler arasında standardizasyon sağlanamaması ve dijital görüntülerin kolayca değiştirilebilmesinin oluşturabileceği etik problemler gibi bazı konular tam olarak çözülebilmemiş değildir. Dijital teknolojiye hızlı gelişim, bu sorunların kısa sürede giderileceği umudunu vermektedir (Ludlow ve Mol, 2009; Calbertson ve ark., 2008).

20 yıldan uzun bir süredir dijital teknoloji diş hekimliğinde varolmasına rağmen, konvansiyonel görüntüleme hala daha çok tercih edilmektedir. Bunun bazı nedenleri; dijital görüntüleme sistemlerinin kurulum maliyetlerinin yüksek olması, bazı hekimlerin donanım ve yazılım kullanımını karmaşık bulmaları ve dijital radyografi konusunda yeterli bilgiye sahip olmadıklarını düşünmeleridir. Hekimlerin ve yardımcı personelin bu yeni sisteme sahip olmalarıyla birlikte, yeni bir klinik düzen ve bu konuda bir deneyime de ihtiyaçları olacaktır. Sensörlerin ağızda konumlandırılması, yazılımın kullanılması ve görüntülerin bilgisayarda saklanması pratik hale gelmesi zaman alacaktır. Bununla birlikte, kullanılan dijital sistemin özelliklerinin iyi bilinmesi, uygulama becerisi kazanma süresini kısaltacaktır (Berkhout ve ark., 2003; Soğur ve Akdeniz, 2005).

### **2.2.1. Dijital görüntü oluşumunun temel prensipleri**

Dijital görüntü matris formatında satır ve sütunlarla tanımlanmış 20-30 mikron boyutlarındaki hücrelerin toplamıdır. Bu hücreler resim elemanı ya da piksel olarak isimlendirilir. Dijital görüntüler piksellerin uzaysal dağılımlarını ve her pikselin farklı gri seviyesini sayısal bilgi olarak taşır.

Dijital görüntü, analog işleme başlayan birçok adımı gerektirir. Elektronik reseptörün her pikselinde, x-ışınlarının emilimi ile küçük bir voltaj oluşur. Absorbe edilen x-ışını miktarı arttıkça oluşan voltaj yükselir. Her pikselde voltaj değerleri minimum ve maksimum değerler arasında salınarak analog sinyal özelliği gösterir.

Analogdan dijitale çevrim örnekleme ve kuantalama olmak üzere iki aşamadan oluşur. Örnekleme yakın komşuluktaki voltaj değerlerinin tek bir değerde toplanmasıdır. Sık örnekleme, elde edilen görüntünün orijinal görüntüye daha yakın olmasını sağlar, ancak daha fazla bellek alanı gerektirir. Kuantalama ise sinyal örneklendikten sonra her örnek sinyale bir gri değer atanır. Gri seviyesi sensörün ışınlanması sırasında o bölgeye ulaşan x-ışını yoğunluğuyla ilişkilidir (van der Stelt, 2008). Foton yoğunluğu 256 gri değerini oluşturduğu skalada elektronik olarak ölçülür. Bu skalada 0, maksimum radyasyonu temsil eder ve o bölge radyografik görüntüde radyolusent olarak görülür. 255 ise, radyasyonun ulaşmadığı bölgedir ve radyopak görülür (van der Stelt, 2005).

### **2.2.2. Dijital görüntü sensörleri**

Çeşitli şekil ve boyutlardaki dijital görüntü sensörleri üretildikleri temel teknolojiye göre katı-faz teknoloji ve fosfor plak olmak üzere iki gruba ayrılır. Katı-faz sensörler herhangi bir yardımcı cihaz olmaksızın bilgisayarda dijital görüntü oluşturabilir. Diğer temel teknoloji, üzeri fosforla kaplı bir plakta, x-ışınının ekspozu sonrasında oluşan latent imajın geçici olarak saklanması kavramına dayanır. Latent imaj lazer ışığı uyarımı ile tarayıcıda dijital görüntüye dönüştürülür.

Katı-faz sensörler yarı iletken bir materyalde x-ışınlarıyla oluşan şarjı toplar. Bu sensörlerin temel klinik özelliği görüntünün hızla elde edilebilmesidir. İntraoral sensörler elektronik bileşenlerinin tükürükten korunması için plastikte kaplanmıştır.

Bu nedenle sensörün aktif alanı, toplam yüzey alanından küçüktür. Hacimli olmaları ve çoğu sensörün veriyi bilgisayara iletmek için bir kablo içermesi nedeniyle hasta ağzında konumlandırılmasının güç olması dezavantajlarıdır. Aktif görüntüleme alanı yaklaşık intraoral film boyutlarında olan sensörler de üretilmiştir. Ancak bu sensörlerde matris yani toplam piksel sayısının artmasıyla maliyet de artmaktadır. Katı-faz sensörlerin charged-coupled device (CCD), complementary metal oxide semiconductors (CMOS) ve düz panel dedektörler olmak üzere üç tipi mevcuttur (Parks, 2008).

CCD 1987’de üretilmiş ilk intraoral dijital görüntü reseptörüdür (Syriopoulos ve ark., 2000). CCD sensör, entegre elektrik devresi ve görüntü kaydı için ince bir tabaka silikon kullanır. Radyasyon silikon atomlarına ulaştığında şarj paketleri oluşturur. Her bir paket bir pikselle ilişkilidir. Matristeki başlı başına piksellerden oluşan şarj paterni latent imajı temsil eder. Latent imaj her bir sırada piksel şarjlarının bir pikselden sonrakine transferiyle okunur. Şarj, veri yükselticiye transfer edilir ve analog-dijital dönüştürücüye voltaj olarak nakledilir. Her bir pikselden voltajlar örneklenir ve gri seviyeyi temsil eden sayısal bir değer atanır. CCD sensörler ışığa x-ışınından daha duyarlı olduğundan, çoğu üretici ya CCD yüzeyini direkt olarak parlayan bir materyal tabakası ile kaplar ya da yüzeyden fiber optik hat ile ışık bilgisi alınır. Bu durum sensörün x-ışınlarının absorpsiyonundaki etkinliğini artırır (Ludlow ve Mol, 2009). Radyofrekans vericisiyle çalışan kablosuz sensör ve radyo dalgası alıcısı arasındaki mesafe 3,5 metre olabilir. CCD’ler panoramik ve sefalometrik görüntüleme için de üretilmiştir (Tsuchida ve ark., 2005).

CMOS sensörler de silikon bazlı yarı iletkenlerdir, fakat CCD’lerden temel olarak piksel şarjlarının okunması bakımından farklıdır. Her bir piksel yanındaki piksellerden izoledir ve direkt olarak transistöre bağlıdır. Bu nedenle CCD sensörlerde oluşabilen parlama problemi oluşmaz (Berkhout ve ark., 2003). CCD gibi absorbe edilen x-ışını enerji miktarı oranında piksel içinde elektrik şarjı oluşur. Bu şarj transistöre küçük bir voltaj olarak transfer edilir. Her bir transistördeki voltaj ayrı olarak saklanır, okunur ve dijital gri bir değer olarak gösterilir. CMOS teknolojisi bilgisayar ana işleme ünite çiplerinin ve video kamera dedektörlerinin yapımında büyük oranda kullanılır. Bu teknoloji sensörün maliyetinin azalmasını

sağlar. CMOS sensörler daha az elektrik enerjisi harcar. Çeşitli üreticiler bu teknolojiyi intraoral görüntüleme uygulamaları için kullanmaktadır. CCD ve CMOS sensörler ile elde edilen radyografların görüntü kalitesi eşdeğerdir (Kitagawa ve ark.. 2003). CMOS sensörlerin intraoral görüntülemeye CCD sensörlerin yerini alacak nitelikte olduğu belirtilmiştir (Abdalla ve ark., 2001).

Düz panel dedektörler medikal görüntüleme için kullanılmaktadır; ancak çeşitli ekstraoral görüntüleme cihazlarında da kullanılır. Bu sensörler daha küçük piksel boyutlarıyla daha geniş bir matris sağlayarak, vücudun daha geniş bölgelerini direkt olarak dijital formatta görüntüler. Şu anda düz panel dedektörler pahalıdır ve kullanımı konik ışınli bilgisayarlı tomografi gibi özel görüntüleme yöntemleriyle sınırlıdır (Ludlow ve Mol, 2009).

### **2.2.3. Fosfor plaklar**

Fosfor plaklarda görüntü analog olarak oluşur ve tarama işlemi ile dijital görüntüye dönüştürülür. Fosfor plaklar x-ışınından enerji absorbe eder, depolar ve daha sonra uygun dalga boylu diğer bir ışıkla uyarıldığında bu enerjiyi ışık olarak (fosforesans) serbest bırakır. Uyaran ışık ve fosforesans ışığın dalga boyları farklı olduğundan, fosforesans materyalin absorbe ettiği x-ışını enerjisinin miktarı ölçülebilir.

Radyografik görüntüleme için kullanılan fosfor plak materyali öropidyum katkıli baryum florohalidtir. Fosfor plak radyasyonla ısındığında iyonize olan ve latent imaj oluşturan bir yüzeye sahiptir. 600 nm civarında kırmızı ışıkla uyarıldığında, yakalanan elektronlar 300-500 nm arasında yeşil spektrumda enerji olarak salınır. Fiber optikler fosfor plaktan photomultiplier tüpe ışığı iletir. Photomultiplier tüp ışığı elektronik sinyallere dönüştürür. Tüpteki kırmızı filtre, lazer ışığını seçici olarak uzaklaştırır ve kalan yeşil ışık belirlenerek voltaja dönüştürülür. Voltaj sinyali analog-dijital dönüştürücüsü ile sayılır, depolanır ve dijital görüntü olarak gösterilir. Baryum florohalid, bir baz materyal üzerine ince bir tabaka olarak yayılmıştır. İntraoral radyografi için, radyografik filme benzer poliestere baz kullanılır (Wenzel ve Moystad, 2010).

Standart intraoral boyutlarda üretilen plakların kullanımı intraoral filme benzemektedir. Ayrıca panoramik ve sefalometrik görüntüleme için kullanılan boyutlarda da üretilmiştir.

Işınlama öncesi fosfor plaklar, önceki ışınlamadan kaynaklanan artık görüntüden arındırmak için silinmelidir. Bu plağın parlak ışığa tutulmasıyla sağlanır. Negatoskop ışığında 1-2 dakikada bu işlem yapılabilir. Bazı fosfor plak sistemlerine otomatik plak silen ışıklar katılmıştır. Silinen plaklar ışınlama öncesi ışık sızdırmaz taşıyıcılara yerleştirilir. İntraoral plaklar için tükürük ve ışığı geçirmeyen sızdırmaz zarflar kullanılır. Büyük plaklar için yoğunlaşan ekran içermeyen kasetler kullanılır. Işınlama sonrası tutulan elektronlar zaman geçtikçe kendiliğinden salındığı için, mümkün olan en kısa sürede taranmalıdır. Elektron kaybı ışınlamadan hemen sonra en fazladır. Bu oran, depo fosfor bileşimine ve çevre ısısına bağlı olarak değişir. Bazı fosforlar 30 dakika sonra tutucu elektronların %23'ünü, 1 saat sonra %30'unu kaybeder. Tutucu elektron kaybı tüm plak yüzeyinden eşit şekilde gerçekleştiğinden, erken dönemde görüntüde klinik olarak anlamlı kalite kaybı oluşmaz. Yeterli ekspoz edilen görüntüler 12-24 saat depolanabilir ve görüntü kalitesini korur. Fakat az ekspoz edilmiş plaklarda önemli görüntü kayıpları oluşur. Bir çalışmada görüntü elde edildikten 120 dakika sonra tarama yapıldığında görüntü kalitesinin azaldığı saptanmıştır (Bramante ve ark., 2008). Latent imajın zayıflamasının bir diğer nedeni ise, plağın işleme hazırlanması sırasında çevre ışığa maruz kalmasıdır. Plağın hazırlanması için yarı karanlık ortam önerilir. Daha yoğun aydınlatma ve plağın bu ışığa daha uzun süre maruz kalması tutucu elektronların daha büyük oranda kaybına yol açar ve görüntü daha fazla bozulur. Çoğu karanlık odada bulunan kırmızı ışık, kırmızı ışık spektrumuna daha duyarlı olan ekspoz edilmiş fosfor plaklar için güvenli değildir.

Fosfor plakların konvansiyonel film ile benzer boyut, şekil ve esneklikte olması, katı-faz sensörlere göre ince ve kablosuz olması ve dinamik aralığın geniş olması kullanım kolaylığı sağlar. Ancak katı-faz sensörlere göre görüntü tarama için ilave bir süre gerektirmesi ve reseptörün kısa sürede hasar görebilmesi dezavantajlarıdır (Parks, 2008).

Sabit plak taramalarında fosfor plaktaki latent imajın okunması için kırmızı lazer ışık demetini yansıtan hızla dönen ayna kullanılmaktadır. Ayna döndükçe lazer ışığı plağı boylu boyunca tarar. Görüntü tarama içinde silinebilir. Ayrıca Soredex Optime sistemde tarayıcıya giriş için plağın arkasında bulunan metal disk, plağın ters ışınlanması durumunda bir işaret olarak da görev yapar. Plakların okunması için alternatif bir yaklaşım plağı taşıyan hızla dönen bir silindir kullanan dönen plak taramasıdır. Silindirin dönmesi sabit lazer tarayıcıdan daha hızlı bir tarama sağlar (Ludlow ve Mol, 2009).

#### **2.2.4. Dijital sensörlerin karakteristikleri**

Görüntü kalitesinde herhangi bir bozulma olmaksızın, sensörde görüntü oluşturabilen maksimum ve minimum doz aralığına dinamik aralık adı verilir. Sensöre ulaşan radyasyon dozu ve piksel değerleri arasında doğrusal bir ilişki olduğundan, bazen dinamik aralık maksimum ve minimum piksel değerleri aralığı olarak da ifade edilir. Düz panel dedektörler 1 ile 10000 arası, film-ekran sistemleri ise 1 ile 30 arası dinamik aralığa sahiptir.

Kontrast çözünürlük, radyografik görüntüdeki farklı dansiteleri ayırt edebilme kapasitesidir. Bu kapasite; görüntülenen dokunun kontrast özellikleri, sensörün kontrast farklılıklarını ayırt edebilme kapasitesi, bilgisayarın densitedeki tanımlanan farklılıkları gösterme kabiliyeti ve gözlemcinin bu farklılıkları tanıyabilme yeteneği ile ilişkili bir fonksiyondur.

Mevcut dijital sensörler 8,10,12 ya da 16 bitlerde veri yakalar. Bu sensörün teorik olarak 256'dan 65.536'ya farklı dansiteleri yakalayabildiği anlamına gelir. Bu sayı gürültü adı verilen görüntü kazanım hatalarıyla sınırlanır. Konvansiyonel bilgisayar monitörleri yalnız 8 bit gri skalayı gösterebilir (Farman ve Farman, 2005). İdeal görüntüleme koşulları altında insan gözü yaklaşık yalnız 60 gri seviyeyi ayırt edebilme kapasitesine sahiptir. Bununla birlikte, son olarak yapılan bir çalışmada 12 bit gri skalada 8 bit gri skalaya göre gözlemci performansının daha iyi olduğu bildirilmiştir (Heo ve ark., 2009). Görüntünün değerlendirildiği ortamın aydınlatmasının etkisi de dikkate alınmalıdır.

Görüntüdeki detayları ayırt edebilme kapasitesine boyutsal çözünürlük adı verilir. Çözünürlük milimetre başına çizgi çifti üniteleriyle ölçülür. Bir çizgi ve onunla ilişkili boşluk çizgi çifti olarak adlandırılır. Bir çizgi çiftini çözümlemek için bir koyu çizgi ve bir açık boşluk olmak üzere en az iki piksel gereklidir. Gözlemciler magnifikasyondan yararlanmaksızın yaklaşık 6 çç/mm ayırt edebilir (Ludlow ve Mol, 2009). İntraoral film 20 çç/mm'inden fazla çözünürlük sağlayabilir (Farman ve Farman, 2005). Film görüntüsü büyütülmedikçe gözlemci görüntüdeki detayı anlayamaz.

Katı-faz görüntüleme sistemlerinde çözünürlük limiti piksel boyutuyla belirlenir. Piksel boyutu küçüldükçe çözünürlük artar. 20 mikron piksellerle 25 çç/mm çözünürlük elde edilebilir. Pratikte gerçek çözünürlük genellikle daha düşüktür (Ludlow ve ark., 2001).

Fosfor plak sistemlerinde çözünürlük daha düşüktür. Çözünürlük fosfor materyalin kalınlığına ve lazer demetinin boyutuna bağlıdır. Daha kalın fosfor plaklarla daha düşük çözünürlük elde edilir, ancak kalın plaklar daha hızlı görüntü reseptörüdür. Mevcut fosfor plak sistemleri 7 çç/mm'den fazla çözünürlük sağlama kapasitesine sahiptir.

Dijital görüntüleme sistemlerinde çözünürlük ayarını değiştirme seçeneği de sunulmaktadır. Ancak yüksek çözünürlük ve standart çözünürlük arasında arayüz çürüklerinin tanısı için fark bulunmamıştır (Paurazas ve ark., 2000).

Sensörün duyarlılığı ya da hızı, düşük dozda radyasyona yanıt verme kabiliyetidir. İntraoral film hızı Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu tarafından geliştirilen gruplama kriterlerine göre sınıflandırılmıştır. Ekstaroral ekran-film kombinasyonlarında ise Eastman Kodak tarafından geliştirilen bir sınıflandırma sistemi kullanılmaktadır. Şu anda dental dijital sensörler için herhangi bir sınıflandırma standardı yoktur. Sensörlerin duyarlılığı sensörün etkinliği, piksel boyutu ve görüntü kazanım hatalarını içeren bir grup faktörden etkilenir. İntraoral fosfor plak sistemleri F-hızlı filmlere kıyasla dozun yaklaşık %50 azaltılmasını sağlar. Subjektif olarak çoğu gözlemci daha yüksek seviyede x-ışını ile ekspoz edilmiş intraoral fosfor plak görüntülerini tercih etmektedir (Berkhout ve ark., 2004).

Bu durum hasta dozunun artmasına yol açabilir. Genelde katı-faz sensörler, fosfor plak ya da filmlerden daha az ışınlama gerektirir. Ekstraoral görüntüleme için CCD ve fosfor plak sistemleri 200-hızlı ekran film sistemleriyle aynı radyasyon dozlarını gerektirir (Ludlow ve Mol, 2009).

#### **2.2.5. Dijital görüntünün ekranda gösterilmesi**

Konvansiyonel bilgisayar ekranlarında katot ışın tüpü tasarımları kullanılır. Yüksek kalite monitörler 256 farklı gri değeri ya da gri ve renk değerlerinin bir kombinasyonunu gösterebilir. Katot ışın tüpü ekranı görüntüleri dijital bilginin analog voltajlara dönüştürülmesini kapsar. Dijitalden analoğa çevrim işleminde orijinal görüntü kayıpları oluşur. Bazı faktörler monitörün subjektif kalitesini etkiler. Monitörün çözünürlüğü (vertikal çizgi sayısı, bant genişliği, yenilenme oranı), monitörün ekranından yansıyan ışık, bit derinliği, nokta sayısı, görüntüleme boyutu gibi özellikler görüntü kalitesini etkiler. Monitörün parlaklığı görüntünün algılanan kontrastını ve gözlemcinin detayları ayırt edebilme kapasitesini etkiler. Parlak monitörler parlak çevre aydınlatma koşullarında çalışıldığında gereklidir. Zamanla katot ışın tüpü ekranındaki renk fosforları solar, monitörün parlaklığı ve görüntüdeki kontrast azalır (Janhom ve ark., 1999).

Düz panel dedektörleri içeren ince film transistör ekran teknolojisi, dizüstü ve düz panel bilgisayar ekranlarında kullanılmaktadır. Dizüstü bilgisayar görüntüsünün yoğunluğu sınırlıdır ve masaüstü monitörlerde bulunan kontrast ve dinamik aralığı yoktur. Dizüstü ekranın görüntüleme açısı da sınırlıdır. Gözlemciler optimum görüntüleme kalitesi için ekranın önünde dik açılı olarak durmak ihtiyacı hissederler. Şu andaki dizüstü bilgisayar ekranları tipik dental tanısal amaçlar için kullanımda yeterli kalitededir. Pek çok düz panel monitör konvansiyonel monitörlerden daha parlaktır ve 160 derece kadar geniş görüş açısına sahiptir. Ancak monitörde değerlendirilen görüntünün görsel özelliklerinin gözlemci performansını etkilemediği bildirilmiştir (Cederberg ve ark., 1999).

Monitör yüzeyinden yansıyan ışığın ya da ortam aydınlatma kaynaklarının parlak olması görüntünün kontrastının algılanmasını azaltır. Görüntüler standart monitörde değerlendirildiğinde hafif şiddetli ve indirekt ortam aydınlatma

koşullarında en iyi sonuç alınmaktadır. Monitör optimal parlaklık ve kontrasta ayarlanmalıdır (Hellen-Halme ve ark., 2009).

#### **2.2.6. Görüntü çıktıları**

Dijital görüntülerin basılması, radyografların transferi için kolay bir çözüm haline gelmiştir. Ancak basılı görüntülerin tanısal etkinliğini kanıtlayan sınırlı sayıda çalışma vardır (Otis ve Sherman, 2005). Baskı teknolojisi, yazıcı kalitesi, yazıcı ayarları gibi basılan görüntünün kalitesini etkileyen çok sayıda faktör mevcuttur. Mümkünse görüntülerin dijital olarak transfer edilmesi her zaman tercih edilmelidir.

Görüntünün basılması için yazıcı teknolojilerinin temel çeşitleri lazer, inkjet ve boya sublimasyonu olup, hem film hem de kağıt kullanımı mümkündür. Kuşe kağıt ve transparan filme baskılar orijinal monitör görüntüsü kadar iyi bulunmuştur (Benediktsdottir ve Wenzel, 2004).

Radyolojistler geleneksel olarak film bazlı görüntülere güvenirler. Ancak lazer ya da boya sublimasyon teknolojilerinin kullanıldığı yüksek kalite film yazıcılar pahalıdır ve düşük fiyatlı alternatifleri ise düşük tanısal kaliteye sahiptir. Şu andaki inkjet teknolojisiyle üretilmiş film saydamlığı çürük tanısı gibi amaçlar için optimalin altında görülmektedir. Boya sublimasyon yazıcılar ile transparan mavi filme basılan görüntüler analog filme çok yakın kalitededir (Gijbels ve ark, 2001).

Kağıda basılı dijital radyograflar normal aydınlatılmış oda ışığında değerlendirilir. Çoğu klinikte film görüntülerinin değerlendirilmesi için ideal ortam aydınlatması olmadığından, bu durum avantaj sağlar. Fotoğrafik yazıcılar fiyat ve kalite bakımından çok çeşitlidir. Daha pahalı modeller genellikle daha yüksek baskı çözünürlüğü sağlar. Inkjet yazıcılar en ekonomik alternatifi sunar. Boya sublimasyon yazıcılar mükemmel görüntü kalitesi sağlar, ancak genellikle daha pahalıdır. Fotoğraf kağıdına basılan görüntülerin tanısal kalitesinin konvansiyonel görüntülere eşdeğer olduğu gösterilmekle birlikte, görüntülerin monitörde değerlendirilmesi tavsiye edilmektedir (van der Stelt, 2005).

### 2.2.7. Görüntü işleme

Dijital bir görüntüyü iyileştirme; görüntü restorasyonu, görüntü analizi, görüntü sıkıştırması ve görüntü sentezi işlemlerini içerir. Görüntü işlemlerinin bazıları yazılımla bütünleştirilmiş olup kullanıcı tarafından kontrol edilemezken, bazıları görüntü kalitesinin arttırılması ya da içeriğinin analiz edilmesi amacıyla kontrol edilebilir (Mol, 2000).

En iyi görüntü, iyileştirme işlemi gerektirmeyen görüntüdür. Bu da uygun kilovoltaj, ekspoz süresi ve miliamper ayarları uygulanarak sağlanabilir (Parks, 2008). Görüntü iyileştirme terimi, düzenlenmiş görüntünün orijinalinden daha gelişmiş bir sürümünü ifade eder. Görüntü iyileştirme işlemlerinin çoğu görüntüyü görsel olarak daha cazip yapan uygulamalardır. Bu uygulamalar; kontrastın arttırılması, parlaklığın optimize edilmesi, detay kaybının ve gürültünün azaltılması ve çıkarma ile yapılabilir.

Dijital radyograflarda gri değerlerin tümü her zaman etkili bir şekilde bulunmaz. Göreceli olarak koyu ya da açık olabilir ve belirli bölgelerde çok fazla ya da yetersiz kontrast gösterebilir. Buna görsel olarak karar verilebilmekle birlikte, görüntü histogramı ile görüntünün gri değerleri incelenebilir.

Dijital radyografların tanısıl değerleri üzerinde kontrast iyileştirmenin etkisi çelişkilidir. Bazı çalışmalar kontrast iyileştirme işlemlerinin yararlı olduğunu gösterirken, diğerleri yalnız sınırlı değere sahip olduğunu ya da etkisi olmadığını bulmuştur (Hayakawa ve ark., 1996; Yoshiura ve ark., 1999; Versteeg ve ark., 1998).

Keskinleştirme ve düzgünleştirme filtrelerinin amacı ise bulanıklık ya da gürültünün uzaklaştırılmasıyla görüntü kalitesinin arttırılmasıdır. Gürültü çoğunlukla yüksek frekanslı gürültü ya da düşük frekanslı gürültü olarak sınıflandırılır. Düzgünleştirme filtreleri yüksek frekanslı gürültüyü uzaklaştırır. Keskinleştirme filtreleri düşük frekanstaki gürültüyü uzaklaştırır ya da farklı yoğunluktaki bölgeler arasındaki sınırları iyileştirir. Filtrelerin anlamlı uygulanması için filtrenin azaltacağı gürültünün tipinin ne olduğunun ve ilgilenilen radyografik görüntüyü nasıl etkileyeceğinin bilinmesi önemlidir. Bu bilgi olmaksızın gürültü uzaklaştırıldıkça önemli radyografik görüntüler bozulabilir ya da kaybolabilir. Benzer olarak

ilgilenilen radyografik görüntünün kenarlarının belirginleştirilmesi gürültüyü ya da lokal kontrastı arttırarak hastalığı taklit edebilir (Ludlow ve Mol, 2009).

Mevcut dijital sistemlerin çoğu gri-skala görüntülerinin renklerini değiştirmek için yalancı renk olarak da adlandırılan seçenekler sağlar. İnsanlar gri gölgelerden çok daha fazla renk ayırt edebilir. Radyografların renklerinin değiştirilmesi ne tanısal olarak, ne de eğitim için yararlı bir uygulama değildir (Shi ve Li, 2009).

Aynı bölgeden iki görüntü alındığında ve aynı piksellerin görüntü yoğunlukları çıkarıldığında, düzgün bir fark görüntüsü oluşturulur. İki radyograf arasında değişiklik varsa; değişiklik artışı temsil ettiğinde daha parlak bir bölge olarak, değişiklik kaybı gösterildiğinde daha koyu bir bölge olarak görülür. Dijital çıkartma radyografisi bu değişikliklerin meydana geldiği anatomik arka planı iptal eder ve değişikliğin çarpıcılığı oldukça artar.

Dijital çıkartma radyografisinin tanısal olarak yararlı olması için görüntüleme tekniğinin mekanik standardizasyonu ve yoğunluğun aynen oluşturulması gereklidir. Görüntüleme tekniğinin standardizasyonu; x-ışını kaynağı, hasta ve sensörün birbirine göre pozisyonu ile belirlenir. Kullanılan projeksiyon geometrisi ilk görüntülemeye kullanılandan farklı ise, dijital çıkartma radyografi görüntüsü bu farklılıkları gösterecektir. Bunları hastadaki gerçek değişikliklerden ayırt etmek güç olabilir ya da gerçek değişiklikleri saklayabilir. Bu nedenle yatay ve dikey açılama mümkün olduğunca doğru tekrarlanmalıdır.

Ham görüntü verisi, görüntü işleme öncesi hataların giderilmesi için, restore edilir. Bu işlemler çok hızlı uygulanır ve kullanıcı tarafından farkedilmez. Görüntü işleme öncesi operasyonların çoğu üretici tarafından ayarlanır ve değiştirilemez.

Görüntü analizi görüntüden tanısal olarak uygun bilgiyi seçmek için oluşturulmuştur. Bu bilgi basit doğrusal ölçümlerden tam olarak otomasyona geçmiş tanıya değişebilir. Görüntü analiz araçlarının kullanımı için sınırlılıkları bilinmelidir. Ölçümün doğruluk ve hassasiyeti; görüntünün doğruluğu, hastayı gerçeğe uygun yansıtması ve operatörün kesin ölçüm yapabilme yeteneğiyle ilişkilidir.

Dijital görüntüleme yazılımlarında dijital cetveller, densitometreler ve çeşitli diğer araçlar mevcuttur. Bu sanal araçlar genellikle diş hekimliğinde kullanılan mevcut araçlara eşdeğerdir (Teeuw ve ark., 2009). Dijital radyograftaki herhangi bir bölgenin boyutu ve görüntü yoğunluğu kolayca ölçülebilir. Trabeküler kemik yapısının kompleksite ölçümü için geliştirilmiş gereçler de mevcuttur (Mol, 2000).

Bu metotlar tekrarlanabilir ve objektif kriterler kullanarak erken ve doğru hastalık tanısına varmayı hedeflemektedir. Çürük tanısı, periodontal hastalık sınıflandırması ve periapikal kemik lezyonlarının tanısı bu teknolojiye örnektir. Klinik olarak kullanıldığında çok az güvenilir sonuç sağlanmıştır. Bu düşük başarı radyografik görüntü yorumlama işleminin karmaşıklığından kaynaklanmaktadır (Ludlow ve Mol, 2009).

Diş hekimliğinde dijital görüntülemenin kullanımı, görüntülerin arşivlenmesini gerektirir. Dosya boyutu intraoral görüntülerde çözünürlüğe bağlı olarak yaklaşık 290-16000 kilobayt arasında değişirken, ekstraoral görüntülerde 4-6 megabayttır (Wenzel ve ark., 2007; Farman ve Farman, 2000). Yeni depolama araçlarının geliştirilmesi ve fiyatlarındaki devamlı düşüş nedeniyle çok sayıda görüntünün saklanması problem oluşturmamaktadır. Sadece bilgisayarların sabit disk kapasiteleri bile çoğu klinikte arşivleme ihtiyacını karşılayabilmektedir.

Dijital görüntülerin görüntü iyileştirme yöntemleri ile değiştirilebilmesi tanısal bilginin doğruluğu yönünden bir risk oluşturur. Yazılımın kullanıcının orijinal görüntü verisini kasten ya da istemeden kalıcı olarak silmesini ya da değiştirmesini önlemesi önemlidir. Tüm yazılım programları böyle bir güvenlik sağlamaz. Görüntülerin ve diğer hastaya ilişkin bilgilerin ikinci bir ortamda düzenli olarak yedeklenmesi zorunludur. Harici yedekleme araçları; harici sabit diskler, dijital bantlar, CD/DVD'leri içermektedir. Tüm bu teknolojiler düşük maliyetlidir ve uygun güvenilirlik göstermişlerdir.

Görüntü sıkıştırmanın amacı arşivleme ya da aktarma için görüntü dosyalarının boyutunu azaltırken, kritik görüntü bilgisini korumaktır. Sıkıştırma metotları genellikle kayıpsız ya da kayıplı olarak sınıflandırılır. Kayıpsız metot herhangi bir görüntü verisini eksiltmez ve sıkıştırma işlemi geri döndürüldüğünde görüntünün

mükemmel bir kopyası oluşur. Kayıpsız sıkıştırma için maksimum sıkıştırma oranı genellikle 1:2 ve 1:3 arasındadır (Parks, 2008). Kayıplı sıkıştırma metotları daha yüksek sıkıştırma seviyelerine ulaşır. Deneysel sonuçlar bunun tanısal görüntü kalitesini etkilemediğini göstermektedir. 1:12 ve 1:14 sıkıştırma oranlarının çürük tanısında kayda değer bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir (Wenzel ve ark., 1996; Schulze ve ark., 2008). Endodontik çalışma boyunun belirlenmesinde 1:25 sıkıştırma oranı tanısal olarak sıkıştırılmamış görüntüye eşdeğerdir (van der Stalt ve ark., 1997). 1:28 sıkıştırma oranı görüntü kalitesinin subjektif değerlendirilmesi ve panoramik radyograflarda yapay lezyonların tanısında uygun bulunmuştur (Mol, 2000).

DICOM'un 3.0 sürümü sıkıştırma metodu olarak JPEG'i standart kabul etmiştir. Düşük ve orta seviyeli sıkıştırma, görüntülerin tanısal değerini çok az etkilemesine karşın, bu uygulamalar tanısal amaç üzerindeki etkileri değerlendirildikten sonra kullanılmalıdır. Depolama araçlarının kapasitesindeki devamlı artış ve yüksek hızlı veri iletişim hatlarının kullanımıyla dental radyografların kayıplı sıkıştırma gereksinimi azalmıştır.

#### **2.2.8. Sistemlerin uyumu**

Dental radyografi için farklı üreticilerin sistemleri arasında görüntü formatları standardize değildir ve görüntü arşivleme, erişim, görüntü gösterme sistemleri sıklıkla birbirleriyle uyumsuzdur.

Amerikan Radyoloji Enstitüsü ve Ulusal Elektrik Üretim Birliği ortak bir komite oluşturarak, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) olarak bilinen dijital görüntüleme sistemleri standardını oluşturmuşlardır. DICOM standardı medikal ve dental görüntüleme sistemlerinin birlikte çalışabilirliğini hedefleyen bir değişiklik dökümanıdır. Şu anda tüm sistemler DICOM standardına uymamaktadır. Ancak diş hekimliğinde dijital görüntülemenin kabulü tüm cihazların birlikte çalışabilir olmasını gerektirir. DICOM uyumlu görüntüleme cihazlarıyla farklı firmaların cihazlarını kullanan diş hekimleri görüntülerini karşılıklı olarak birbirlerine gönderebileceklerdir.

### 2.2.9. Dijital radyografinin avantaj ve dezavantajları

Sert, hacimli ve kablolu sensörlerin hasta ağzında konumlandırılması güçtür. Fosfor plaklar ise, daha ince ve esnek olması nedeniyle hasta için en rahat görüntüleme reseptörüdür (Gonçalves ve ark., 2009). Dijital radyograflarda konvansiyonel radyograflara göre daha fazla pozisyonlandırma hatası yapıldığı saptanmıştır (Hellen-Halme ve ark., 2004). Bu durumun, sensörün konumlandırma gücünün yanı sıra, bu yeni sisteme uyum sağlama gücü ile de ilişkisi olabilir.

Dijital sensörler filmler gibi tek kullanımlık olarak tasarlanmadığı için, daha dikkatli kullanılmalıdır. Filmler gerektiğinde hastanın anatomisine göre uyumlanabilirken, sensörlerle bu mümkün değildir. Fosfor plaklarda kıvrılma ve gerilme sonucu kalıcı artefaktlar oluşabilir. Bu artefaktlar tanısal görüntünün ve sensörün yenilenmesini gerektirebilir.

Fosfor plakların çoğunda plakların ters ışınlanması ve bu durumun ayırt edilmemesi önemli bir problemdir. Ters ışınlanarak elde edilmiş bu dijital görüntülerin yanlışlıkla kontralaterale yerleştirilmesi ve hastalığın tanısı ve tedavinin yanlış tarafa uygulanması olasılığı mevcuttur. Bugüne kadar yalnız bir firma bu konu üzerinde durmuş ve intraoral plakların arkasına yuvarlak metal bir disk yerleştirmiştir. Bu belirteç, görüntüleme plağı ters ışınlanırsa görünür hale gelir ve böylece görüntüler tekrarlanmaksızın, yazılım araçlarıyla tersine çevrilebilir. Görüntü transferinin veri kaybı olasılığı taşınmasına karşın, güvenli olduğu bildirilmiştir (Ramamurthy ve ark., 2006).

Dijital radyografide görüntünün elde edilme süresi kısadır. Kimyasal banyo işlemleri sonrası ortaya çıkan zararlı atıklar dijital görüntüleme tekniklerinde ortadan kalkar. Dijital sisteme geçen diş hekimleri radyografik işlemlere harcadıkları zamanın günde yaklaşık yarım saat kısaldığını ifade etmişlerdir (Wenzel ve Moystad, 2001). Ancak, dijital sistemlerle görüntü elde edildikten sonra, görüntü iyileştirilmesi için harcanan zamanı değerlendiren bir çalışma bulunmamaktadır.

Sensörlerde enfeksiyon kontrolünün sağlanması ise sorundur. Dijital sensörler konvansiyonel yöntemlerle steril edilemez. İzopropil alkol gibi hafif ajanlarla silinerek dezenfekte edilebilir, ancak dezenfektan solüsyonlarda bekletilmemelidir.

Sıcaklık ile sağlanan enfeksiyon kontrolü yöntemlerinde ise ısı CCD ve CMOS sensörlerin elektronik bileşenlerinin bozulmasına ve fosfor plakların poliestere bazının bükülmesine neden olur. Bir çalışmada fosfor plakların plastik koruyucular çıkarıldıktan sonra, %95'lik etanol ile dezenfekte edilmesine karşın, %57.8'inde bakteri kolonilerine rastlanmış ve etilen oksit gazı ile sterilizasyon uygulamasına geçildiği bildirilmiştir (Kalathingal ve ark., 2009).

Dijital reseptörlerin x-ışınına filmde daha duyarlı olması nedeniyle radyasyon dozu konvansiyonel radyografiye göre daha düşüktür. Ayrıca, dinamik aralığının filmde daha geniş olması nedeniyle, uygun olmayan densiteye bağlı tekrarların daha az olması buna katkıda bulunmaktadır (Pfeiffer ve ark., 2000; Hayakawa ve ark., 1998). Bu avantaj bazı durumlarda kısmen ortadan kalkmaktadır. Bazı sensörlerin aktif görüntüleme alanı küçük olduğundan, belli bir bölgenin görüntülenmesi için daha fazla sayıda radyograf gerekmektedir. Şu anda intraoral filmlerde olduğu gibi dijital sensör boyutlarını belirleyen bir standart bulunmamaktadır (Farman ve Farman, 2004). CCD sensörler standart periapikal filmlerden daha küçük boyuttayken, fosfor plaklar filmlerle aynı boyuttadır. Yine bazı sensörlerin ağızda konumlandırılmasından kaynaklanan hatalar nedeniyle yapılan tekrarlar radyograf sayısını arttırmaktadır. Ayrıca kısa sürede elde edildiği için, fosfor plak kullanan hekimlerin %55'inin ve katı-faz sensörleri kullanan hekimlerin %65'inin konvansiyonel radyograflardan daha çok sayıda radyograf aldıkları saptanmıştır (Berkhout ve ark., 2003).

Bazı üretici firmalar dijital radyografide radyasyon dozunun %90'a varan oranlarda azaldığını belirtmektedir. Ancak bu oran F hızlı filmlere kıyasla fosfor plaklarda %0 ile %80, CCD'de %52 olarak bulunmuştur (Wenzel ve ark., 2007).

Konvansiyonel radyograflardan farklı olarak, dijital radyografların çoğaltılması kolaydır ve elde edilen bu görüntünün kalitesi orijinal görüntüye eşdeğerdir. Görüntüler kolayca arşivlenebilir ve orijinal görüntü arşivlenirken, bir kopyası üçüncü kişilere kolayca gönderilebilir.

Kimyasal banyo işlemlerinin ideal uygulanmaması sonucu uygun olmayan densite ve kontrast nedeniyle yapılan tekrarlar dijital tekniklerde görüntü iyileştirme

yöntemleriyle azalır. Ancak, görüntü iyileştirme yöntemleri kolaylıkla uygulanabildiği ve yapılan uygulamalar anlaşılamadığı için kötü niyetli kullanımlara açıktır (Wenzel ve Moystad, 2010). Bu nedenle dijital radyografik görüntüleri kötü niyetli görüntü işleme uygulamalarından korumak için doğruluklarını ispat edebilen bir standart işlem gerektiği savunulmaktadır (Calberson ve ark., 2008).

Dijital görüntüleme sisteminin ilk kurulum maliyeti göreceli olarak yüksektir. Konvansiyonel radyografide de film ve banyo solüsyonları gibi sarf malzemeleri, banyo cihazları ve bunların bakımı ile ilgili personel gücü maliyeti arttırmaktadır.

İntraoral sistemlerde kullanılan sensörler oldukça hassastır. Hasarlı sensörler ile elde edilen görüntülerin kalitesi kötü olur. Bu nedenle bu sensörlerin yenilenmeleri gerekir ve bu da oldukça maliyetlidir. Fosfor plakların 200 kullanıma kadar görüntü kalitesini koruduğu, ancak 200 kullanımdan sonra kalitede gözle görülen bariz değişiklikler olmamakla birlikte çıkartma radyografi uygulamalarında problem oluşturduğu bildirilmiştir (Ergün ve ark., 2009). Çekimi ve banyosu doğru olan film ise mükemmel görüntü kalitesine sahiptir ve dijital sistemlere göre daha ucuzdur.

Dijital görüntülerin tanısal kalitesi pek çok çalışmada konvansiyonel radyograflar kadar iyi bulunmuştur (Syriopoulos ve ark., 2000). Bu durum hem intraoral hem de ekstraoral radyografi için geçerlidir (Molander ve ark., 2004). CMOS sensörler, CCD sensörlerle aynı kalitede görüntü oluşturmaktadır (Kitagawa ve ark., 2003). CMOS sensörlerin, CCD sensörlerin ve fosfor plakların arayüz çürüklerinin tanısındaki doğruluğu film bazlı radyograflarla eşdeğer bulunmuştur. Periapikal kemik lezyonlarının tanısında CCD, CMOS sensörler ve E-hızlı filmler arasında fark bulunmamıştır (Paurazas ve ark., 2000). CCD bazlı panoramik radyograflarda görüntü kalitesinin konvansiyonel panoramik radyograflar kadar iyi olmadığı ya da eşdeğer olduğu, fosfor plak sistemli panoramik radyografların ise konvansiyonel panoramik radyograflara yakın kalitede olduğu bildirilmiştir (Molander ve ark., 2004). CCD bazlı panoramik radyograflar çürük tanısında konvansiyonel panoramik radyograflara eşdeğer ve periodontal hastalık tanısı bakımından konvansiyonel panoramik radyograflar daha iyi bulunmuştur (Ramesh ve ark., 2001).

### 2.3. Endodontide Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Kullanımı

1900'li yılların başlarından itibaren intraoral radyograflar kullanılmaya başlanmıştır ve bu sayede kök ve kemik morfolojileri incelenebilir hale gelmiştir (Brooks, 2009). Gün geçtikçe daha da geliştirilen radyograflar, endodontide de diğer alanlarda olduğu gibi sıkça kullanılan teşhis araçlarından birisidir (Buchanan, 2008). Geleneksel radyografi tekniği günümüzde her ne kadar yaygın olarak kullanılsa da gerçekte üç boyutlu olan diş ve kemik görüntülerinin iki boyuta indirgenmesi yetersiz teşhislere ve bir takım problemlerin gözden kaçmasına neden olacaktır (Cohenca ve ark., 2007; Cotton ve ark., 2007; Exadaktylos ve ark., 2005). Geleneksel yöntemlerde yaşanan bu tarz yetersizliklerden dolayı üç boyutlu görüntüleme teknikleri üzerinde çalışmalar yapılmaya başlanmıştır (Gröndahl ve ark., 2004).

Tıp alanında ilk bilgisayarlı tomografi tarayıcı 1960'ların sonlarında Hounsfield tarafından tanıtılmıştır (Selekler, 2006). Bu sistemde dar aralıklı ve yelpaze şeklindeki X-ışını aksiyel düzlemde hasta üzerinden geçirilip, tek yönlü bir dedektör vasıtasıyla veriler toplanmakta ve kesitler şeklinde alınan veriler daha sonra bir araya toplanarak görüntü meydana gelmekteydi. İlerleyen zamanlarda dedektörün çoklu hale getirilmesiyle birlikte tarama zamanı ve aynı zamanda hastanın maruz kaldığı radyasyon miktarı azaltıldı (Sukovic, 2003). Bütün bu gelişmelere rağmen ortaya çıkan görüntü kalitesi diş hekimliğinde kullanım açısından yeterli bulunmadı. Bunun üzerine 90'lı yılların sonlarında, birbirlerinden bağımsız çalışan İtalyan ve Japon araştırmacılar konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazını geliştirdi. Bu sistem nesne etrafında bir tam dönüş yapıp veri toplayan bir panoramik röntgene de benzetilebilir. X-ışını konik bir şekilde yayılırken, görüntüyü oluşturan veriler silindirik bir nesneye dönüştürülür (Danforth ve ark., 2003; Winter ve ark., 2005). Bu teknik sayesinde tıpta kullanılan bilgisayarlı tomografiye kıyasla hem daha az radyasyon ışıması olduğu hem de sınırlı alanda, yüksek çözünürlük ve iyi kalitede görüntüler elde edildiği bildirilmiştir (Mah ve ark., 2003; Scarfe ve ark., 2006; Tsiklakis ve ark., 2005; Ziegler ve ark., 2002). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile elde edilen aksiyal ve proksimal görüntüler geleneksel radyografi ile elde edilememektedir. Teşhisin doğruluğu açısından bu çok önemlidir (Cotton ve ark., 2007).

Milyonlarca pikselin bir araya gelmesi ile resimsel bir görüntü ortaya çıkmaktadır. Piksel iki boyutlu bir kavram olmakla birlikte uzaysal olarak X ve Y koordinatları vardır. Konik ışınli bilgisayarlı tomografide küpün bütün kenarları eşit uzunluktayken, medikal bilgisayarlı tomografide farklı olarak bir kenar uzunluğu farklılık gösterir ve bu nedenle çoklu düzlem ölçümleri tam olarak gerçekleştirilemez (Cotton ve ark., 2007). Bununla bağlantılı olarak diş hekimliğinde medikal bilgisayarlı tomografi kullanımı pek yarar getirmez. Ayrıca aksiyel düzlemde birçok detay sağlamalarına rağmen uzun tarama süresi ve yaydıkları yüksek radyasyon diş hekimliğinde kullanımını hemen hemen imkansızlaştırmıştır (Danforth ve ark., 2003; Scarfe, 2005).

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazlarının kullanılmaya başlanması ile dişler ve çeneler artık üç boyutlu bir şekilde görüntülenebilmektedir. Bununla paralel olarak, bu cihazların endodontide de kullanımı gün geçtikçe fazlalaşmaktadır (Grimard ve ark., 2009; Mora ve ark., 2007).

Günümüze kadar olan dönemde, üretici firmaların bu teknolojiye olan ilgileri artmıştır ve şu anda dünyada otuzun üzerinde konik ışınli bilgisayarlı tomografi üreticisi firma mevcuttur. İlk geliştirilen cihaz ile karşılaştırıldığında, yeni üretilen konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazlarının görüntüleme özelliklerinin geliştirildiği bildirilmiştir (Grimard ve ark., 2009; Hannig ve ark., 2005; Hassan ve ark., 2009).

Endodontik tedaviler esnasında, kanal morfolojileri ve çevre dokular ile olan komşulukların üç boyutlu olarak incelenmesi ve bu yapılara ait patolojilerin detaylı olarak belirlenmeleri oldukça önemlidir. Görsellikle ilgili sağlayacağı avantajlar göz önüne alındığında, konik ışınli bilgisayarlı tomografinin endodonti alanında sıkça kullanılması gereken bir teşhis aracı olduğu çeşitli çalışmalarda rapor edilmiştir (Heithersay, 1985; Matherne ve ark., 2008; Mora ve ark., 2007).

### **2.3.1. Süperpozisyon**

İntraoral radyograflar elde edilirken bazı anatomik yapıların görüntüsü diğerlerinin üzerine izdüşümsel olarak yansımakta, hedef alınan gerçek nesne görüntüsünün gizlenmesine sebep olmakta ve kök kanal sisteminin tam anlamıyla

izlenememesi ile sonuçlanmaktadır (Nance ve ark., 2000). Bu durum sıklıkla üst arka bölüm dişlerin görüntülenmesi esnasında meydana gelir ve zigomatik kavis ile ilişkili olan süperpozisyonlar görüntü netliğini bozup teşhisi hemen hemen imkansız hale getirir. İlgili bölgenin incelenmesi amacı ile değişik açılardan birden fazla radyograf alınması gerekebilir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin kullanımı, hedef bölgenin frontal, sagital ve aksiyal olmak üzere her üç boyutta görüntüsünün tek seferde tarama yaparak elde edilmesini sağlar. Çevre dokuların süperpozisyonlarının azaltılması veya tamamen ortadan kaldırılması, konik ışınli bilgisayarlı tomografiyi geleneksel periapikal radyografiden üstün tutar (Lofthag-Hansen ve ark., 2007). Ayrıca konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile kortikal kemik ve çevre dokular net olarak ekarte edilebilmektedir (Stavropoulos ve Wenzel, 2007). Konvansiyonel ve dijital radyograflarda oluşan distorsiyon ve süperpozisyonların aksine bu sistemde geometrik olarak doğru görüntüler meydana gelmektedir (Murmula ve ark. 2005).

### **2.3.2. Periapikal lezyonlar**

Periapikal radyograflarda lezyonlar kolaylıkla izlenebilir fakat radyolüsensinin oluşması için kemikteki yıkımın ilerlemiş olması gerekmektedir. Oysa periapikal hastalıkların henüz başlangıç aşamasındayken, yani kemik yıkımının radyolojik olarak henüz belirgin olmadığı durumlarda bile konik ışınli bilgisayarlı tomografiler ile teşhis edilebildiği bildirilmiştir (Patel ve ark., 2009). Periapikal bölgedeki mevcut patoloji ilerlemeden kök kanal tedavisinin gerçekleştirilmesi ve muhtemel kemik yıkımının önlenmesi prognozu olumlu yönde etkileyecektir (Patel ve ark., 2007).

Kemik yıkımının ileri düzeyde olduğu durumlarda periapikal lezyonlar intraoral radyograflarda kolay ve doğru bir şekilde teşhis edilebilmektedir. Fakat mevcut kemik yıkımının kemik korteksinden dışarı çıkıp çıkmadığının belirlenmesi için yumuşak dokuda perforasyon olması gereklidir. Oysa konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazlarıyla alınan görüntülerde lezyonun kemikte yaptığı perforasyonlar kolaylıkla izlenebilmektedir (Exadaktylos ve ark., 2005).

İntraoral radyograrfların farklı açılar kullanılarak alınması sonucunda radyolüsensi boyutlarında farklılıklar oluşabileceği bildirilirken, konik ışınli bilgisayarlı tomografilerin gerçek boyutları birebir yansıttığı, bu görüntüler üzerinde

ölçüm yapılabildiği ve bu sayede lezyon iyileşme takibinin doğrulukla gerçekleştirilebileceği belirtilmiştir (Hannig ve ark., 2005; Hassan ve ark., 2009; Matherne ve ark., 2008; Nance ve ark., 2000; Patel ve ark., 2009). Konik ışınli bilgisayarlı tomografilerle alınan görüntülerde hacim ölçülebilmesi lezyon takibi açısından iki boyutlu radyograflara göre üstünlük göstermektedir ve bu nedenle lezyon takiplerinin konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile izlenmesi gerekliliği vurgulanmaktadır (Wu ve ark., 2009). Büyük periapikal radyolüsensilerin varlığında granülom ve kistin ayırıcı tanısının yapılması ve endodontik cerrahiye gereksinim olup olmadığına karar verilebilmesi açısından son derece önemlidir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinde yapılan Hounsfield (gri renk) ölçümleri sonucunda biyopsiye oranla daha güvenilir sonuçlar elde edildiği belirtilmiştir (Simon ve ark., 2006). Kortikal kemikte çok az kayba sebep olmuş veya hiç kayba sebep olmamış ve süngerimsi kemikle sınırlı kalmış lezyonların geleneksel radyografi ile teşhisi oldukça zordur (Bender ve ark., 1961; Bender ve ark., 1982; Lee ve ark., 1986). Konik ışınli bilgisayarlı tomografide, geleneksel radyografide izlenemeyen % 70 oranında daha fazla oluşum izlendiği rapor edilmiştir (Lofthag-Hansen ve ark., 2007).

### **2.3.3. İnternal ve eksternal rezorpsiyonlar**

Endodontik tedavide kanal dolgusunun kalitesi üzerine etki ederek kanal tedavisinin başarısını etkileyen faktörler arasında, internal ve eksternal rezorpsiyon çok önemli bir yer tutmaktadır (Raper, 1953).

Geleneksel radyografi ile tam ve doğru bir teşhis yapmak mümkün değildir ve rezorpsiyonun gerçek konumu, sınırları ve derecesi belirlenemez. Öte yandan konik ışınli bilgisayarlı tomografinin rezorpsiyon alanının gerçek sınırlarını doğru olarak gösterebildiği bildirilmiştir (Cohenca ve ark., 2007).

### **2.3.4. Kök perforasyonları**

İntraoral radyograflar üç boyutlu yapıları görüntüsel olarak iki boyuta indirgediği için diştten alınan radyograflarda mezial veya distal bölgede seyreden perforasyonlar rahat bir şekilde gözlenirken, bukkal veya lingual yüzeyde bulunan perforasyonlar tanımlanamayabilir.

### **2.3.5. Vertikal kök kırıkları**

Vertikal kök kırıkları, endodontik tedavi görmüş dişlerin prognozunu olumsuz yönde etkileyen problemlerin başında gelir. Kırık hattı uzunlamasına olacak şekilde kök boyunca periodontal ligamente kadar ilerler, kırık parçalar arasındaki yumuşak doku miktarı fazlalaşır ve kök parçaları birbirinden ayrılır. Erken dönemde, kırık parçalar henüz tam olarak birbirinden ayrılmadığı için vertikal kök kırığının klinik ve radyolojik teşhisi zordur. Radyograf üzerinde izlenen hat artefakt, yetersiz doldurulmuş bir kök kanalı, diğer köklerin kemiksel izdüşümü veya farklı bir radyolojik görüntüden ayırt edilemeyebilir (Rivera ve Walton, 2009; Stavropoulos ve Wenzel, 2007). Vertikal kök kırıklarının tespitinde radyograflar bir nebze yardımcı olsalar da kesin tanının koyulmasında tam olarak etkili değildirler. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi taramalarının vertikal kök kırıklarını geleneksel radyografiye kıyasla daha doğru olarak belirlediği saptanmıştır (Tamse ve ark., 2006; Velvart ve ark., 2001; Walker ve Brown, 2005). Bunun yanında, konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak vertikal kök kırığı saptaması yapılırken, bu saptamanın en doğru şekilde aksiyel düzlem incelemesi yapılarak sağlandığı bildirilmiştir (Hassan ve ark., 2010).

### **2.3.6. Kök kanal morfolojileri**

Günümüzde mevcut kanal sistemlerinde her zaman var olan kanal sayısının daha fazlasını aramamız artık bir gereklilik haline gelmiştir. Geleneksel röntgen ile yapılan incelemelerde herhangi bir probleme rastlanmayabiliyor olmasına rağmen, konik ışınli bilgisayarlı tomografi taraması dişte daha önce saptanmamış ve doldurulmamış bir kanal varlığı gösterebilmektedir (Cotton ve ark., 2007).

## **2.4. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşması**

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazları tarama işlemini oturarak, ayakta ve sırtüstü yatarak olacak şekilde 3 farklı pozisyonda yapabilir. Yatar pozisyonda görüntü elde eden cihazlar fiziksel olarak daha fazla yer kaplar ve fiziksel engelli hastalar için kullanım zorluğu yaratırlar. Ayakta görüntü elde edilen cihazlarda ise tekerlekli sandalye kullanan hastalarda cihaz hastaya göre ayarlanamayabilir. Oturarak görüntü elde edilen cihazlar kullanım kolaylığı açısından en rahat

cihazlardır. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntü oluşturulmasının data kazanımı, görüntünün elde edilmesi, görüntünün yeniden düzenlenmesi ve görüntünün ekrana aktarılması olmak üzere 4 komponenti vardır (Scarfe ve Farman, 2008).

#### **2.4.1. Data kazanımı**

Tek parsiyel veya tam rotasyonel tarama, hastanın başında sabit dayanak noktasının etrafında x-ışını kaynağı ile dedektörün karşılıklı senkronize hareketiyle meydana gelir. Rotasyon esnasında atenüye olmuş x-ışınının dedektör tarafından yakalanmasıyla her görüntü ardışık olarak oluşur. Görüntü sahasının boyutları veya tarama hacmi dedektör boyut ve şekline, ışın demetinin geometrisine ve ışın demetini ayarlama yeteneğine bağlıdır. Tarama hacminin şekli silindirik veya küresel olabilir. Ana x-ışını demetinin kolimasyonu x-ışınını ilgilenilen bölgeye sınırlandırır. Görüntülenmek istenen alan her hastaya göre belirlenebilir (Kau ve ark., 2009).

Tarama esnasında tek ışınlama belli derece aralıklarıyla yapılarak ham görüntü olarak bilinen birbirinden ayrı 2 boyutlu görüntüler elde edilir. Görüntülerin tüm serisi projeksiyon datası olarak adlandırılır. Projeksiyon datasını oluşturan görüntülerin sayısı saniyede oluşturulan görüntü sayısı tarafından belirlenir. Daha fazla projeksiyon datası görüntünün rekonstrüksiyonunda daha fazla bilgi sağlar, daha büyük uzaysal ve kontrast rezolüsyonu sağlar, sinyal-gürültü oranını artırır ve metalik artefaktları azaltır. Bununla birlikte, daha fazla projeksiyon datası daha uzun tarama zamanını, daha fazla radyasyon dozunu ve daha uzun yeniden düzenleme zamanı gerektirir (Scarfe ve Farman, 2008).

#### **2.4.2. Görüntünün elde edilmesi**

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazları kullanılan dedektör tipine göre görüntü yoğunlaştırıcı tüp/CCD kombinasyonu ve düz panel görüntüleyicisi olmak üzere iki grupta incelenebilir.

IIT/CCD konfigürasyonu, fiber optiklerle CCD'ye bağlı IIT'den oluşur. Düz panel görüntülemeye, x-ışını sintilatör tabakasına bağlı geniş alan katı hal sensör panel temelli indirekt dedektörler kullanılır. Düz panel dedektörler IIT/CCD'lerden

daha iyi performans gösterirler. Görüntü yoğunlaştırıcılar geometrik distorsiyon oluşturabilir. Bu dezavantaj bu konfigürasyonu kullanan konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazlarında yapılan ölçümlerde doğruluğu azaltma riski taşır. Düz panel dedektörler geometrik distorsiyon oluşturmaz. Ayrıca IIT/CCD sistemleri ilave artefaktlar oluşmasına da yol açarlar. Düz panel dedektör kullanan konik ışınli bilgisayarlı tomografi sistemlerinin performansında dedektör alanının cevabının tek tip olmasına ve kötü piksellere bağılı bir takım sınırlamalar da vardır. Bu etkiler özellikle düşük ve yüksek ekspozlarda belirgindir. Bu probleminden kurtulmak için dedektörler parçalı olarak çizgiselleştirilir ve tek tip olmayan ekspozlar belirlenip ayarlanır. Ayrıca bu durumun düzeltilmesi için piksel piksel standart sapma değeriendirilmesi kullanılır ve bozuk pikseller komşu piksellerin ortalaması ile değeriştirilir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinde rezolüsyon ve detay, vokseller tarafından belirlenir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinde voksel boyutları konvansiyonel bilgisayarlı tomografilerden farklı olarak dedektörlerdeki piksel boyutuna bağılıdır. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazları genellikle üç boyutu da eşit voksel rezolüsyonu sağlar (Farman ve Scarfe, 2009).

#### **2.4.3. Görüntünün yeniden düzenlenmesi**

Temel projeksiyon elde edildikten sonra elde edilen data volumetrik data setinin oluşturulması için işlenir. Bu işlem görüntünün yeniden düzenlenmesi olarak adlandırılır. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi dataları bilgisayarlı tomografiden farklı olarak kişisel bilgisayarlarda yeniden düzenlenebilir. Yeniden düzenleme zamanı elde edilme parametrelerine, bilgisayara ve yazılıma bağılı olarak değerişir (Scarfe ve Farman, 2008; Farman ve Scarfe, 2009).

#### **2.4.4. Görüntünün ekrana aktarılması**

Volumetrik data seti mevcut voksellerin derlemesidir ve çoğu konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazında ekranda çeşitli düzlemlerde yeniden düzenlenmiş olarak görülebilir. Yeniden düzenlenmiş görüntülerin optimum görüntülenmesi pencere seviyesinin ve pencere genişliğinin ayarlanmasına ve spesifik filtrelerin uygulanmasına bağılıdır (Scarfe ve Farman, 2008).

## 2.5. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazlarının bilgisayarlı tomografi cihazlarına göre fiziki olarak daha küçük olması dental kliniklerde kullanımı için önemli avantaj sağlar. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tüm taramayı tek bir rotasyonda yaptığı için hasta hareketi sonucu oluşan hataları azaltır. Bunun yanı sıra, elde edilen görüntülerin sayısına rezolüsyonuna ve yeniden düzenleme için kullanılan algoritmaya bağlı olarak değişir ve 1 dakika ile 20 dakika arasında sürer. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin kolimasyonu sayesinde ana x-ışını sadece ilgilenilen alanla sınırlandırılabilir. Bu nedenle her hasta için ilgilenilen alana bağlı olarak ideal görüntü sahası seçilebilir. Tüm konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazlarında bu özellik mevcut olmasa da bu fonksiyon istenilen bir özelliktir ve hastanın fazla radyasyona maruz kalmasını engeller. Maksillofasiyal görüntülemelerde kullanılan bilgisayarlı tomografi hasta dozlarıyla karşılaştırıldığında konik ışınlı bilgisayarlı tomografi %98.5 ile %76.2 oranında doz azalması sağlar (Schulze ve ark., 2004, Scaf ve ark., 1997, Dula ve ark., 1996). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi etkin radyasyon dozu ortalama 36.9-50.3 mikrosieverttir (Ludlow ve ark., 2003). Geleneksel bir periapikal radyografik incelemede alınan etkin radyasyon dozu yaklaşık 13-100 mikrosievert arasında değişirken, geleneksel bir panoramik radyograftan alınan etkin radyasyon dozu yaklaşık 26 mikrosievert kadardır (Guerrero ve ark., 2006).

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin en önemli avantajı aksiyal, koronal ve sagittal olmak üzere 3 düzlemde de görüntü oluşturmastır. Volumetrik data setinin üç boyutunun da eşit olması nedeniyle aksiyal, koronal ve sagittal düzlemler dışında da kesitler alınabilir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazlarında kullanılan çoğu yazılım 2 boyutlu kesitsel görüntüler oluşturulmasına imkan sunar. Bilgisayar ekranında bu üç düzlemdeki kesit birbiriyle uyumlu olarak izlenebilir. Bu çoklu düzlemsel yeniden şekillendirme olarak adlandırılır. Çoklu düzlemsel yeniden şekillendirme modları, oblik ve eğimli düzlemlerde özel anatomik bölgelere ve tanısal amaçlara göre diş hekimlerinin farklı düzlemlerde bölgeyi inceleme şansı tanır (Scarfe ve ark., 2006). Hacim oluşturma özelliği sayesinde elde edilen dataların 3 boyutlu görüntüler oluşturularak incelenmesi mümkündür. Büyütme, not ekleme gibi

özellikler cihazın kullanımını kolaylaştırmaktadır. İmleç kullanılarak distorsiyon ve magnifikasyon olmaksızın yapılan ölçümler klinisyene gerçek zamanlı interaktif ölçüm yapma şansını verir (Farman ve Scarfe, 2009). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi 0.4 mm'den 0.076 mm'ye kadar inebilen üç boyutu da eşit voksel rezolüsyonunda görüntüler oluşturabilir.

Çoğu konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazı DICOM formatını destekler, böylece görüntüler çoğu bilgisayarlı tomografi cihazları tarafından da kullanılabilir (Kau ve ark., 2009). Görüntülerin çıktısı alınabildiği gibi, kompakt disklerle kaydedilerek bir yazılım yardımıyla kişisel bilgisayarlarda görülebilmesi ve çeşitli ölçümlerin yapılması mümkündür (White ve Pharoah, 2008).

## **2.6. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Limitasyonları**

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri artefaktlardan, gürültüden ve kötü yumuşak doku kontrastından etkilenir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi teknolojisinin konik ışın projeksiyon geometrisine, dedektör duyarlılığına ve kontrast rezolüsyonuna bağlı birtakım limitasyonları mevcuttur.

Artefakt görüntüde görüntülenmek istenen obje ile ilgili olmayan distorsiyon ve hatalardır. Artefaktlar sebeplerine göre sınıflandırılabilir. Bilgisayarlı tomografi görüntü artefaktları, x-ışını demetinin polikromatik yapısından kaynaklanır. Bu özellik nedeniyle, metalik yapıların farklı absorpsiyonuna bağlı oluşan çanak artefaktlar ve iki yoğun obje arasında oluşan ışınal ve koyu bantlar şeklinde görülen artefaktlar oluşur. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografide x-ışını demeti heterokromatik yapısından dolayı ve konvansiyonel bilgisayarlı tomografi ile karşılaştırıldığında daha düşük kilovolt enerjiye sahip olduğu için bu artefaktlar konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinde daha fazla belirgindir. Klinik uygulamada bu etkiden kaçınmak için görüş sahasını küçültmek tavsiye edilir. Son dönemlerde konik ışınlı bilgisayarlı tomografi üreticileri artefakt azaltma tekniği alogaritmasını geliştirmişlerdir. Bu alogaritma sayesinde görüntüye, gürültüye, metale ve harekete bağlı artefaktlar azalmıştır (Scarfe ve Farman, 2008). Hastanın tarama sırasındaki hareketi görüntüde netlik kaybı şeklinde datanın yanlış yorumlanmasına sebep olabilir. Bu netlik kaybı tarama esnasında baş sabitleyicisi kullanılarak ve tarama

zamanını kısaltarak azaltılabilir. Görüş sahasında metalik dental restorasyonların olması ışınsal artefaktlara neden olabilir. Bunun yanı sıra tarayıcıya veya kötü kalibrasyona bağılı sirküler veya daire artefaktlar da oluşabilir.

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin ışın demeti projeksiyon geometrisi ve görüntünün yeniden düzenlenme metodu nedeniyle parsiyel hacim etkisi, düşük örnekleme ve konik ışın etkisi olmak üzere 3 farklı artefakt oluşur.

Parsiyel hacim etkisi, seçilen voksel rezolüsyonu görüntülenecek objenin boyutsal veya kontrast rezolüsyonundan daha büyük olduğunda gelişir. Bu durumda voksel dokuyu veya sınırını göstermez, bununla birlikte, değişik değerlerin ortalaması olarak görülür. Elde edilen görüntüde objenin sınırları basamak şeklinde görülür. Tarama öncesi küçük voksel boyutları seçilerek bu etki azaltılabilir. Düşük örnekleme, yeniden düzenleme için az sayıda temel projeksiyonlar olduğunda oluşur. Azalmış data örneği yanlış yorumlamaya, keskin sınırlara ve gürültülü görüntülere neden olur. Konik ışın etkisi, özellikle tarama hacminin periferal kısmında potansiyel artefakt kaynağıdır. Hastanın etrafında yatay düzlemde rotasyon yapan x-ışını demetinin ayrılmasına bağılı olarak projeksiyon datası her dedektör pikseli tarafından toplanır. Datanın miktarı, tarayıcı bir arkı taramayı tamamladığında spesifik demetin kaydedilen toplam atenuasyon miktarı kadardır. Periferal yapıların bilgisayarda işlenecek verilerin toplam bilgisi dedektör piksellerinin dış sırasında daha az atenuasyon kaydedildiği için azalmıştır. Bu etki üreticiler tarafından çeşitli konik ışın yeniden düzenlenme formları bir arada kullanılarak azaltılmıştır. Klinik uygulama esnasında bu etki ilgilenilen bölgeyi x-ışını demetinin yatay düzlemine yakınlaştırarak ve demeti uygun görüş sahasına kolime ederek azaltılabilir.

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin yumuşak doku kontrastı düşüktür, dolayısıyla yumuşak dokular hakkında bilgi sağlamaz. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazları, bilgisayarlı tomografi cihazlarındaki gibi yumuşak doku pencerelemesi yapamazlar. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin belki de en büyük dezavantajı budur. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin temel limitasyonu bilgisayarlı tomografi ile karşılaştırıldığında yumuşak doku pencerelemesinin ve Hounsfield biriminin olmaması ve görüntüdeki yüksek gürültüdür.

## **2.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Medikal Bilgisayarlı Tomografiye Üstünlükleri**

Maksillofasiyal bölge görüntülenmesinde konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanımının geleneksel bilgisayarlı tomografiye göre birçok avantajı mevcuttur. İlk olarak, taranan bölgenin alanı küçüldükçe uygulanan radyasyon dozu azalır. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, 0,125 mm'ye kadar ince kesitler alma imkanı sunarak görüntüde detayların izlenmesine olanak sağlar. Tarama süresi 10 ile 70 saniye arasında değişecek şekilde kısadır ve hastanın hareket etmesi nedeniyle gelişen artefakt riski de buna bağılı olarak azalmıştır. Elde edilen tarama sonuçları herhangi bir ek donanım gerektirmeksizin, kişisel bilgisayarlarda kolaylıkla değerlendirilebilir. Artefakt oluşumu da, üretici firmaların alogaritma baskılayıcı kullanımı ile birlikte azaltılmıştır (Cohnen ve ark., 2002).

## **2.8. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Kullanımında Oluşan Artefaktlar**

Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin geleneksel radyografiye kıyasla dezavantajı artefakt oluşumuna daha yatkın olmasıdır çünkü konik ışınli bilgisayarlı tomografi birbirinden bağımsız milyonlarca dedektör ölçümünün bir araya gelmesi esasına göre çalışır. Muhtemel artefakt tipleri ışınsal yönde parlama, gölgelenme, dairesel görünümlü yansımalar ve distorsiyondur. X-ışını farklı enerjilere sahip fotonların birleşmesi ile oluşur. Işın bir nesnenin içinden geçerken sertleşir, düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili fotonlardan daha hızlı absorbe edildikleri için ışının enerjisi artar. Bu nedenle, farklı yoğunluktaki nesneler arasında koyu renkli bantlar veya ışınsal parlamalar meydana gelir. Gölgelenme ise ölçümler sırasında meydana gelen normalden sapmalar nedeniyle oluşmaktadır. Dedektörün kalibrasyonunda meydana gelen hatalar nesne üzerinde, dairesel zahiri görüntüler meydana getirir. Buna da dairesel görünümlü yansımalar adı verilir. Son olarak, çok sayıda görüntü helikal rekonstrüksiyon ile bir araya getirilirken distorsiyon açığa çıkabilir. Bunların dışında en önemli artefakt nedeni hastaya bağılı olan metal materyallerin varlığı ve hastanın tarama sırasında hareket edişidir. Tarama alanındaki metal nesneler ciddi şekilde ışınsal yönde parlama artefaktına neden olur. Metalin yoğunluğu bilgisayar tarafından değerlendirilemeyecek kadar büyüktür ve yetersiz veri iletimi ile sonuçlanır. Bunu önlemek için tarama sırasında hareketli protezler gibi çıkartılabilen

restorasyonlar hasta ağızından uzaklaştırılmalıdır. Tarama sırasında hasta pozisyonunun korunması ve optimum tarama parametrelerinin kullanılması ile pek çok görüntü artefaktının önlenebileceği bildirilmiştir (Barrett ve Keat, 2004).

### **3. GEREÇ ve YÖNTEM**

#### **3.1. Hasta Seçimi**

Bu çalışma Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır (Onay tarihi ve onay sayısı: 16.01.2014-11) (Ek:1). Çalışmaya dahil edilen hastalar Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'na başvuran kişiler arasından seçildi. Tüm hastalara, değerlendirme öncesinde Hasta Bilgilendirme formu (Ek:2) okutuldu ve Hasta Onay formu (Ek:3) imzalatıldı. Çalışmanın tarama ve yorumlama işlemleri Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı ve Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda yapıldı.

Çalışmamızda 60 hastaya ait 85 dişin daha önceden çekilmiş olan dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri incelendi. Çalışmaya dahil edilen hastalar, endodontik tedavisi tamamlanmış ancak dişlerine ait şikayeti devam eden, bu nedenle hem dijital hem de konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüsü alınmış 30-60 yaş aralığında bulunan bireylerden seçildi. Taraması yapılan görüntüler Grup 1, Grup 2 ve Grup 3 olarak üç ayrı gruba ayrıldı. Grup 1; tek köklü dişlerin, Grup 2; iki köklü dişlerin ve Grup 3; üç köklü dişlerin dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden oluştu. Grup 1'de 36, Grup 2'de 37 ve Grup 3'te 12 adet dişe ait görüntüler değerlendirildi. İncelenen her dişe ait olan tüm kökler ayrı ayrı değerlendirmeye alındı ve buna paralel olarak taraması gerçekleştirildi. Diş köklerinin sayısı Grup 1'de 36, Grup 2'de 74 ve Grup 3'te 36 olarak belirlendi.

### 3.2. Hastalardan Alınmış Görüntülerin Özellikleri

Periapikal radyografların alımı, standardizasyonu sağlamak için sabitleyici cihaz kullanılarak paralel teknikle gerçekleştirildi. Bütün periapikal radyograflar 60 kV, 7 mA ve 0.10 ile 0.25 saniye arasında işlev gören dijital bir radyografi sistemi olan Dürr Dental VistaScan MiniPlus (Resim 3.1) ile alındı. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri ise Veraviewpocs 3D Morita sistemi (Resim 3.2) ile sağlandı. Çalışma parametreleri 8.0 mA ve 84 kV olarak ayarlandı ve süre 12 saniyede tutuldu. Görüntü, alveol kemiğinin horizontal eksenine paralel olarak konumlandırıldı, 0.5 mm aralıklı kesitler şeklinde yeniden yapılandırılarak incelenecek dişler görüntünün tam merkezine yerleştirildi. Kök eksenini düzenlemek için kesitler yeniden formatlandı. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi taraması aksiyal, koronal ve sagittal olmak üzere 3 görüntü şeklinde oluşturuldu.



**Resim 3.1.** Dijital periapikal radyografi cihazı



**Resim 3.2.** Konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazı

### **3.3. Hastalardan Alınmış Görüntülerin Değerlendirme Kriterleri**

Çalışmamızda, başarısızlıkla sonuçlanan endodontik tedavili dişlerin görüntülerinin dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi olmak üzere iki farklı sistemde karşılaştırılması, bu görüntülerdeki periapikal lezyon, eksik dolum, taşkın dolum, vertikal kök kırığı ve tespit edilememiş kanal bulgularının varlık veya yokluğuna göre değerlendirildi. Buna göre, yukarıda

belirtilen durumların mevcudiyetinin ‘‘var’’ (1) ve ‘‘yok’’ (0) olarak belirlenmesine karar verildi. Bu değerler doğrultusunda iki görüntüleme sisteminin karşılaştırmalı olarak tarama işlemine başlanıldı.

#### **3.4. Hastalardan Alınmış Görüntülerin Taranması**

Görüntülerin tarama işlemi 18.5’’ LCD monitör Acer X183HB pantalla ancha (Resim 3.3) ekranında gerçekleştirildi. Tarama esnasında, dijital periapikal radyografi görüntülerindeki periapikal lezyon durumunun belirlenmesi için, periapikal bölgedeki radyolusentliğin periodontal ligament genişliğinin en az iki katına ulaşmış olması kriter olarak alındı (Abella ve ark., 2013; Patel ve ark., 2011). Buna göre, bu seviyeye ulaşmış değerler 1, henüz bu seviyede olmayan değerler 0 olarak kabul edildi.



**Resim 3.3.** alışmada kullanılan LCD monitör

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinde ise, periapikal lezyonun varlığı, dijital periapikal radyografi görüntülerindeki gibi periapikal bölgedeki radyolusentliğin periodontal ligament genişliğinin en az iki katına ulaşmış olması gerekliliği yanında mevcut radyolusentliğin konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleme sisteminin en az iki düzleminde görünür olma zorunluluğu kriter olarak alındı (Resim 3.4). Burada da periapikal lezyon varlığı 1 ve yokluğu 0 olarak değerlendirildi.



**Resim 3.4.** Dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografinin sagital ve koronal düzlemdeki görüntülerinde değerlendirilen periapikal lezyon

Eksik dolum olarak hem dijital periapikal radyografi hem de konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerine yansıyan dişlerin radyolojik apekslerinden 2 mm'den daha geride seyreden kök kanal dolumlari kriter olarak kabul edildi (Resim 3.4). Taşkın dolum kriteri ise radyolojik apeks sınırından daha ileride gerçekleştirilmiş kök kanal dolumlari olarak belirlendi (Resim 3.5).



**Resim 3.5.** Dijital periapikal radyografi ve konik ışınli periapikal tomografi görüntülerinde değerlendirilen eksik dolum



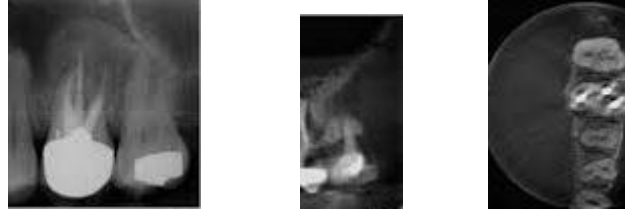
**Resim 3.6.** Dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinde değerlendirilen taşkın dolum

Tespit edilememiş kanal veya kanallar varlığı, her kök için ayrı ayrı değerlendirildi. Bulunamamış bir veya birden fazla kanal mevcut ise o kanalın içinde bulunduğu dişin kökü 1, o köke ait mevcut bütün kanal veya kanallar tespit edilip dolumu gerçekleştirilmiş ise 0 olarak derecelendirildi (Resim 3.6).



**Resim 3.7.** Dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinde değerlendirilen tespit edilememiş kanal

Son olarak vertikal kök kırığı teşhisi için ise dijital periapikal röntgenler için kök boyunca vertikal olarak izlenen radyolusent bir kırık hattı referans olarak alınırken, konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinde bu kriter, bu referansa ek olarak mevcut vertikal kırık hattının en az iki görüntüleme düzleminde izlenebilecek şekilde varolması baz alındı (Resim 3.7).



**Resim 3.8.** Dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografinin sagital ve aksiyal düzlemdeki görüntülerinde değerlendirilen vertikal kök kırığı

Yukarıda da açıklandığı gibi, periapikal lezyon, eksik dolum, taşkın dolum, tespit edilememiş kanal varlığı ve vertikal kök kırığı olmak üzere bu beş kriterin varlık durumu 1, yokluk durumu ise 0 olarak tanımlandı. Buna paralel olarak her iki görüntüleme sisteminde de gözükmeyen durumlar PA(0) CBCT(0), dijital periapikal radyografide görülüp konik ışınli bilgisayarlı tomografide görülmeyen durumlar PA(1) CBCT(0), konik ışınli bilgisayarlı tomografide görülüp dijital periapikal radyografide görülmeyen durumlar PA(0) CBCT(1), her iki görüntüleme sisteminde de varlığına rastlanan durumlar PA(1) CBCT(1) olarak kaydedildi.

### 3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken niteliksel verilerin karşılaştırılmasında Ki-Kare testi ve Tek gözlü düzende ki-kare testi kullanıldı. Anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirildi.

#### 4. BULGULAR

**Tablo 4.1. Diş Köklerinde Periapikal Lezyon, Taşkın Dolum, Eksik Dolum, Tespit Edilememiş Kanal ve Vertikal Kök Kırığı Görülme Durumlarına Göre Tarama Gruplarının Değerlendirilmesi**

|                        |         | PA (0)     | PA (1)   | PA (1)     | PA (0)     | p      |
|------------------------|---------|------------|----------|------------|------------|--------|
|                        |         | CBCT(0)    | CBCT(0)  | CBCT(1)    | CBCT(1)    |        |
|                        |         | n (%)      | n (%)    | n (%)      | n (%)      |        |
|                        |         |            |          |            |            |        |
| Periapikal Lezyon      |         |            |          |            |            |        |
|                        | Tek Kök | 8 (%22,2)  | 0 (%0)   | 19 (%52,8) | 9 (%25)    | 0,017* |
|                        | İki Kök | 3 (%4,1)   | 0 (%0)   | 50 (%67,6) | 21 (%28,4) |        |
|                        | Üç Kök  | 5 (%13,9)  | 0 (%0)   | 16 (%44,4) | 15 (%41,7) |        |
| Taşkın Dolum           |         |            |          |            |            |        |
|                        | Tek Kök | 27 (%75)   | 0 (%0)   | 2 (%5,6)   | 7 (%19,4)  | 0,366  |
|                        | İki Kök | 61 (%82,4) | 0 (%0)   | 7 (%9,5)   | 6 (%8,1)   |        |
|                        | Üç Kök  | 26 (%72,2) | 0 (%0)   | 5 (%13,9)  | 5 (%13,9)  |        |
| Eksik Dolum            |         |            |          |            |            |        |
|                        | Tek Kök | 24 (%66,7) | 1 (%2,8) | 11 (%30,6) | 0 (%0)     | 0,584  |
|                        | İki Kök | 38 (%51,4) | 2 (%2,7) | 34 (%45,9) | 0 (%0)     |        |
|                        | Üç Kök  | 18 (%50)   | 1 (%2,8) | 17 (%47,2) | 0 (%0)     |        |
| Tespit Edilmemiş Kanal |         |            |          |            |            |        |
|                        | Tek Kök | 35 (%97,2) | 0 (%0)   | 1 (%2,8)   | 0 (%0)     | 0,104  |
|                        | İki Kök | 67 (%90,5) | 0 (%0)   | 5 (%6,8)   | 2 (%2,7)   |        |
|                        | Üç Kök  | 29 (%80,6) | 0 (%0)   | 3 (%8,3)   | 4 (%11,1)  |        |
| Vertikal Kök Kırığı    |         |            |          |            |            |        |
|                        | Tek Kök | 35 (%97,2) | 0 (%0)   | 0 (%0)     | 1 (%2,8)   | 0,552  |
|                        | İki Kök | 73 (%98,6) | 0 (%0)   | 1 (%1,4)   | 0 (%0)     |        |
|                        | Üç Kök  | 35 (%97,2) | 0 (%0)   | 0 (%0)     | 1 (%2,8)   |        |

Ki-Kare Test

\* $p < 0.05$

#### **4.1. Tarama Gruplarından Elde Edilen Bulguların İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi**

Diş köklerinde periapikal lezyon görülme durumlarına göre tarama grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.017$ ;  $p<0.05$ ). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda, farklılık iki kökte periapikal lezyon görülme durumunda tespit edilmiştir. Buna göre, iki kökte hem PA hem de CBCT sistemlerinde periapikal lezyon görülme oranının (%67.6), tek kökte (%52.8) ve üç kökte (%44.4) periapikal lezyon görülme oranlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulunmuştur ( $p_1: 0.011$ ,  $p_2:0.035$ ;  $p<0.05$ ). Tek kök ve üç kökte hem PA hem de CBCT sistemlerinde periapikal lezyon görülme oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Diş köklerinde taşkın dolum görülme durumlarına göre tarama grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

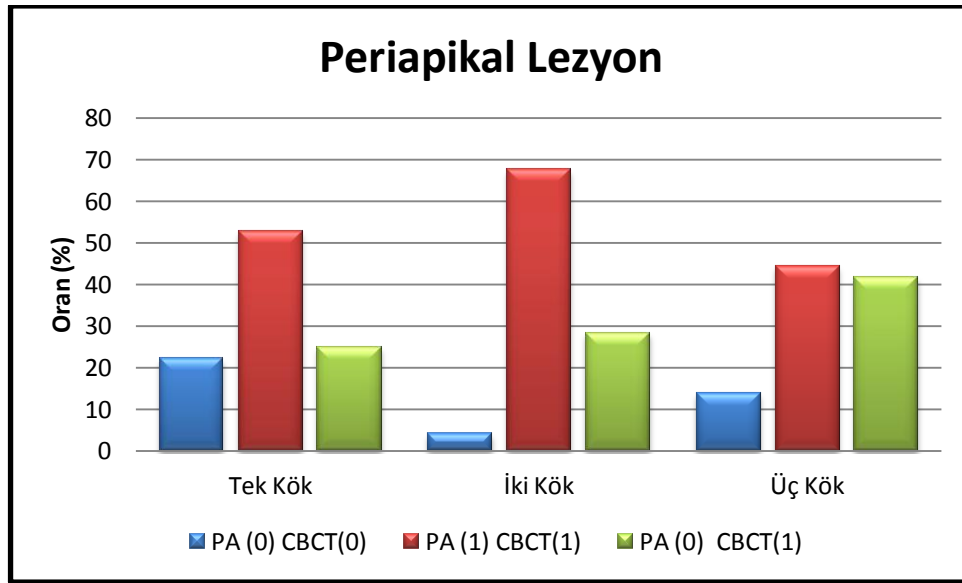
Diş köklerinde eksik dolum görülme durumlarına göre tarama grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Diş köklerinde tespit edilmemiş kanal görülme durumlarına göre tarama grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Diş köklerinde vertikal kök kırığı görülme durumlarına göre tarama grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.1a Diş köklerinde periapikal lezyon görülme durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi**

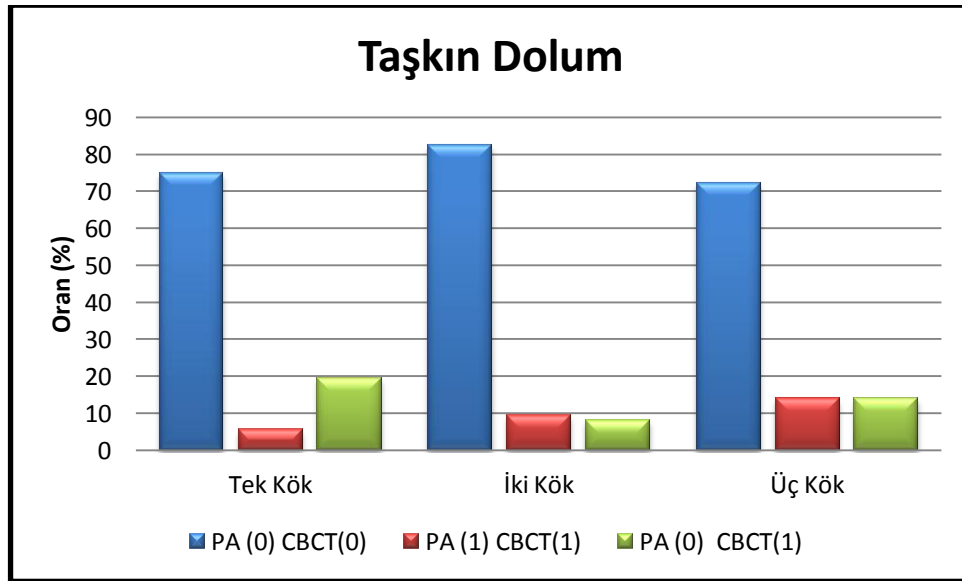
|                          |                | PA (0)            | PA (1)  | PA (1)     | PA (0)     | p             |
|--------------------------|----------------|-------------------|---------|------------|------------|---------------|
|                          |                | CBCT(0)           | CBCT(0) | CBCT(1)    | CBCT(1)    |               |
|                          |                | n (%)             | n (%)   | n (%)      | n (%)      |               |
| <b>Periapikal Lezyon</b> |                |                   |         |            |            |               |
|                          | <b>Tek Kök</b> | 8 (%22,2)         | 0 (%0)  | 19 (%52,8) | 9 (%25)    | <b>0,017*</b> |
|                          | <b>İki Kök</b> | 3 (%4,1)          | 0 (%0)  | 50 (%67,6) | 21 (%28,4) |               |
|                          | <b>Üç Kök</b>  | 5 (%13,9)         | 0 (%0)  | 16 (%44,4) | 15 (%41,7) |               |
| <i>Ki-Kare Test</i>      |                | <i>*p&lt;0.05</i> |         |            |            |               |



**Şekil 4.1.** Diş köklerinde periapikal lezyon görülme durumlarına göre tarama gruplarının dağılımı

**Tablo 4.1b Diş köklerinde taşkın dolum görülme durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi**

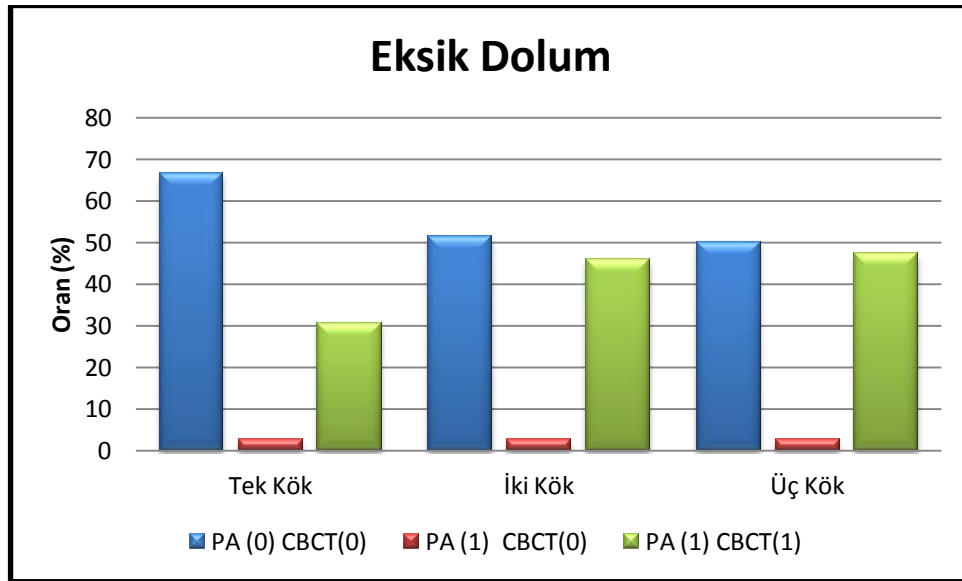
|              |         | PA (0)     | PA (1)  | PA (1)    | PA (0)    | p     |
|--------------|---------|------------|---------|-----------|-----------|-------|
|              |         | CBCT(0)    | CBCT(0) | CBCT(1)   | CBCT(1)   |       |
|              |         | n (%)      | n (%)   | n (%)     | n (%)     |       |
|              |         |            |         |           |           |       |
|              |         |            |         |           |           |       |
| Taşkın Dolum |         |            |         |           |           |       |
|              | Tek Kök | 27 (%75)   | 0 (%0)  | 2 (%5,6)  | 7 (%19,4) | 0,366 |
|              | İki Kök | 61 (%82,4) | 0 (%0)  | 7 (%9,5)  | 6 (%8,1)  |       |
|              | Üç Kök  | 26 (%72,2) | 0 (%0)  | 5 (%13,9) | 5 (%13,9) |       |
| Ki-Kare Test |         | *p<0.05    |         |           |           |       |



**Şekil 4.2.** Diş köklerinde taşkın dolum görülme durumlarına göre tarama gruplarının dağılımı

**Tablo 4.1c Diş köklerinde eksik dolum görülme durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi**

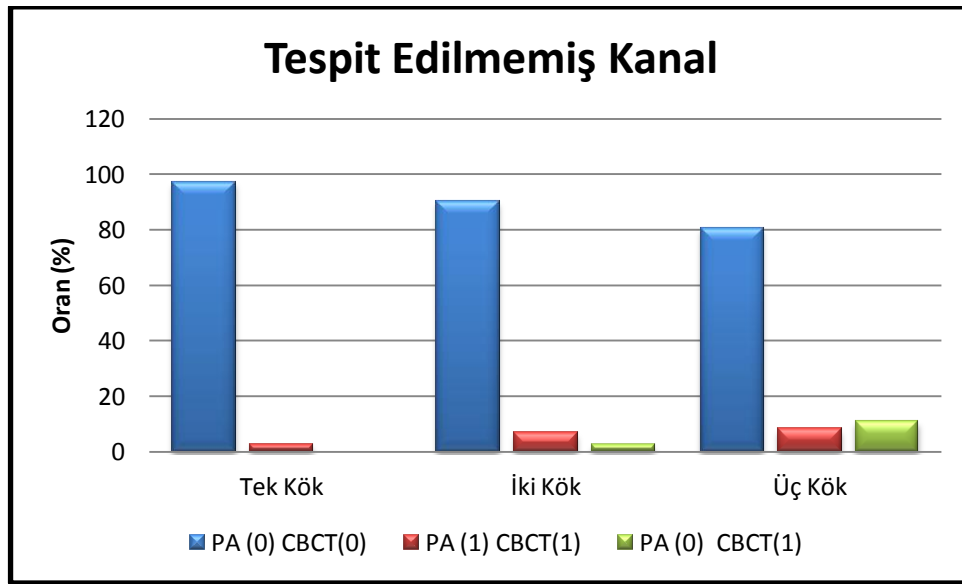
|  |  | PA (0)  | PA (1)  | PA (1)  | PA (0)  |   |
|--|--|---------|---------|---------|---------|---|
|  |  | CBCT(0) | CBCT(0) | CBCT(1) | CBCT(1) | p |
|  |  | n (%)   | n (%)   | n (%)   | n (%)   |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |
|  |  |         |         |         |         |   |



**Şekil 4.3.** Diş köklerinde eksik dolum görülme durumlarına göre tarama gruplarının dağılımı

**Tablo 4.1d Diş köklerinde tespit edilememiş kanal görülme durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi**

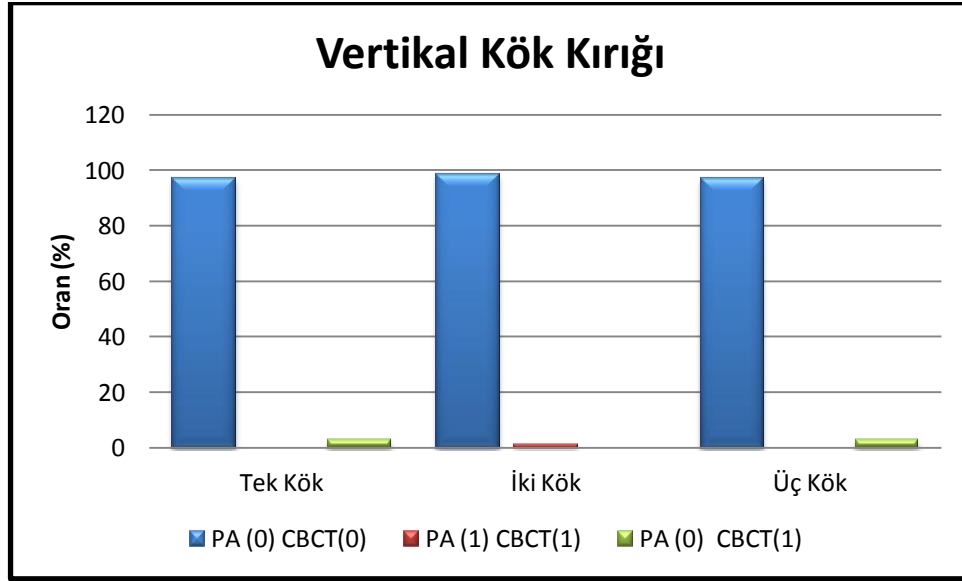
|                               | PA (0)<br>CBCT(0)<br>n (%) | PA (1)<br>CBCT(0)<br>n (%) | PA (1)<br>CBCT(1)<br>n (%) | PA (0)<br>CBCT(1)<br>n (%) | p            |
|-------------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|--------------|
| <b>Tespit Edilmemiş Kanal</b> |                            |                            |                            |                            |              |
| <b>Tek Kök</b>                | 35 (%97,2)                 | 0 (%0)                     | 1 (%2,8)                   | 0 (%0)                     | <b>0,104</b> |
| <b>İki Kök</b>                | 67 (%90,5)                 | 0 (%0)                     | 5 (%6,8)                   | 2 (%2,7)                   |              |
| <b>Üç Kök</b>                 | 29 (%80,6)                 | 0 (%0)                     | 3 (%8,3)                   | 4 (%11,1)                  |              |
| <i>Ki-Kare Test</i>           | <i>*p&lt;0.05</i>          |                            |                            |                            |              |



**Şekil 4.4.** Diş köklerinde tespit edilememiş kanal görülme durumlarına göre tarama gruplarının dağılımı

**Tablo 4.1e Diş köklerinde vertikal kırık görülme durumlarına göre tarama gruplarının değerlendirilmesi**

|                            | PA (0)<br>CBCT(0)<br>n (%) | PA (1)<br>CBCT(0)<br>n (%) | PA (1)<br>CBCT(1)<br>n (%) | PA (0)<br>CBCT(1)<br>n (%) | p            |
|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|--------------|
| <b>Vertikal Kök Kırığı</b> |                            |                            |                            |                            |              |
| <b>Tek Kök</b>             | 35 (%97,2)                 | 0 (%0)                     | 0 (%0)                     | 1 (%2,8)                   | <b>0,552</b> |
| <b>İki Kök</b>             | 73 (%98,6)                 | 0 (%0)                     | 1 (%1,4)                   | 0 (%0)                     |              |
| <b>Üç Kök</b>              | 35 (%97,2)                 | 0 (%0)                     | 0 (%0)                     | 1 (%2,8)                   |              |
| <i>Ki-Kare Test</i>        | <i>*p&lt;0.05</i>          |                            |                            |                            |              |



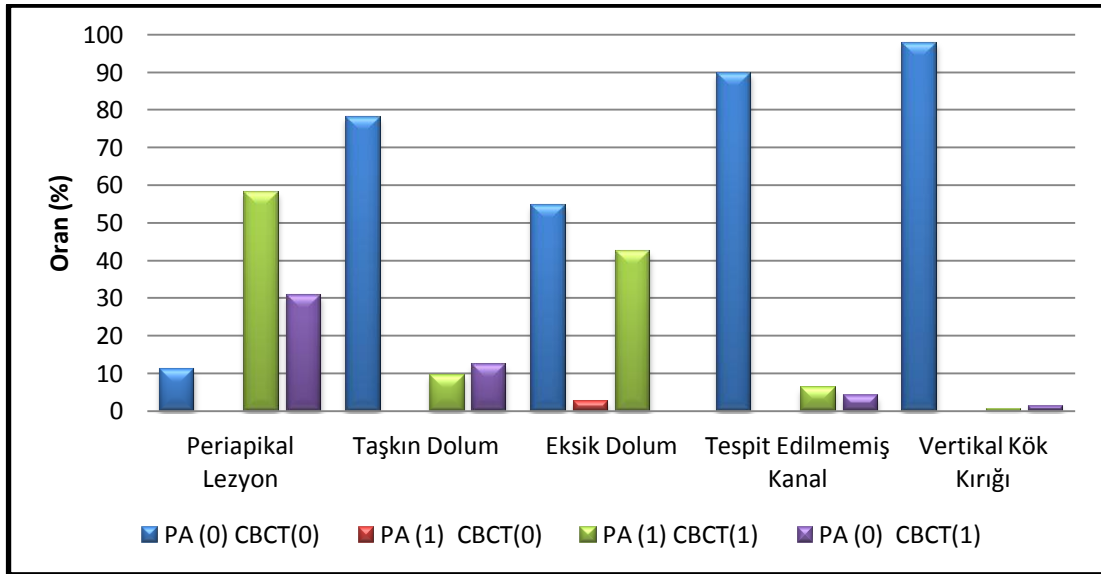
**Şekil 4.5.** Diş köklerinde vertikal kök kırığı görülme durumlarına göre tarama gruplarının dağılımı

**Tablo 4.2. Tarama grupları arasında toplamda periapikal lezyon, taşkın dolum, eksik dolum, tespit edilmemiş kanal ve vertikal kök kırığı görülme oranlarının değerlendirilmesi**

|                               | PA (0)<br>CBCT(0)<br>n (%) | PA (1)<br>CBCT(0)<br>n (%) | PA (1)<br>CBCT(1)<br>n (%) | PA (0)<br>CBCT(1)<br>n (%) | p              |
|-------------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------|
| <b>Periapikal Lezyon</b>      | 16 (%11)                   | -                          | 85 (%58,2)                 | 45 (%30,8)                 | <b>0,001**</b> |
| <b>Taşkın Dolum</b>           | 114 (%78,1)                | -                          | 14 (%9,6)                  | 18 (%12,3)                 | <b>0,001**</b> |
| <b>Eksik Dolum</b>            | 80 (%54,8)                 | 4 (%2,7)                   | 62 (%42,5)                 | -                          | <b>0,001**</b> |
| <b>Tespit Edilmemiş Kanal</b> | 131 (%89,7)                | -                          | 9 (%6,2)                   | 6 (%4,1)                   | <b>0,001**</b> |
| <b>Vertikal Kök Kırığı</b>    | 143 (%97,9)                | -                          | 1 (%0,7)                   | 2 (%1,4)                   | <b>0,001**</b> |

*Tek Gözlü Düzende Ki-Kare Testi*

**\*\*p<0.01**



**Şekil 4.6. Tarama grupları arasında toplamda periapikal lezyon, taşkın dolum, eksik dolum, tespit edilmemiş kanal ve vertikal kök kırığı görülme oranlarının dağılımı**

#### **4.2. Tarama Grupları Arasında Toplamda Periapikal Lezyon, Taşkın Dolum, Eksik Dolum, Tespit Edilmemiş Kanal ve Vertikal Kök Kırığı Görülme Oranlarından Elde Edilen Bulguların İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi**

Tarama grupları arasında toplamda periapikal lezyon görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda, hem PA hem de CBCT sistemlerinde toplamda periapikal lezyon görülmesi (%58.2), sadece CBCT sisteminde toplamda periapikal lezyon görülmesinden (%30.8) ve PA ve CBCT sistemlerinde toplamda periapikal lezyon görülmemesinden (%11) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p_1:0.001$ ,  $p_2:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Sadece CBCT sisteminde toplamda periapikal lezyon görülme oranı (%30.8) ile hem PA hem CBCT sistemlerinde toplamda periapikal lezyon görülme arasında (%11) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık bulunmuştur ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ).

Tarama grupları arasında toplamda taşkın dolum görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda, hem PA hem de CBCT sistemlerinde toplamda taşkın dolum görülme oranı (%78.1) ile, hem PA hem de CBCT sistemlerinde toplamda taşkın dolum (%9.6) ve sadece CBCT sisteminde toplamda taşkın dolum (%30.8) görülme oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık bulunmuştur ( $p_1:0.001$ ,  $p_2:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Hem PA hem de CBCT sistemlerinde taşkın görülme oranları ile sadece CBCT sisteminde, toplamda taşkın dolum görülme oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Tarama grupları arasında toplamda eksik dolum görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda, sadece PA sisteminde toplamda eksik dolum görülme oranı (%2.7), hem PA hem de CBCT sistemlerinde toplamda eksik dolum görülme (%54.8) hem de PA ve CBCT sistemlerinde toplamda eksik dolum görülme (%42.5) oranlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ( $p_1:0.001$ ,  $p_2:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Hem PA hem de CBCT sistemlerinde toplamda eksik dolum görülme oranları arasında, hem de ve PA ve CBCT

sistemlerinde toplamda eksik dolum görülme oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Tarama grupları arasında toplamda tespit edilememiş kanal görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda, hem PA hem de CBCT sistemlerinde toplamda tespit edilememiş kanal görülme oranı (%89.1), hem PA hem de CBCT sistemlerinde toplamda tespit edilememiş kanal (%6.2) ve sadece CBCT sisteminde toplamda tespit edilememiş kanal (%4.1) görülme oranlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p_1:0.001$ ,  $p_2:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Hem PA hem de CBCT sistemleri ile sadece CBCT sisteminde toplamda tespit edilememiş kanal görülme oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

Tarama grupları arasında toplamda vertikal kök kırığı görülme ve görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda, hem PA hem de CBCT sistemlerinde toplamda vertikal kök kırığı görülme oranı (%97.9), hem PA hem de CBCT sistemlerinde toplamda vertikal kök kırığı (%0.7) ve sadece CBCT sisteminde toplamda vertikal kök kırığı (%1.4) görülme oranlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( $p_1:0.001$ ,  $p_2:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Hem PA hem de CBCT sistemlerinde ve sadece CBCT sisteminde toplamda vertikal kök kırığı görülme oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

#### **4.3. Tarama Grupları Arasındaki Endodontik Başarısızlık Nedenlerinin Kök Sayıları ile Birlikte Değerlendirilmesi**

Tek köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %77,8 oranında periapikal lezyondur. Ayrıca tek köklü dişlerdeki periapikal lezyon, %25 oranında sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

Tek köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %25 oranında taşkın dolumdur. Ayrıca tek köklü dişlerdeki taşkın dolum, %19,4 oranında sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

Tek köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %33,3 oranında eksik dolumdur. Ayrıca tek köklü dişlerdeki eksik dolum, %2,8 oranında sadece dijital periapikal radyografi ile tespit edilmiştir.

Tek köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %2,8 oranında tespit edilememiş kanallardır. Tek köklü dişlerdeki tespit edilememiş kanallar, her iki sistemde de görülmektedir.

Tek köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %2,8 oranında vertikal kök kırığıdır. Ayrıca tek köklü dişlerdeki vertikal kök kırığı, sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

İki köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %95,9 oranında periapikal lezyondur. Ayrıca iki köklü dişlerdeki periapikal lezyon, %28,4 oranında sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

İki köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %17,6 oranında taşkın dolumdur. Ayrıca iki köklü dişlerdeki taşkın dolum, %8,1 oranında sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

İki köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %48,6 oranında eksik dolumdur. Ayrıca iki köklü dişlerdeki eksik dolum, %2,7 oranında sadece dijital periapikal radyografi ile tespit edilmiştir.

İki köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %9,5 oranında tespit edilememiş kanallardır. Ayrıca iki köklü dişlerdeki tespit edilememiş kanallar, %2,7 oranında sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

İki köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %1,4 oranında vertikal kök kırığıdır. İki köklü dişlerdeki vertikal kök kırığı, her iki sistemde de görülmektedir.

Üç köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %86,1 oranında periapikal lezyondur. Ayrıca üç köklü dişlerdeki periapikal lezyon, %41,7 oranında sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

Üç köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %27,8 oranında taşkın dolumdur. Ayrıca üç köklü dişlerdeki taşkın dolum, %13,9 oranında sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

Üç köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %50 oranında eksik dolumdur. Ayrıca üç köklü dişlerdeki eksik dolum, %2,8 oranında sadece dijital periapikal radyografi ile tespit edilmiştir.

Üç köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %19,4 oranında tespit edilememiş kanallardır. Ayrıca üç köklü dişlerdeki tespit edilememiş kanallar, %11,1 oranında sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

Üç köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %2,8 oranında vertikal kök kırığıdır. Ayrıca üç köklü dişlerdeki vertikal kök kırığı, sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

## 5. TARTIŞMA ve SONUÇLAR

Kök kanal tedavisinde başarısızlık nedenlerini incelediğimizde, başlıcalarının mikrobiyal faktörler, mikrobiyal olmayan faktörler ve de kök kanal tedavisi esnasında yapılan birtakım işlemsel hatalar olduğunu görürüz (Siqueira, 2001).

Mikrobiyal faktörler incelendiğinde, *E. Faecalis* gibi inatçı mikroorganizmaların kök kanal tedavisi esnasında apikal bölümde hala yaşamlarını sürdürebildiği ve periradiküler lezyonların oluşmasına sebebiyet verebildiği tespit edilmiştir. Kök kanal tedavisinin başarısızlıkla sonuçlandığı vakaların çoğunda *E. Faecalis* bulunmuştur (Stamos ve ark., 1988). Bunun yanı sıra, başarısız tedavilerde mantarlara da rastlanılmıştır. Kök kanalının dolum işlemi öncesinde, mevcut enfeksiyon etkili bir şekilde ortadan kaldırılırsa ve dolum işlemi esnasında mikroorganizmaların kök kanalına girmeleri engellenmiş olursa tedavinin başarı şansı çok yüksek olur. Aksi taktirde, kök kanal sistemi içinde kalan tüm mikroorganizmaların periradiküler enfeksiyonu devam ettirme riskleri mevcuttur (Siqueira, 2001).

Başarısızlığın bir diğer nedeni de biyomekanik preparasyon esnasında dokunulmamış alanlar bırakılmasıdır (Lin ve ark., 1991). Radyografide kısa veya yoğunluk açısından yetersiz, eksik gözüken kök kanal dolumlarının yanısıra yeterli gözüktüğü zannedilen dolumlarda bile dokunulmamış alanların varlığı bilinmektedir. Mikroorganizmaların ve nekrotik dokunun bulunduğu, dezenfeksiyon yöntemlerinden de etkilenmeyen bu alanlar genellikle dallanmalar, kanal düzensizlikleri ve dentin tübülleri (Siqueira ve ark., 1997).

Endodontik tedavi esnasında tespit edilememiş ve dolayısıyla temizlenip kök kanal dolumu gerçekleştirilemeyen, diğer bir deyişle gözden kaçırılan kanallar doku sıvılarının sızıntısı ve mikroorganizmaların büyüüp gelişmesi için çok iyi bir besin kaynağı oluşturmaktadır. Buradaki mikroorganizmalar belirli bir sayıya ulaştıklarında periradiküler dokulara geçerek bu bölgede enflamasyona sebebiyet verebilmektedir.

Bazı durumlarda ise, endodontik tedavinin başarısız olmasına sebep olan faktörler mikrobiyal değildir. Bu gibi vakalarda mikroorganizma bulunmaz ve tedavideki başarısızlık nedeni periradiküler dokularda meydana gelen ve kolesterol kristallerine karşı oluşan yabancı cisim reaksiyonudur. Kolesterol kristalleri, kronik enflamasyonlarda etyolojik faktördür. Çok çekirdekli dev hücreler bu kristallerin ortadan kaldırılmasında yetersiz kalırlarsa, bu kristaller birikmeye devam ederek periradiküler bölgede lezyon oluşumuna sebebiyet verirler. Çözünürlük özelliği olmayan bazı kök kanal dolgu materyalleri periradiküler dokulara ulaştığı zaman, yani taşkın dolum olduğunda yabancı cisim reaksiyonu oluşmaktadır. Bu ise, kök kanal tedavisinin başarısızlık ile sonuçlanmasına neden olmaktadır.

Endodontik tedavilerde meydana gelen başarısızlıklarının bir kısmının nedeni de kök kanalı içindeki enfeksiyonu kontrol etme ve önlemede yapılan iyatrojenik hatalardır. Bunlar kök kanal preparasyon hataları, kısa kalmış kök kanal dolguları, taşkın dolgu, perforasyon ve kırık alet gibi durumların yanı sıra, kök kanal preparasyonu işleminin aşırı gerçekleştirilmesi, devamında kök kanal dolumu esnasında gereğinden fazla kondensasyon basıncı oluşturulması halinde oluşabilecek vertikal kök kırığının meydana gelmesidir (Siqueira, 2001).

Bir kök kanal tedavisinin başarı veya başarısızlık açısından değerlendirilmesi histolojik, klinik ve radyografik olarak gerçekleştirilir. Histolojik olarak başarı, enflamatuvar hücrelerin bulunmaması ve periapikal dokuların tam olarak iyileşmesi olarak tanımlanır. Klinik olarak başarı ise, gerçekleştirilen endodontik tedavi sonrasında, perküsyon ve palpasyonda ağrı olmaması, spontan ağrı ve şişliğin olmaması, varsa fistül yolunun kapanmış olması, o bölgede herhangi bir yumuşak doku yıkımının ve fonksiyon kaybının olmaması şeklindedir. Radyolojik olarak başarı da, herhangi bir radyolusent alanın olmaması veya mevcut radyolusent alanın kaybolması ile belirlenir (Chandra, 2009).

Bu bilgiler ışığında, biz de çalışmamızda klinik ve radyolojik olarak başarısız kabul edilen kök kanal tedavileri mevcut olan hastaların dijital periapikal radyografi ve konik ışıklı bilgisayarlı tomografi olmak üzere iki farklı sistemde alınmış görüntülerini; periapikal lezyon, taşkın dolum, eksik dolum, tespit edilememiş kanal ve vertikal kök kırığı olmak üzere 5 kriter üzerinden karşılaştırmalı olarak

değerlendirdik. Çalışmamızdaki amaç başarısız olarak tanımlanan kök kanal tedavisinin etyolojik nedenini doğru tespit etmek, bundan sonra yapılacak tedavi planını doğru yönlendirmek ve de bu tür vakalarla tekrar karşılaşıldığında meydana gelebilecek olasılıkları gözden geçirmektir.

Endodontide teşhis ve tedavi planlaması yapılırken, anamnez ve klinik gözlemin yanı sıra radyografik incelemelerden de yararlanılır. Hastalardan alınan anamnez ve klinik bulguların yanı sıra, ayrıntılı radyolojik inceleme de çok önemli bir işlemdir.

Yaygın kullanılan konvensiyonel ve dijital radyografiler, iki boyutlu görüntü vermeleri sebebiyle, özellikle derinlik boyutunun da elde edilmesi gerektiği durumlarda yetersiz kalabilmektedir. Günümüzde, gelişen teknoloji sayesinde üç boyutlu ve aynı zamanda kesitler halinde görüntüleme yapmak mümkündür. Bu da tanı açısından bize çok önemli bilgiler vermekte, üç boyutlu analiz ile birlikte kısa sürede daha doğru teşhis ve tedavi planı yapılabilmektedir. Buna rağmen konvensiyonel ve dijital radyografiler hala ilk başvurduğumuz standart teknikler olarak geçerliliklerini korumaktadır (White ve Pharoah, 2009).

Radyolojik yöntemin belirlenmesinde hastadan alınan anamnez ve klinik muayene ana faktörlerdir. Belirlenen tekniğin avantaj ve dezavantajları irdelendikten sonra doğru şekilde uygulamaya ve yeterli sayıda net görüntüler elde etme safhasına geçilmektedir. Burada, az radyasyon dozu ile en yüksek kalitedeki görüntüyü elde etmek başlıca amaç olmalıdır (Brooks ve Atchison, 2004; Tyndall ve ark., 2000).

Dijital radyografiler kimyasal banyo işlemine bağlı oluşabilecek hataların ortadan kalkması, radyasyon dozunun azalması ve görüntüleme sistemi yazılımlarının görüntü iyileştirme işlemlerine olanak sağlaması nedeniyle konvensiyonel sisteme göre daha avantajlıdır. Ayrıca arşivleme ve iletişim sistemleri, sensörler ve kliniklerdeki monitör üniteleri arasında direk bağlantı sağlar. Dijital periapikal radyografi sisteminin avantajları yanında bir takım dezavantajları da mevcuttur. Bunlar sınırlı bir alan görüntülenmesi, bukkolingual boyutun gözlenememesi, uygulama hatalarının mevcut olabilmesi ile görüntüde uzama ve kısalmanın meydana gelebilmesidir (Brian ve Williamson, 2007; Iwasaki ve ark., 2007; Godfredsen ve Wenzel, 2007).

Biz çalışmamızda dijital periapikal radyografi sistemlerinden olan fosfor plak teknolojisi tarafından elde edilmiş görüntülerin değerlendirilmesini tercih ettik. Fosfor plaklarda görüntü analog olarak oluşur ve tarama işlemi ile dijital görüntüye dönüştürülür. Plakların konvansiyonel film ile benzer şekil, boyut ve esneklikte olması, katı faz teknolojisine sahip dijital radyografi sistemlerine nazaran daha ince ve aynı zamanda kablosuz olması kullanım açısından kolaylık sağlar. Fakat katı faz sensörlere göre, görüntünün taranması için ek süre gereksinimi ve reseptörün kısa sürede hasar görebilmesi dezavantaj olarak kabul edilir (Parks, 2008).

İncelediğimiz görüntüler dijital periapikal radyografi görüntüleri ile konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleridir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, hastaların klinik değerlendirmesinde önemli bir tanı kaynağıdır. Konvansiyonel veya dijital radyografilerde, elde edilmiş görüntülerin iki boyutlu olması sebebi ile magnifikasyon, distorsiyon ve süperpozisyon gibi dezavantajlar meydana gelir. Konik ışın sistemleri tek rotasyonda ve klasik bilgisayarlı tomografiye göre oldukça düşük radyasyon dozu ile 3 boyutlu veri elde etme olanağı sağlar (White, 2008). Aynı zamanda iki boyutlu görüntülerin koronal, sagital, oblik ve çeşitli eğimlerdeki düzlemlerde yeniden düzenlenebilmesine imkan verir ve olası tüm alanlar değerlendirilir. Hızlı tarama süresi, hasta hareketi nedeniyle oluşan artefaktları azaltır. Yorumlamanın eğitim gerektirmesi ve yüksek maliyeti ise dezavantajları arasındadır (Kau ve ark., 2009; White, 2008; Danforth ve ark., 2003; Frederiksen, 2004).

Çalışmamızda, endodontide çok önemli bir yere sahip dijital radyografi sistemlerinden olan fosfor plak teknolojisi ve gelecek vaat eden konik ışınli bilgisayarlı tomografi sistemi ile alınmış görüntüleri, başarısız endodontik tedavilerin ana sebeplerinden olan periapikal lezyon, taşkın dolum, eksik dolum, tespit edilememiş kanallar ve vertikal kök kırığı kriterleri açısından karşılaştırmalı olarak değerlendirdik.

Radyolojik tanıyı etkileyen bir takım kriterler vardır. Bunlar hastanın yaşı ve dentisyon durumu, yeni veya takip hastası olması, mevcut hastalığın niteliği, süresi ve lokalizasyonu, önceki tedavilerde yapılan işlemler ve sonuçları gibi kriterlerdir. Ağız içi muayenede incelenecek durumların başında ise genel olarak yapılacak

endodontik tedavi, çürük, periodontal hastalıklar, yumuşak doku patolojileri, çene kemiği patolojileri, temporomandibular eklem rahatsızlıkları, sinüs hastalıkları, implant tedavisi ve takibi gelir (Mol, 2004). Bizim, çalışmamıza dahil ettiğimiz hastalar, endodontik tedavisi tamamlanmış ancak dişlerine ait şikayeti devam eden, 30-60 yaş aralığında bulunan bireylerden seçildi.

Çalışmamızda, bu görüntüleme sistemlerinden ikisi de kullanılarak, yani dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile alınmış görüntüleri karşılaştırmalı olarak incelemeyi tercih ettik.

Abella ve ark, yaptıkları in vivo çalışmada geri dönüşümsüz pulpa iltihabı teşhisi koyulan dişlerin periapikal durumunu dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanarak incelemişlerdir. 130 hastanın 138 adet dişinin görüntüleri alınıp iki uzman gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Mevcut 307 adet kök ayrı ayrı bu iki farklı sistemde incelendiği zaman, dijital periapikal radyografide 10 (%3,3) kökte periapikal lezyon görüldüğü, 297 (%96,7) kökte ise periapikal lezyon mevcudiyetinin bulunmadığı belirtilmiştir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinde ise 42 (%13,7) kökte periapikal lezyona rastlanırken, 265 (%86,3) kökte lezyon belirtisi görülmemiştir. Buna göre konik ışınli bilgisayarlı tomografi vasıtasıyla periapikal lezyonların belirlenme durumu dijital periapikal radyografiye oranla kayda değer şekilde yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar tarafından özellikle geri dönüşümsüz pulpa iltihabı bulunan dişlerde, periapikal lezyonun tespitinde konik ışınli bilgisayarlı tomografilerin avantaj ve üstünlüğe sahip olduğu belirtilmiştir (Abella ve ark., 2012). Bizim çalışmamızda ise, başarısız endodontik tedavi tanımına giren hastaların hem dijital periapikal radyografi hem de konik ışınli bilgisayarlı tomografi sistemlerinde periapikal lezyon görülme oranı %58,2, sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografide görülüp dijital periapikal radyografide görülmemesi oranı %30,8'dir. Dijital periapikal radyografide görülüp, konik ışınli bilgisayarlı tomografide görülmeyen periapikal lezyon oranı %0'dır. Çalışmamızın sonuçlarına göre periapikal lezyonun varlığının tespitinde konik ışınli bilgisayarlı tomografinin dijital periapikal radyografiye üstünlüğü göze çarpmaktadır. Hem dijital periapikal radyografi hem de konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinde aynı anda periapikal lezyon görülme durumunun diğer incelediğimiz gruplara göre yüksek olmasına paralel olarak, periapikal lezyon

tespitinin dijital periapikal radyografi ile yapılabilir olduğu durumlarda etyoloji belli ise konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılması bizce gerekmemektedir.

Abella ve ark, yaptıkları başka bir çalışmada dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografiyi bu kez nekrotik pulpalı dişlerde karşılaştırmışlardır. 155 hastada bulunan 161 nekrotik pulpalı diş, periapikal bölgedeki lezyon mevcudiyeti açısından incelenmiştir. Dijital periapikal radyografi ile incelendiğinde toplam olarak 340 adet kökün 132'sinde (%38,8) periapikal lezyon görülürken, konik ışınli bilgisayarlı tomografide bu sayı 196 (%57,6) olarak kaydedilmiştir. Bu çalışmada da periapikal lezyonların belirlenmesinde nekrotik dişlerde de konik ışınli bilgisayarlı tomografinin dijital periapikal radyografiye üstünlüğü belirtilmiştir (Abella ve ark., 2013).

Patel ve ark, periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografiyi karşılaştırmak amaçlı bir in vivo çalışma gerçekleştirmişlerdir. Buna göre, yapılan klinik muayenede endodontik kaynaklı rahatsızlığı olduğu tespit edilen 132 hastada belirlenen 151 diş bu iki sistemde incelenmiştir. Mevcut olan 273 adet kökün, periapikal radyografi ile görüntülediği zaman, 55 (%20) tanesinde periapikal lezyona rastlanırken 218 (%80) tanesinde ise bu duruma rastlanılmamıştır. Konik ışınli bilgisayarlı tomografide ise periapikal lezyon varlığının gözleendiği kök sayısı 130 (%48) iken lezyonun belirlenemediği kök sayısı ise 143'tür (%52). Buna ek olarak, konik ışınli bilgisayarlı tomografide periapikal radyografiye nazaran fazladan 75 adet kanal açığa çıkmıştır. Sonuç olarak bu çalışmada konik ışınli bilgisayarlı tomografi periapikal radyografiye göre, tespit edilememiş kanalların belirlenmesi ve periapikal lezyonların daha net olarak ortaya çıkarılması olmak üzere iki açıdan daha üstün bulunmuştur (Patel ve ark., 2012). Bizim çalışmamızda da mevcut olan 146 kök arasında, periapikal radyografiyle incelendiği vakit, lezyon varlığı belirlenen kök sayısı 85 (%58,2), lezyon belirlenemeyen kök sayısı 61 (%41,8) iken; konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile incelendiği vakit, lezyon varlığı belirlenen kök sayısı 130 (%89), lezyon belirlenemeyen kök sayısı 16'dır (%11). Periapikal lezyonların tespiti konusunda yapılan çalışmalar bize fikir verse de, etyolojik faktörlerin farklılığı araştırılan dişin müdahale edilen vaka ya da tedavisi bitmiş fakat başarısız olunmuş vaka olması nedeniyle, sonuçlar başka bir çalışmanın sonuçları ile örtüşmeyebilir. Burada önemli olan nokta, dijital periapikal radyografi görüntülerinde periapikal

lezyon yokmuş gibi görünen vakaların konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinde periapikal lezyon tespit edilmesidir. Bizim incelediğimiz 146 kökün, dijital periapikal radyografide 85'inde (%58,2) periapikal lezyon tespit edilirken, konik ışınli bilgisayarlı tomografide 130'unda (%89) periapikal lezyon tespit edilmiştir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilebilen bu sonuçlar yapılacak olan tedavi prosedür ve planını etkileyecektir. Bu oranlar, konik ışınli bilgisayarlı tomografinin periapikal lezyonların belirlenmesindeki üstünlüğünü ortaya çıkartması açısından, iki çalışmanın benzer olduğunu desteklemektedir. Tespit edilememiş kanallar konusunda da bu çalışma bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir. Çalışmamızda, konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile periapikal radyografiye göre fazladan 9 adet kanal belirlenmiştir. Özellikle çok köklü dişlerin köklerindeki tespit edilememiş kanallar konusunda, konik ışınli bilgisayarlı tomografi sonuçlarının periapikal radyografiden üstün olduğu görülmüştür.

Miyagaki ve ark, üç vaka sunduğu çalışamalarında endodontik tedavisi yapılmış dişlerde konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile vertikal kök kırığı tanısı koymuşlardır. Sırasıyla klinik muayene, radyografik inceleme ve en sonunda konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile inceleme yapılmıştır. Klinik muayene belirtileri yetersiz kalmıştır ve radyografik muayene değerlendirmesinde kırık hattı tam olarak seçilememiştir. Fakat konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile alınmış görüntülerde kırık hattı değişik açılardan net bir şekilde gözlenmiştir. Sonuç olarak, bu sistemin iki boyut yerine üç boyut sunmasından dolayı, tek başına değil fakat klinik muayene ve radyografik muayeneye ek olarak kullanılması gerektiği bildirilmiştir (Miyagaki, 2012). Bizim çalışmamızda çok nadir sayıda vertikal kök kırığına rastlanılmıştır. Vertikal kök kırıklarının sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile belirlenmiş olması nedeniyle bu çalışmanın sonucunda belirtilen görüşü desteklemektedir.

Patel ve ark, endodontik problemlerin çözümlenmesinde konik ışınli bilgisayarlı tomografinin uygulanım yerleri konusunda bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada, konik ışınli bilgisayarlı tomografinin üç boyutlu bir görüntüleme sağlamasından dolayı daha detaylı bir değerlendirme sağladığı ve aynı zamanda konvansiyonel bilgisayarlı tomografiye göre daha az radyasyon dozu açığa çıkardığını belirtmişlerdir. Ayrıca periapikal bölgede mevcut olan patolojinin periapikal radyografiye nazaran daha kısa sürede tespit edildiğinin altını çizmişlerdir. Buna ek

olarak da periapikal lezyon, rezorpsiyon, vertikal kök kırığı, kök kanal anatomisi, alveol kemiğinin yapısı, maksiller sinüs ve mandibular kanal gibi komşuluklara olan mesafenin belirlenmesinde konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin önemli olduğu gösterilmiştir (Patel ve ark., 2007). Biz de çalışmamızda, bu çalışmada da üzerinde durulan periapikal lezyon, kök kanal tespiti ve vertikal kök kırıkları gibi parametreleri ele alıp, endodontik problemlerin çözümünde görüntüleme yöntemlerinin önemini vurguladığımız kanısındayız.

Özer, yaptığı derlemede konik ışınlı bilgisayarlı tomografi taraması ile 3 boyutlu görüntülerin elde edilmesini, bu görüntülerin endodonti alanında farklı uygulamalarını ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin geleneksel radyografik görüntüleme tekniğine göre avantaj ve dezavantajlarını karşılaştırmalı olarak değerlendirmiştir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi uygulamasının endodonti alanında süperpozisyonların önlenmesi, periapikal lezyonların erken dönemde teşhisi, internal ve eksternal kök rezorpsiyonlarının sınırlarının net olarak belirlenmesi, kök perforasyonlarının tayini ve vertikal kök kırıklarının tespitine olanak sağladığı belirtilmiştir (Özer, 2010). Özellikle süperpozisyonların engellenmesi vasıtası ile kök kanallarının daha net ayırt edilebilmesi ve periapikal lezyonlar ile vertikal kök kırıklarının teşhisi konusunda, konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin konvansiyonel yöntemlere göre daha yararlı ve üstün olduğu, bizim çalışmamızda da gözlemlenmiştir.

Venskutonis ve ark, endodontik tedavileri yapılmış dişlerdeki periapikal lezyonun belirlenmesinde, dijital periapikal radyografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografiyi doğruluk ve kesinlik açısından karşılaştırmışlardır. 20 hastanın endodontik tedavileri yapılmış 13 tanesi çok köklü olan toplamda 35 adet dişinin, bu iki sistemle alınmış görüntüleri incelenmiştir. Bunun sonucunda, özellikle çok köklü dişlerde, konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin dijital periapikal radyografiden istatistiksel olarak kayda değer bir şekilde yüksek doğruluk payı gösterdiği ortaya çıkarılmıştır (Venskutonis ve ark., 2014). Kendi çalışmamızda, periapikal lezyon varlığını değerlendirdiğimiz zaman, bu oran üç köklü dişlerde konik ışınlı bilgisayarlı tomografide %86,1 olarak bulunmuşken, dijital periapikal radyografide %44,4; tek köklü dişlerde konik ışınlı bilgisayarlı tomografide %77,8, dijital periapikal radyografide %52,8 olarak tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda da, aynı

diğer çalışmalarda olduğu gibi özellikle çok köklü dişlerde, konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin periapikal lezyon belirlenmesinde kesinlik açısından daha üstün ve yararlı olduğunu gösterilmiştir.

Patel ve ark, yaptıkları ex vivo çalışmada kök kanal tedavisi yapılmış dişlerde simule olarak oluşturulmuş tam ve tam olmayan vertikal kök kırığı belirlenmesinde periapikal radyografları ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerini karşılaştırmışlardır. Premolar ve molar dişler çalışma için seçilip, yapay kırık öncesi, tam olmayan yapay kırık sonrası ve tam yapay kırık sonrası olmak üzere üç grup oluşturulmuştur. Bu üç grubun görüntüleri periapikal radyografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi sistemleriyle alınmıştır. Değerlendirme sonrasında oluşturulan yapay kırıkların her iki sistemde de net olarak belli olmadığı ve teşhis edilemediği belirtilmiştir (Patel ve ark., 2013).

Hassan ve ark, yaptıkları çalışmada endodontik tedavileri yapılmış dişler üzerinde yapay vertikal kırıklar oluşturarak bunları periapikal radyografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile incelemişlerdir. Alınan görüntülerin değerlendirilmesi sonucunda konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin periapikal radyografiden daha doğru sonuçlar verdiğini saptamışlardır (Hassan ve ark., 2009). Bu açıdan çalışmamızdaki bulgular, bu çalışmadakilerle uyumludur.

Vizzotto ve ark, yaptıkları bir in vitro çalışmada konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ve konvansiyonel radyografiyi vertikal kök kırıklarının belirlenmesinde karşılaştırmışlardır. 60 adet diş kontrol ve deney grubu olmak üzere ikiye ayrılmıştır. 20 dişin güta perka ile kök kanal dolumu gerçekleştirilmiş, 20 dişe dolumdan sonra post uygulanmış ve kalan 20 diş de prepare edilmeden bırakılmıştır. Daha sonra deney grubundaki dişlerde kırık oluşturulmuştur ve bütün dişlerin her iki sistemde de görüntüleri alınmıştır. Bulgular iki sistem arasında istatistiksel olarak büyük bir fark olmadığını göstermiş ve vertikal kök kırığı şüphesi durumlarında konvansiyonel radyografiden sonra konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin kullanılmasının yardımcı olabileceği sonucuna varılmıştır (Vizzotto, 2012). Bizim çalışmamızda vertikal kök kırığı düşük bir oranda ve sadece konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile tespit edilebilmiştir.

Vizzotto ve ark, maksiller molar dişlerdeki ikinci meziyobukkal kanalın belirlenmesinde konik ışınli bilgisayarlı tomografinin etkinliğini incelemişlerdir. Buna göre, birinci meziyobukkal kanalı prepare edilmiş, prepare edilmemiş ve dolumu yapılmış olmak üzere üç ayrı grupta ve konvansiyonel radyografiyle karşılaştırmalı olarak değerlendirme yapılmıştır. Birinci meziyobukkal kanalın yer almasının ve farklı şekillerde incelenmesinin sebebi olarak, yakınlığından dolayı ikinci meziyobukkal kanalı maskeleyebilme ihtimali gösterilmiştir. Çalışmanın sonucunda her üç grupta da konik ışınli bilgisayarlı tomografi, konvansiyonel radyografiye nazaran ve birinci meziyobukkal kanalın anatomik yapısından etkilenmeyecek şekilde ikinci meziyobukkal kanalın belirlenmesinde daha üstün bir görüntü çizmiştir (Vizzotto ve ark., 2013). Bizim çalışmamızın tespit edilememiş kanallar bölümündeki maksiller molar dişlerin görüntülerini değerlendirecek olursak konik ışınli bilgisayarlı tomografi %19,4 oranında tespit edilememiş kanala rastlarken, periapikal radyografide bu oran %8,3'te kalmıştır. Tespit edilemeyen kanallar endodontik tedavinin başarısızlıkla sonuçlanmasına sebebiyet vereceğinden dolayı çalışmamızın sonuçları başarıya katkı sağlayacaktır.

Ertaş ve ark, endodontide konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanımı hakkında bir derleme yapmışlardır. Dişin anatomisi ve çevre dokuların değerlendirilmesi için alınan radyografilerin endodontik problemlerin çözümünde önemli rol oynadığını bildirmişlerdir (Ertaş ve ark., 2013).

Siqueira ve ark ise yaptıkları çalışmada kök kanal tedavisi başarısızlıklarının etyolojisini incelemişlerdir. Yeterli seviyede yapılmayan kök kanal dolularının başarısızlıkta önemli bir faktör olduğunu, yeterli gibi gözüken doluların da başarısızlıkla sonuçlanabileceğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada, başarısızlık sebebi olarak intraradiküler ve ekstraradiküler mikrobik enfeksiyonlar ile mikrobiyal olmayan faktörlerin devreye girdiğini ve başarısızlığa neden olduğunu açıklamışlardır (Siqueira Jr, 2001). Biz de kendi çalışmamızda kök kanal dolularının nitelik ve niceliğini hesaba katarak hem de periapikal lezyon gibi enfeksiyonun ön plana çıktığı durumları göz önünde bulundurarak, iki farklı sistemde değerlendirme yapıp, başarısızlığın nedenini doğru tespit etmeyi hedefledik.

Nayir ve ark, başarılı bir kök kanal tedavisi sonrasında bile kalıcı bir periradiküler enfeksiyona neden olan faktörlerin, intraradiküler enfeksiyon, ekstraradiküler enfeksiyon, kistler ve yabancı cisim reaksiyonu uyandıran materyaller olduğunu belirtmişlerdir. Kök kanal dolumu öncesinde etkili bir şekilde enfeksiyonun yok edilmesi durumunda, tedavi başarısının yüksek ve dolayısı ile periapikal dokuların sağlıklı olacağı bildirilmiştir. Sonuç olarak endodontik tedavinin başarısının, kanal içi enfeksiyonun eliminasyonu, kontaminasyonun önlenmesi, kök kanal dolgu ve koronal tıkaçlamanın kalitesine bağlı olduğu açıklanmıştır (Nayir ve ark., 2011). Biz de çalışmamızdaki görüntülerin taranmasında taşkın dolum, eksik dolum, tespit edilemeyen kanal gibi öğeleri kriter olarak, temizlenemeyen dokunulmamış alanların endodontik başarısızlıkta rol oynadığını vurgulamak istedik.

Wenteler ve ark, Avusturya'daki pratisyen diş hekimleri ve endodontistler arasında kanal tedavisi tekrarı durumlarına etki eden faktörlerin neler olduğu ile ilgili bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışma anket şeklinde olup, 6 farklı senaryo tasarlanmıştır. Ankette endodontik tedavi ardından yapılan koronal restorasyon, dolum kalitesi ve periapikal radyolusentilğin varlık ve büyüklüğünün yanı sıra, tedavinin başarısızlığının ardından gerçekleştirilen ortograt tedavi tekrarı, periapikal cerrahinin ardından implant ve hiç tedavi uygulamama gibi seçenekler verilmiştir. 639 hekimin katkıda bulunduğu bu çalışmada, kanal tedavisi başarısızlığının nedeni olarak kabul edilen başlıca durumun kanal dolum kalitesi ve yapılan koronal restorasyon olarak bildirilmiştir. Tedavi seçeneği durumunda ise hekimler genellikle çekim ve implant yerleştirilmesini tercih etmişlerdir. Araştırmacılar bunu son dönem gelişen yaygın implant endüstrisine bağlamışlar ve endodontik yöntemlerle yapılacak tedavi şekillerinin arttırılması gerektiği yönünde fikir bildirmişlerdir (Wenteler ve ark., 2014).

Morgental ve ark, kanal tedavisi tekrarı kararının verilmesinde, radyografiye yansıyan kök kanal dolum kalitesi ile periapikal bölgenin durumunun etkisini araştırmışlardır. Buna göre, 12 adet dijital periapikal radyograf, pratisyen diş hekimleri arasından seçilen 10 gözlemci tarafından, endodontik tedavi tekrar kararı verilmesi konusunda, kök kanal dolum kalitesi ve periapikal durum açısından parsiyel olarak incelenmiştir. Parsiyel inceleme, bir photoshop programı tarafından dijital radyografi üzerinde sadece dolumun görülüp periapikal bölgenin

görölmeyeceği şekilde ve sadece periapikal bölömlün görölüp kök kanal dolumunun görölmeyeceği şeklide ayarlanmasıyla gerçekleştirilmiştir. Araştırma sonucunda gözlemcilerin büyük çoğunluğunun tedavi tekrarı kararı verilmesinde periapikal durumdan daha ziyade kanal dolum kalitesini göz önünde bulundurdıkları görölmüştür. Çıkartılan sonuç ise radyografi vasıtasıyla endodontik tanı koyulurken dolum kalitesi gibi teknik faktörlerin yanında, periapikal doku sağlığının bozulmasını etkileyebilecek biyolojik faktörlerin de göz önüne alınması gerektiği bildirilmiştir (Morgental ve ark., 2012). Biz de buna paralel olarak çalışmamızda, hem eksik veya taşkın olmak üzere kök kanal dolum kalitesini hem de periapikal dokuların durumunu bize ileten periapikal lezyon varlığını inceledik. Bizce, özellikle eksik dolum durumlarında, dijital periapikal radyografiler, açılanmalardan kaynaklanabilecek görüntü farklılıkları nedeniyle konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile birlikte değerlendirilmelidir.

Nur ve ark, yaptıkları çalışmada konik ışınlı bilgisayarlı tomografi kullanarak kök kanal dolum kalitesi, koronal restorasyon ve komplikasyonların apikal lezyon oluşumu ile bağlantısını incelemişlerdir. Bu çalışmada, Türk popülasyonuna ait yaşları 15 ile 72 arasında değişen 242 hastanın 522 adet endodontik tedavi görmüş dişinin görüntüleri değerlendirilmiştir. Kök kanal dolum kalitesi ve periapikal lezyon varlığına ek olarak cinsiyet, dental ark, diş tipi ve yaş sınıflaması, tespit edilememiş kanallar, alet kırığı, kök kırığı, apikal rezorpsiyon, furkasyon lezyonu ve koronal restorasyonun kalitesine bakılmıştır. Çalışmanın sonucunda periapikal lezyon oluşumunda kök kanal dolum kalitesinin etkisi olmasına rağmen her zaman tek başına bir neden olarak görölmemesi gerektiği, lezyon varlığının genellikle birden fazla faktörü içeren bir durum olduğu belirtilmiştir (Nur ve ark., 2014). Biz kendi çalışmamızda, yaşları 30 ile 60 arasında değişen 60 hastanın 85 adet endodontik tedavi görmüş dişinin görüntülerini inceledik. Apikal lezyon varlığı görölen dişlerde, eksik ve taşkın kök kanal dolumları, tespit edilememiş kök kanalları ve vertikal kök kırığı gibi birden fazla faktörün mevcut olduğunu saptadık.

Ertaş ve ark, Türk popülasyonundaki pratisyen diş hekimleri tarafından yapılmış kök kanal tedavili dişlerin dolum kalitesi ve periapikal dokularının sağlığını radyografik olarak değerlendiren bir çalışma yapmışlardır. 484 hastanın 831 tane endodontik tedavisi yapılmış dişinin 1448 adet kökü radyografik olarak

incelenmiştir. Çalışmada apikal transportasyon, ve kırık alet varlığı gibi faktörler de göz önüne alınmıştır. Bulgulara bakıldığı zaman, kanal dolumu kaliteli olarak kabul edilen köklerin oranı %12,8'de kalırken, sağlıklı periapikal dokuların varlığının oranı %26,6 olarak bildirilmiştir. Çalışmanın sonucunda da endodontik tedavisi yapılmış dişlerin hem dolum kalitesinin hem de periapikal dokularının sağlık durumunun iyi olmadığı ve bu başarısızlığın nedeninin tek değil çok faktörlü olduğu belirtilmiştir (Ertas ve ark., 2013). Bizim yaptığımız çalışmanın bulgularında periapikal dokuların sağlıklı olma oranı dijital periapikal radyografide %41,8, konik ışınli bilgisayarlı tomografide ise %11 olarak yer aldı. Çalışmamızda hem taşkın dolum hem eksik dolum vakalarını değerlendirdiğimiz için, bu iki faktörü tek bir çerçevede değerlendirdiğimiz zaman ve yukarıda bahsettiğimiz çalışmadaki gibi teknik kalitesi uygun olan kök kanal dolumlarının oranlarını incelediğimizde dijital periapikal radyografide bu oran %45,2, konik ışınli bilgisayarlı tomografide ise bu oran %35,6 olarak bulundu. İki çalışmanın sonuçlarına göre de, hem periapikal dokuların durumunun incelenmesi olsun hem de kök kanal dolum kalitesinin incelenmesi olsun, konik ışınli bilgisayarlı tomografi dijital periapikal radyografiye nazaran daha detaylı ve yüzdelerden de anlaşılacağı gibi endodontik problemlerin ortaya çıkartılmasında daha yararlıdır.

Kanlı ve ark, yaptıkları çalışmada kök kanal tedavilerini ve periapikal lezyonları radyografik olarak incelemişlerdir. Bu çalışmada, endodontik tedavilerin niteliği, periapikal lezyonların görülme oranı ve periapikal lezyonların endodontik tedavili dişlerle olan ilişkisinin değerlendirilmesini amaçlamışlardır. 220 hastanın 5471 adet dişi incelenmiştir ve buna göre endodontik tedavi uygulanmış dişlerin %55,3'ünde kök kanal dolumunun eksik oluşu, %29,3'ünde ise periapikal lezyon varlığı gözlenmiştir (Kanlı ve ark., 1996). Bizim çalışmamızda eksik kanal dolumu mevcudiyeti dijital periapikal radyografide %45,2 oranındayken, konik ışınli bilgisayarlı tomografide %42,5 oranındadır. Eksik dolum mevcudiyeti dijital periapikal radyografide daha yüksek oranda gözükmetedir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografide bu oranın az da olsa biraz daha aşağıda olmasının nedeni radyografilerde eksik gibi gözükken bazı dolumların, konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile incelendiği vakit aslında bitirilmesi gereken yerde olduğudur. Bu da,

konik ışınli bilgisayarlı tomografinin üç boyutta olacak şekilde görüntüyü sunarken anatomik apeks ile radyolojik apeks farkını gözetebilmesinden kaynaklanmaktadır.

Yu-Hong Liang ve ark da, endodontik tedavi sonuçlarını periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerini kullanarak karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir. Vital pulpaya sahip, endodontik tedavileri yapılmış toplam 115 dişin 143 adet kökünün tedaviden iki yıl sonra kontrol amaçlı hem periapikal radyografi hem de konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınmıştır. Alınan bu görüntülerden yararlanıp retrospektif bir çalışma yapan araştırmacılar, periapikal radyografide %12,6 oranında periapikal lezyon varlığına rastlarken bu oran konik ışınli bilgisayarlı tomografide %25,9 olarak belirlenmiştir. Bunun yanında dijital periapikal radyografiye eksik dolum olarak yansıyan görüntülerin %80'i konik ışınli bilgisayarlı tomografide tam yerinde olarak izlenmiştir. Çalışma sonucu olarak periapikal radyografilerin tek başına yetersiz olabileceği ve konik ışınli tomografilerin daha farklı ve doğru değerler verebileceği öne bildirilmiştir (Yu-Hong Liang ve ark., 2011). Apikal lezyonun varlığının konik ışınli bilgisayarlı tomografi tarafından daha net tespit edildiğini, periapikal radyografide eksik olarak görülen bir dolumun konik ışınli bilgisayarlı tomografide aslında olması gereken seviyede olduğunu saptamışlardır. Bu çalışmanın bulgularıyla bizim çalışmamızın bulguları son derece uyumludur.

Paula-Silva ve ark, yaptıkları çalışmada köpekler üzerinde uygulanan kök kanal tedavilerinin sonuçlarını periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerini kullanarak incelemişlerdir. 96 adet diş kökü tedavi öncesi, radyografiye periapikal lezyon olarak yansıyana kadar enfekte edilmiş ve daha sonra tedavileri gerçekleştirilmiştir. 6 ay sonra alınan periapikal radyografi görüntülerinde lezyon mevcudiyet oranı %21 iken, konik ışınli bilgisayarlı tomografide bu oran %65 olarak bulunmuştur (Paula-Silva ve ark., 2009). Çalışmanın sonucunda konik ışınli bilgisayarlı tomografinin periapikal radyografiye nazaran endodontik problemleri daha detaylı irdelediği bildirilmiştir.

Bu konuda, Estrela ve ark ile Lofthag-Hansen ve ark da yaptıkları çalışmalarda, periapikal lezyon tespitinde konik ışınli bilgisayarlı tomografinin daha üstün ve kaliteli sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

## 5.1. Sonuçlar

1-Çalışmamızdan elde edilen bulgulara göre başarısız kök kanal tedavilerinin değerlendirilmesinde dijital periapikal radyografi görüntüleri de konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri de etkili bulunmuştur.

2-Tek köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %77,8 oranında periapikal lezyon oluşumu olarak bulunmuştur. Periapikal lezyon oluşumu %52,8 oranında her iki sistemde de tespit edilirken, %25 oranında sadece konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

Tek köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebinin %25 oranında taşkın dolum olduğu, bunun da %19,4'ünün sadece konik ışınlı bilgisayarlı ile görüntülendiği tespit edilmiştir.

Eksik dolum görülme oranı %33,3 olarak bulunurken, bunun %2,8'i sadece dijital periapikal radyografi ile tespit edilmiştir.

Tespit edilememiş kanal mevcudiyeti, %2,8 oranında olup her iki sistemde de grlmştr.

Vertikal kök kırığı %2,8 oranında grlmştr. Vertikal kök kırığının tespiti sadece konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile yapılmıştır.

3-İki köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi, %95,9 oranında periapikal lezyon oluşumu olarak bulunmuştur. Periapikal lezyon oluşumu %67,6 oranında her iki sistemde de tespit edilirken, %28,4 oranında sadece konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

İki köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebinin %17,6 oranında taşkın dolum olduğu ve bunun da %8,1'inin sadece konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile görüntülendiği tespit edilmiştir.

Eksik dolum görülme oranı %48,6 olarak bulunurken, bunun %2,7'si sadece dijital periapikal radyografi ile tespit edilmiştir.

Tespit edilememiş kanal mevcudiyeti %9,5 oranında grlmş ve bunun %2,7'si sadece konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

Vertikal kök kırığı, %1,4 oranında ve her iki sistemde de grlmştr.

4-Üç köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık sebebi %86,1 oranında periapikal lezyon oluşumu olarak bulunmuştur. Periapikal lezyon oluşumu %44,4 oranında her iki sistemde de tespit edilirken, %41,7 oranında sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

Üç köklü dişlerin endodontik tedavilerindeki başarısızlık %27,8 oranında taşkın dolum olarak görölmüş, bunun %13,9'u sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

Eksik dolum görölme oranı %50 olarak bulunurken, bunun %2,8'i sadece dijital periapikal radyografi ile tespit edilmiştir.

Tespit edilememiş kanal mevcudiyeti %19,4 oranında görölmüş ve bunun %11,1'i sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

Vertikal kök kırığı %2,8 oranında görölmüş ve sadece konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile tespit edilmiştir.

5-Başarısız endodontik tedavilerin neden olduğu periapikal lezyon mevcudiyetinin (%89) tamamına yakın bölümü (%79,5); taşkın dolum (%21,9), eksik dolum (%45,2), tespit edilememiş kanal (%10,3) ve vertikal kök kırığı (%2,1) ile birlikte tespit edilmiştir. Periapikal lezyonların (%89), büyük bir kısmı (%45,2), eksik dolum ile birlikte görölmüştür.

6-Çalışmamızdan elde edilen bulgulara göre, başarısız kök kanal tedavilerinin nedenlerinin periapikal lezyon, eksik dolum, taşkın dolum, tespit edilememiş kanal ve vertikal kök kırığı şeklinde sıralandığı tespit edilmiştir. Hem dijital periapikal radyografi hem de konik ışınli bilgisayarlı tomografinin etkin teşhis araçları olduğu, özellikle periapikal lezyon ve taşkın dolum tespitinde, iki ve üç köklü dişlerin tespit edilememiş kanal mevcudiyetinde, tek ve üç köklü dişlerdeki vertikal kök kırığı şüphesi durumlarında ise konik ışınli bilgisayarlı tomografinin üstünlüğünün olduğu görölmüştür.

## 6. KAYNAKLAR

Abella F, Mercade M, Duran-Sindreu F, Roig M. Managing severe curvature of radix entomolaris: three dimensional analysis with cone beam computed tomography. International Endodontic Journal. 2011;44: 876-885.

Abella F, Patel S, Duran-Sindreu F, Mercade M, Bueno R, Roig M. An evaluation of the periapical status of teeth with necrotic pulps using periapical radiography and cone-beam computed tomography. International Endodontic Journal. 2014;47: 387-396.

Abella F, Patel S, Duran-Sindreu F, Mercade M, Bueno R, Roig M. Evaluating the Periapical Status of Teeth with Irreversible Pulpitis by Using Cone-Beam Computed Tomography Scanning and Periapical Radiographs. Journal of Endodontics. 2012;38: 1588-1591.

Abdalla MA, Fröjd C, Petersson CS. A CMOS APS for dental X-ray imaging using scintillating sensors. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. 2001;460: 197-203.

Adenubi JO, Rule DC. Success rate for root fillings in young patients. British Dental Journal. 1976;141: 237-241.

Alaçam T. Pulpa ve periapikal doku hastalıkları. Endodonti. 2012: 85-87.

Andreasen JO, Andreasen FM. Classification, etiology and epidemiology. Munksgaard Copenhagen. 1994: 173-174.

Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofacial Radiology. 1999;28: 245-248.

Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT. Radiologic Society of North America. 2004;8: 55-67.

Bender IB. Factors influencing the radiographic appearance of bony lesions. Journal of Endodontics. 1982;8: 161-170.

Bender IB, Seltzer S. Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone. The Journal of the Dental American Journal. 1961;62: 152-160.

Berkhout E, Sanderink G, van der Stelt P. Digital intraoral radiography in dentistry. Diagnostic efficacy and dose considerations. Oral Radiology. 2003;19: 1-13.

Berkhout WE, Beuger DA, Sanderink GC, van der Stelt PF. The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure. Dentomaxillofacial Radiology. 2004;33: 1-5.

Berkhout WER, Sanderink GCH, Van der Stelt PF. Does digital radiography increase the number of intraoral radiographs? A questionnaire study of Dutch dental practices. Dentomaxillofacial Radiology. 2003;32: 124-127.

Bramante CM, Bramante AS, Souza RE, Moraes IG, Bernardinelli N, Garcia RB. Evaluation of the effects of processing delays and protective plastic cases on image quality of a photostimulable phosphor plate system. Journal of Applied Oral Science. 2008;16: 350-354.

Brian JN, Williamson GF. Digital radiography in dentistry: a survey of Indiana dentists. Dentomaxillofacial Radiology. 2003;36: 18-23.

Brooks SL. CBCT dosimetry. Seminars in Orthodontics. 2009;15: 14-18.

Buchanan RS. Giriş prosedürleri. Roots Endodontics. 2008;4: 28-35.

Calberson FLG, Homme GM, De Moor JD. Fraudulent use of digital radiography: methods to detect and protect digital radiographs. *Journal of Endodontics*. 2008;34: 530-536.

Cederberg RA, Frederiksen NL, Benson BW, Shulman JD. Influence of the digital image display monitor on observer performance. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1999;28: 203-207.

Chandra SS, Rajasekaran M, Shankar P, Indira R. Endodontic management of a mandibular first molar with three distal canals confirmed with the aid of spiral computerized tomography. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Surgery Endodontology*. 2009;108: 77-81.

Chugal NM, Clive JM, Spangberg LS. Endodontic infection: some biologic and treatment factors associated with outcome. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2003;96: 81-90.

Cohen S, Burns RC. Periapical disease. *Pathways of the Pulp*. 2010.

Cohenca N, Simon JH, Roges R, Morag Y, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. *Dental Traumatology*. 2007;23: 95-104.

Costerton JW, Cheng KJ, Geesey GG, Ladd TI, Nickel JC, Dasgupta M, Marrie TJ. Bacterial biofilms in nature and disease. *Annual Review of Microbiology*. 1987;41: 435-464.

Cotton TP, Geisler TM, Holden TD, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic Applications of Cone-Beam Volumetric Tomography. 2007;33: 1121-1132.

Dula K, Mini R, Stelt PF, Lambrecht JT, Schneeberger P, Buser D. Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *European Journal of Oral Sciences*. 1996;104: 503-510.

Ekadaktylos AK, Sclabas GM, Smolka K, Rahal A, Andres RH, Zimmermann H, Iizuka T. The value of computed tomographic scanning in the diagnosis and management of orbital fractures associated with head trauma. *Journal of Trauma and Injury Infection*. 2005;58: 336-341.

Engström B. Experiences of bacteriological root canal control. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1964;22: 43-69.

Ergün S, Güneri P, İlgüy D, İlgüy M, Boyacıoğlu H. How many times can we use a phosphor plate. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009;38: 42-47.

Ertas ET, Ertas H, Sisman Y, Sagsen B, Er O. Radyographic Assessment of the Technical Quality and Periapical Health of Root-Filled Teeth Performed by General Practitioners in a Turkish Subpopulation. *The Scientific World Journal*. 2013: 1-7.

Ertaş ET, Arslan H, Çapar İD, Gök T, Ertaş H. Endodontide Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24: 113-118.

Estrela C, Bueno MN, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *Journal of Endodontics*. 2008;34: 273-279.

Exadaktylos AK, Sclabas GM, Smolka K, Raha A, Andres RH, Zimmermann H, Iizuka T. The value of computed tomographic scanning in the diagnosis and management of orbital fractures associated with head trauma. *The Journal of Trauma*. 2005;58: 336-341.

Farman AG, Farman TT. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2005;99: 485-489.

Farman AG, Farman TT. A status report on digital imaging for dentistry. *Oral Radiology*. 2004;20: 9-14.

Farman AG, Farman TT. Extraoral and panoramic systems. *Dental Clinics of the North America*. 2000;44: 257-272.

Farman AG, Scarfe WC. The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. *Seminars in Orthodontics*. 2009;15: 2-13.

George S, Kishen A. Effect of tissue fluids on hydrophobicity and adherence of *Enterococcus faecalis* to dentin. *Journal of Endodontics*. 2007;33: 1421-1425.

Gijbels F, Sanderink G, Bou Serhal C, Pauwels H, Jakobs R. Organ doses and subjective image quality of indirect digital panoramic radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2001;30: 308-313.

Gilbert GH, Duncan RP, Heft MW, Dolan TA, Vogel WB. Multidimensionality of oral health in dentate adults. *Medical Care*. 1998;36: 988-1001.

Gonçalves A, Wiezel VG, Gonçalves M, Hebling J, Sannomiya EK. Patient comfort in periapical examination using digital receptors. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009;38: 484-488.

Grimard BA, Hoidal MJ, Mills MP, Mellonig JT, Nummikoski PV, Mealey BL. Comparison of clinical periapical radiograph and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *Journal of Periodontology*. 2009;80: 48-55.

Gröndahl HG, Hummonen S. Radiographic manifestations of periapical inflammatory lesions. *Endodontic Topics*. 2004;8: 55-67.

Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical Oral Investigations*. 2006;10: 1-7.

Haapasalo M, Orstavik D. In vitro infection and of dentinal tubules. *Journal of Dental Research*. 1987;66: 1375-1379.

Hannig C, Dullin C, Hülsmann M, Heidrich G. Three-dimensional, none-destructive visualization of vertical root fractures using flat panel volume detector computer tomography. *International Endodontic Journal*. 2005;38: 904-913.

Harty FJ, Parkins BJ, Wengraf AM. The success rate of apicectomy. *British Dental Journal*. 1970;129: 407-413.

Hassan B, Metska ME, Ozok AR, Stelt P, Wesselink PR. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *Journal of Endodontics*. 2009;35: 719-722.

Hassan B, Metska ME, Ozok AR, Stelt P, Wesselink PR. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. *Journal of endodontics*. 2010;36: 126-129.

Hayakawa Y, Farman AG, Kelly MS, Kuroyanagi K. Intraoral radiographic storage phosphor image mean pixel values and signal-tonoise ratio. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 1998;86: 601-605.

Hayakawa Y, Farman AG, Scarfe WC, Kuroyanagi K. Technical report: Processing to achieve high-contrast images with computed dental radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1996;25: 211-214.

Heithersay GS. Clinical endodontic and surgical management of tooth and associated bone resorption. *International Endodontic Journal*. 1985;18: 72-92.

Hellen-Halme K, Johansson PM, Hakansson J, Petersson A. Image quality of digital and film radiographs in applications sent to the Dental Insurance Office in Sweden for treatment approval. *Swedish Dental Journal*. 2004;28: 77-84.

Hellen-Halme K, Petersson A. Effect of monitors on approximal caries detection in digital radiographs-standart versus precalibrated DICOM part 14 displays. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2009;107: 716-720.

Heo MS, Choi DH, Benavides E, Huh KH, Yi WJ, Lee SS. Effect of bit depth and kVp of digital radiography for detection of subtle differences. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2009;108: 278-283.

Horner K, Patel S. The use of cone beam computed tomography in endodontics. *International Endodontic Journal*. 2009;42: 755-756.

Ingle JI. Endodontic pathobiology. *Ingle's Endodontics* 6. 2008.

Iwasaki H, Honda E, Nishitani H, Takahashi H, Yamamoto Y, Oogura T. Hanging protocol and viewers for a dental full picture archiving and communication system. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2007;36: 285-295.

İlgüy D, İlgüy M, Fişekçioğlu E, Ersan N, Tanalp J, Dölekoğlu S. Assessment of Root Canal Treatment Outcomes Performed by Turkish Dental Students: Results After Two Years. *Journal of Dental Education*. 2013;77: 502-509.

Janhom A, van der Stelt PF, van Ginkel FC, Geraets WG. Effect of noise on the compressibility and diagnostic accuracy for caries detection of digital bitewing radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology* 1999;28: 6-12.

Kanlı A, Çalt S, Dural S. Kök kanal tedavilerinin ve periapikal lezyonların radyografik olarak incelenmesi. *Atatürk Üniverisitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 1996;1: 48-50.

Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region. *The international journal of medical robotics and computer assisted surgery*. 2009;5: 366-380.

Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *Journal of Orthodontics*. 2005;32: 282-293.

Kaya BU, Kececi AD, Guldaz HE, Orhan H. A Retrospective Radyographic Study of Coronal-Periapical Status and Root Canal Filling Quality in a Selected Adult Turkish Population. *Medical Principles and Practice*. 2013;22: 334-339.

Kerekes K, Tronstad L. Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. *Journal of Endodontics*. 1979;5: 83-90.

Kitagawa H, Scheetz JP, Farman AG. Comparison of complementary metal oxide conductor and charge-coupled device intraoral X-ray detectors using subjective image quality. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2003;32: 408-411.

Khullar P, Raisingani D, Gupta S, Khatri RK. A Survey Report on Effect of Root Canal Fillings and Coronal Restorations on the Periapical Status of Endodontically Treated Teeth in a Selected Group of Population. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2013;6: 89-94.

Lee JM, Pilliar RM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1986;208: 108-113.

Liang Y, Li G, Shemesh H, Wesselink PR, Wu M. The association between complete absence of post-treatment periapical lesion and quality of root canal filling. *Clinical Oral Investigation*. 2012;16: 1619-1626.

Liang Y, Li G, Wesselink PR, Wu M. Endodontic outcome predictors identified with periapical radiographs and cone-beam computed tomography scans. *Journal of Endodontics*. 2011;37: 326-331.

Lin LM, Balla R, Monaco LJ, Skribner J. Histological study of furcation perforations treated with tricalcium phosphate, hydroxylapatite, amalgam, and Life. *Journal of Endodontics*. 1991;17: 234-238.

Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Gröndahl K, Gröndahl H. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology Endodontology*. 2007;103: 114-119.

Lopes HP, Siqueira JF. *Endodontics: biology and techniques*. Biblioteca. 1999;32: 361-369.

Low KMT, Dula K, Bürgin W, von Arx T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *Journal of Endodontics*. 2008;34: 557-562.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2003;32: 229-234.

Ludlow J, Mol A, Hill C. Image-receptor performance: a comparison of Trophy RVG UI sensor and Kodak Ektaspeed Plus film. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2001;91: 109-119.

Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2003;96: 508-513.

Majorana A, Pasini S, Bardellini E, Keller E. Clinical and epidemiological study of traumatic root fractures. *Dental Traumatology*. 2002;18: 77-80.

Matherne RP, Angelopoulos C, Kulild JC, Tira D. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. *Journal of Endodontics*. 2008;34: 87-89.

Miyagaki DC, Marion J, Ferraz CCR. Diagnosis of Vertical Root Fracture with Cone-Beam Computerized Tomography in Endodontically Treated Teeth. *Iranian Endodontic Journal*. 2013;8: 75-79.

Mol A. Image processing tools for dental applications. *Dental Clinics of the North America*. 2000;44: 299-318.

Molander B, Gröndahl HG, Ekestubbe A. Quality of film-based and digital panoramic radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2004;33: 32-36.

Mora MA, Mol A, Tyndall DA, Rivera EM. In vitro assessment of local computed tomography for the detection of longitudinal tooth fractures. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2007;103: 825-829.

Morgental RD, Santos RB, Rösing CK, Chanin TA, Figueiredo JAP. Interference of partial visual analysis of root filling quality and apical status on retreatment decisions. *Journal of Applied Oral Science*. 2012;20: 206-211.

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique. *European Radiology*. 1998;8: 1558-1564.

Mukhaimer R, Hussein E, Orafi I. Prevalance of apical periodontitis and quality of root canal treatment in an adult Palestinian sub-population. *The Saudi Dental Journal*. 2012;24: 149-155.

Murmula R, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the New Tom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2005;34: 28-31.

Nair PN. New perspectives on radicular cysts: Do they heal? *International Endodontic Journal*. 1998;31: 155-160.

Nair PNR, Sjögren U, Figdor D, Sundqvist D. Persistent periapical radiolucencies of root-filled human teeth, failed endodontic treatments, and periapical scars. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 1999;87: 617-627.

Nair PNR, Sjögren U, Krey G, Kahnberg K, Sundqvist G. Intraradicular bacteria and fungi in root-filled, asymptomatic human teeth with therapy-resistant periapical lesions. *Journal of Endodontics*. 1990;16: 580-588.

Nair PNR, Sjögren U, Schumacher E, Sundqvist G. Radicular cyst affecting a root-filled human tooth. *International Endodontic Journal*. 1993;26: 225-233.

Nakata K, Naitoh M, Izumi M, Inamoto K, Ariji E, Nakamura H. Effectiveness of computed tomography in diagnostic imaging of periradicular lesion of each root of a multirooted tooth. *Journal of Endodontics*. 2006;32: 583-587.

Nance R, Tyndall D, Levin LG, Trope M. Identification of root canals in molars by tuned-aperture computed tomography. *International Endodontic Journal*. 2000;33: 392-396.

Nayir Y, Yaman SD. Tekrarlayan kanal tedavileri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011;28: 209-216.

Nur BG, Ok E, Altunsoy M, Ağlarcı OS, Çolak M, Güngör E. Evolution of technical quality and periapical health of root-filled teeth by using cone-beam CT. *Journal of Applied Oral Science*. 2014;22: 502-508.

Orstavik D, Pitt-Ford TR. Apical periodontitis: microbial infection and host responses. *Essential Endodontology*. 1998.

Otis LL, Sherman RG. Assessing the accuracy of caries diagnosis via radiograph. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136: 323-330.

Özen T, Kamburoğlu K, Cebeci ARI, Yüksel SP, Paksoy CS. Interpretation of chemically created periapical lesions using 2 different dental cone-beam computerized tomography units, an intraoral digital sensor, and conventional film. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2009;107: 426-432.

Özer SGY. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografinin Endodontide Uygulama Alanları. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;27: 207-217.

Parks ET. Digital radiographic imaging: is the dental practice ready? *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139: 477-481.

Paula-Silva FWG, Hassan B, Silva LAB, Leonardo MR, Wu M. Outcome of root canal treatment in dogs determined by periapical radiography and cone-beam computed tomography scans. *Journal of Endodontics*. 2009;35: 723-726.

Patel S, Brady E, Wilson R, Brown J, Mannocci F. The detection of vertical root fractures in root filled teeth with periapical radiographs and CBCT scans. *International Endodontic Journal*. 2013;46: 1140-1152.

Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal*. 2007;40: 818-830.

Patel S, Dawood A, Wilson R, Horner K, Mannocci F. The detection and management of root resorption lesions intraoral radiography and cone beam computed tomography. *International Endodontic Journal*. 2009;42: 831-838.

Patel S, Wilson R, Dawood A, Mannocci F. The detection of periapical pathosis using periapical radiography and cone beam computed tomography. *International Endodontic Journal*. 2011;45: 702-710.

Paurazas SB, Geist JR, Pink FE, Hoen MM, Steiman HR. Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2000;89: 356-362.

Pfeiffer P, Schmage P, Nergiz İ, Platzer U. Effects of different exposure values on diagnostic accuracy of digital images. *Quintessence International*. 2000;31: 257-260.

Ramamurthy R, Canning CF, Scheetz JP, Farman AG. Time and motion study: a comparison of two photostimulable phosphor imaging systems used in dentistry. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2006;35: 315-318.

Ramesh A, Tyndall DA, Ludlow JB. Evaluation of a new digital panoramic system. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2001;30: 98-100.

Raper HR. Notes on the early history of radiodontia. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology. 1953;6: 70-81.

Ring J, Murray PR, Namerow KN, Moldauer BI, Garcia-Godoy F. Removing root canal obturation materials. The Journal of the Dental American Association. 2009;140: 680-688.

Rivera EM, Walton RE. Longitudinal tooth fractures. Principles and Practice of endodontics. 2009: 108-128.

Ruddle CJ. Radiographic lesions of endodontic origin: Significance of location. The Endodontic Report. 1987;66: 1375-1379.

Sari Ş, Durutürk L. Radiographic evaluation of periapical healing of permanent teeth with periapical lesions after extrusion of AH Plus sealer. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology. 2007;104: 54-59.

Safavi KE, Nichols FV. Effect of calcium hydroxide on bacterial lipopolisaccharide. Journal of Endodontics. 1993;19: 76-78.

Scaf G, Lurie AG, Mosier KM, Kantor ML, Ramsby GR, Freedman ML. Dosimetry and cost of imaging osseointegrated implants with film-based and computed tomography. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology. 1997;83: 41-48.

Scarfe WC, Hilgers ML, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurement with cone beam computed tomography and digital cephalometric tomography. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2005;128: 803-811.

Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work. Dental Clinics of North America. 2008;52: 707-730.

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal of the Canadian Dental Association*. 2006;72: 75-80.

Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2004;33: 83-86.

Schulze RKW, Richter A, d'Hoedt B. The effect of wavelet and discrete cosine transform compression of digital radiographs on the detection of subtle proximal caries. *Caries Research*. 2008;42: 334-339.

Sedgley CM, Lennan SL, Appelbe OK. Survival of *Enterococcus faecalis* in root canals ex vivo. *International Endodontic Journal*. 2005;38: 735-742.

Selekler K. Röntgen tekniğinde devrim yapan G. N. Hounsfield'in ardından. *Türk Nöroşirürji Dergisi*. 2006;16: 194-196.

Seltzer S, Bender IB, Ziontz M. The dynamics of pulp inflammation. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 1963;16: 969-977.

Shi X-Q, Li G. Detection accuracy of approximal caries by black-and-white and color-coded digital radiographs. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2009;107: 433-436.

Silveira PF, Vizzotto MB, Liedke GS, Silveira HLD, Montagner F, Silveira HED. Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography. *Dental Traumatology*. 2013;29: 41-46.

Simon JHS, Enciso R, Malfaz JM, Roges R, Bailey-Perry M, Patel A. Differential diagnosis of large periapical lesions using cone-beam computed tomography measurements and biopsy. *Journal of Endodontics*. 2006;32: 833-837.

Siqueira JF. Endodontic infections: concepts, paradigms and perspectives. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2002;94: 281-293.

Siqueira JF, Araujo MCP, Garcia PF, Fraga RC, Dantas CJS. Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. *Journal of Endodontics*. 1997;23: 499-502.

Siqueira JF, Lopes HP, Uzeda M. Recontamination of coronally unsealed root canals medicated with camphorated paramonochlorophenol or calcium hydroxide pastes after saliva challenge. *Journal of Endodontics*. 1998;24: 11-14.

Siqueira JF. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *International Endodontic Journal*. 2001;34: 1-10.

Sjögren U. Success and failure in endodontics. *Australian Endodontics Newsletter*. 1996;22: 26.

Sjögren ULF, Hagglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *Journal of Endodontics*. 1990;16: 498-504.

Soğur E, Akdeniz BG. Diş hekimleri ve diş hekimliği öğrencilerinin dijital radyografi hakkında bilgi, tutum ve davranışlarının değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;32: 207-213.

Soğur E, Baks BG, Gröndahl HG. Imaging of root canal fillings: a comparison of subjective image quality between limited cone-beam CT, storage phosphor and film radiography. *International Endodontic Journal*. 2007;40: 179-185.

Stamos DE, Stamod DG, Perkins SG. Retreatment and ultrasonics. *Journal of Endodontics*. 1988;14: 39-42.

Stavropoulos A, Wenzel A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. *Clinical Oral Investigations*. 2007;11: 101-106.

Strindberg LZ. The dependence of the results of pulp therapy on certain factors. *Mauritzon*. 1956.

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics and Craniofacial Research*. 2003;6: 31-36.

Sundqvist G, Figdor D, Persson S, Sjögren U. Microbiologic analysis of teeth with failed endodontic treatment and the outcome of conservative re-treatment. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 1998;85: 86-93.

Syriopoulos K, Sanderink GC, Velders X, van der Stelt PF. Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2000;29: 312-318.

Tamse A, Kaffe I, Lustig J, Ganor Y, Fuss Z. Radiographic features of vertically fractured endodontically treated mesial roots of mandibular molars. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2006;101: 797-802.

Teeuw WJ, Coelho L, Silva A, van der Palen CJNM, Lessmann FG, van der Velden U. Validation of dental image analyzer tool to measure alveolar bone loss in periodontitis patients. *Journal of Periodontal Research*. 2009;44: 94-102.

Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakakis CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose cone beam CT. *European Journal of Radiology*. 2005;56: 413-417.

Tsuchida R, Araki K, Endo A, Funahashi I, Okano T. Physical properties and ease of operation of a wireless intraoral x-ray sensor. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2005;100: 603-608.

Turk BT, Ates M, Sen BH. The effect of treatment of radicular dentin on colonization patterns of *C. albicans*. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2008;106: 457-462.

Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications. *Dental Clinics of North America*. 2008;52: 825-841.

Venskutonis T, Daugela P, Strazdas M, Joudsbalyz G. The importance of cone-beam computed tomography in the management of endodontic problems. 2014;40: 1895-1901.

van der Stelt PF. Better imaging: the advantages of digital radiography. *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139: 7-13.

van der Stelt PF. Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136: 1379-1387.

van der Stelt PF, Versteeg KH, Sanderink GCH, Van Ginkel FC. Estimating distances on direct digital images and conventional radiographs. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128: 439-443.

Velvart P, Hecker H, Tilinger G. Detection of apical lesion and mandibular canal in conventional radiography and computed tomography. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2001;92: 682-688.

Versteeg CH, Sanderink GC, van Ginkel FC, van der Stelt PF. Effects of calibration and automatic grey scale adjustment on detectability of simulated bone lesions using a storage phosphor system. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1998;27: 240-244.

Vizzotto MB, Silveira PF, Arus NA, Montagner F, Gomes BPFA, Silveira HED. CBCT for the assessment of second mesiobuccal canals in maxillary molar teeth: effect of voxel size and presence of root filling. *International Endodontic Journal*. 2013;46: 870-876.

Walker RT, Brown JE. Radiography Chapter 4 in: Stock C, Walker R, Gulabivala K. *Endodontics Third Edition* Philadelphia, PA, USA, Mosby. 2005: 77-92.

Wenteler GL, Sathorn C, Parashos P. Factors influencing root canal retreatment strategies by general practitioners and specialists in Australia. *International Endodontic Journal*. 2014;48: 417-427.

Wenzel A, Gotfredsen E, Borg E, Gröndahl HG. Impact of lossy image compression on accuracy of caries detection in digital images taken with a storage phosphor system. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 1996;81: 351-355.

Wenzel A, Haiter-Neto F, Gotfredsen E. Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 2007;103: 418-422.

Wenzel A, Moystad A. Work flow with digital intraoral radiography: a systematic review. *Acta Odontologica Scandanavica*. 2010;68: 106-114.

White SC, Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dental Clinics of North America*. 2008;52: 689-705.

Winter AA, Pollack AS, Frommer HH, Koenig L. Cone-beam volumetric tomography vs medical CT scanners. *New York State Dental Journal*. 2005;71: 28-33.

Wolcott J, Ishley D, Kennedy W, Johnson S, Minnich S, Meyers J. A 5 year clinical investigation of second mesiobuccal canals in endodontically treated and retreated maxillary molars. *Journal of Endodontics*. 2005;31: 262-264.

Wu MK, Shemesh H, Wesselink PR. Limitations of previously published systematic reviews evaluating the outcome of endodontic treatment. *International Endodontic Journal*. 2009;42: 656-666.

Yoshiura K, Kawazu T, Chikui T, Tatsumi M, Tokumori K, Tanaka T. Assessment of image quality in dental radiography. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*. 1999;87: 123-129.

Ziegler E, David C, Nöhammer B, Solak HH. Differential x-ray phase contrast imaging using a sharing interferometer. *Applied Physics Letters*. 2002;81: 3287.



T.C.  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

**PROJENİN ADI:** Başarısız Endodontik Tedavilerde Dijital Periapikal Radyografi ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Karşılaştırılması  
**PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ:** Prof.Dr. Hesna Sazak ÖVEÇOĞLU  
**PROJEDEKİ ARAŞTIRICILAR:** Tuna KAPLAN  
**ONAY TARİHİ VE ONAY SAYISI:** 16.01.2014-11

Sayın Prof.Dr. Hesna Sazak ÖVEÇOĞLU

11 protokol nolu "Başarısız Endodontik Tedavilerde Dijital Periapikal Radyografi ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Karşılaştırılması" isimli projeniz Enstitümüzün Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından incelenmiş ve etik yönden uygunluğuna karar verilmiştir.

*F. Arıcıoğlu.*

Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU  
Komisyon Başkanı

Prof. Dr. İnci ALİCAN

*[Signature]*  
Prof. Dr. Levent KABASAKAL

Doç. Dr. Nefise BAĞÇECİK

Doç. Dr. Asım CİNGİ

Yrd. Doç. Dr. Murat ÇEKİN

Prof. Dr. Serap AKYÜZ

*[Signature]*  
Prof. Dr. Aysel PEHLİVAN

Doç. Dr. İzzet ARIKAN

Prof. Dr. Pinar AY

*[Signature]*  
Yrd. Doç. Dr. Zübeyr SARI

Yrd. Doç. Dr. Tolga GÜVEN



Marmara Üniversitesi Göztepe  
Kampüsü Sağlık Bilimleri  
Enstitüsü 34688 Kadıköy /  
İSTANBUL

0 (216) 414 44 23/12 (Faks)  
0 (216) 414 44 23

[saglik.ogrenci@marmara.edu.tr](mailto:saglik.ogrenci@marmara.edu.tr)  
<http://saglik.marmara.edu.tr>

Ayrıntılı bilgi için:

## HASTA BİLGİLENDİRME FORMU

Çalışmamız gönüllülük ilkelerine dayanmaktadır. Katılımınızdan önce size araştırma hakkında bilgi vermek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra araştırmaya katılım kararınızı veriniz.

Çalışmaya katılım zorunlu değildir. Arzu ettiğiniz takdirde çalışmamızdan ayrılabilirsiniz. Bu çalışma herhangi bir maddi veya manevi risk içermemektedir. Yaptığımız ‘Başarısız Endodontik Tedavilerde Dijital Periapikal Radyografi ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Karşılaştırılması’ isimli çalışmamızda, kanal tedavisi tekrarı gerektiren dişlerden, daha önce sizden alınmış olan dijital periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri değerlendirilecektir.

Bu çalışma sayesinde elde ettiğimiz sonuçlar bir takım bilimsel içerikli yayınlarda ve Diş Hekimliği Fakültesi öğrencilerinin eğitim ve öğretimlerinde kullanılabilir. Başkalarına verilmeyecek ve bu gaye dışında hiçbir şekilde kullanılmayacaktır.

Bu çalışmaya katılımınız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir ve katıldığınızdan dolayı herhangi bir ek ödeme yapılmayacaktır.

İletişim: Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu: 0532 636 3876

Dt. Tuna Kaplan: 0533 769 4976

## HASTA ONAY FORMU

Araştırmanın öncesinde verilen bilgilendirme metnini okuduğumu, bana yapılacak işlemler konusunda sözlü ve yazılı olarak anlayabileceğim bir dilde bilgi verildiğini ve bütün sorularımın yanıtlandığını açık ve net bir şekilde beyan ediyorum. ‘Başarısız Endodontik Tedavilerde Dijital Periapikal Radyografi ve Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Karşılaştırılması’ isimli çalışmaya kendi hür irademle ve hiçbir baskı altında kalmadan katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün:

Adı-soyadı:

İmza:

Adres:

Tel:

Tarih:

Olur alma işlemine başından beri tanıklık eden kuruluş görevlisinin:

Adı-soyadı:

İmza:

Görev:

Tel:

Tarih:

Açıklama yapan araştırmacının:

Adı-soyadı:

İmza:

Tarih:

## ÖZGEÇMİŞ

|                   |                         |                     |             |
|-------------------|-------------------------|---------------------|-------------|
| <b>Adı</b>        | Tuna                    | <b>Soyadı</b>       | Kaplan      |
| <b>Doğum Yeri</b> | İstanbul                | <b>Doğum Tarihi</b> | 15.05.1985  |
| <b>Uyruğu</b>     | TC                      | <b>Tel</b>          | 05337694976 |
| <b>E-mail</b>     | tuna_kaplan@hotmail.com |                     |             |

### Eğitim Düzeyi

|                         |                                              |                       |
|-------------------------|----------------------------------------------|-----------------------|
|                         | <b>Mezun Olduğu Kurumun Adı</b>              | <b>Mezuniyet Yılı</b> |
| <b>Doktora/Uzmanlık</b> |                                              |                       |
| <b>Yüksek Lisans</b>    |                                              |                       |
| <b>Lisans</b>           | Marmara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi | 2009                  |
| <b>Lise</b>             | Beşiktaş Atatürk Anadolu Lisesi              | 2003                  |

### İş Deneyimi

|  |               |              |                         |
|--|---------------|--------------|-------------------------|
|  | <b>Görevi</b> | <b>Kurum</b> | <b>Süre (Yıl - Yıl)</b> |
|  |               |              |                         |
|  |               |              |                         |
|  |               |              |                         |

|                        |                          |                 |               |
|------------------------|--------------------------|-----------------|---------------|
| <b>Yabancı Dilleri</b> | <b>Okuduğunu Anlama*</b> | <b>Konuşma*</b> | <b>Yazma*</b> |
| İngilizce              | İyi                      | İyi             | İyi           |
|                        |                          |                 |               |

|                                 |     |       |           |           |           |     |     |     |
|---------------------------------|-----|-------|-----------|-----------|-----------|-----|-----|-----|
| <b>Yabancı Dil Sınav Notu #</b> |     |       |           |           |           |     |     |     |
| YDS                             | ÜDS | IELTS | TOEFL IBT | TOEFL PBT | TOEFL CBT | FCE | CAE | CPE |
|                                 | 83  |       |           |           |           |     |     |     |

|                      |                |                     |              |
|----------------------|----------------|---------------------|--------------|
|                      | <b>Sayısal</b> | <b>Eşit Ağırlık</b> | <b>Sözel</b> |
| <b>ALES Puanı</b>    | 73,36704       | 73,29872            | 65,28782     |
| <b>(Diğer) Puanı</b> |                |                     |              |

### Bilgisayar Bilgisi

|                  |                          |
|------------------|--------------------------|
| <b>Program</b>   | <b>Kullanma becerisi</b> |
| Microsoft Office | İyi                      |

