

T.C.  
EGE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ  
ANABİLİM DALI

**FARKLI KİLOVOLT İLE ELDE EDİLEN DENTAL  
VOLÜMETRİK TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE VERTİKAL  
KÖK KIRIKLARININ GÖRÜLEBİLİRLİĞİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ  
Dt. Rukiye Irmak TURHAL

DANIŞMAN  
Doç. Dr. Erinç ÖNEM

İZMİR  
2018

T.C.  
EGE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ  
ANABİLİM DALI

**FARKLI KİLOVOLT İLE ELDE EDİLEN DENTAL  
VOLÜMETRİK TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE VERTİKAL  
KÖK KIRIKLARININ GÖRÜLEBİLİRLİĞİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Rukiye Irmak TURHAL

DANIŞMAN

Doç. Dr. Erinç ÖNEM

İZMİR

2018



## DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

**Başkan** : Doç. Dr. Erinç ÖNEM

.....

(Danışman)

**Üye** : Prof. Dr. Güniz BAKSI ŞEN

.....

**Üye** : Yrd. Doç. Dr. Hicran DÖNMEZ

.....

Uzmanlık Tezinin Kabul Edildiği Tarih: .....

## ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca bana destek olan, tezimin tamamlanmasında yardımlarımı esirgemeyen ve her konuda emeği geçen tez danışmanım Doç. Dr. Erinç Önem'e, tez konu seçiminden tamamlanmasına kadar tüm aşamalarında yardımcı olup, değerli fikirleri ile katkıda bulunan mentorumuz tez jüri üyesi Prof. Dr. Güniz Baksı Şen'e, eğitimim süresince bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren, eğitim sürem boyunca her aşamasında bana yardımcı olan ve emeği geçen Ege Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda görev yapan hocalarım; Anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Zuhâl Tuğsel'e, Prof. Dr. Günnur Lomçalı'ya, Prof. Dr. Hülya Çankaya 'ya, Prof. Dr. Pelin Güneri 'ye, Prof. Dr. Nesrin Dünder' a, Prof. Dr. Esin Alpöz'e, hocadan çok bana ablalık yapan Doç. Dr. Elif Şener 'e ve Doç. Dr. Betül Karaca'ya, çalışma hayatındaki bütün zorluklara birlikte göğüs gerdiğimiz mesai asistan arkadaşlarıma, tezimde yardımlarını esirgemeyen jüri üyem Yrd. Doç. Dr. Hicran Sönmez'e, hayatım boyunca hep yanımda olan, her konuda desteklerini esirgemeyenen aileme ve en çok da iyi ve kötü günlerimde her zaman yanımda olan, bana her konuda destek sağlayan, büyük emek ve sabır gösteren sevgili eşim Göksel Turhal'a ve bütün tez yazımı dönemi içinde stresime ortak olan karnımdaki minik Aslan'a sonsuz sevgilerimi ve teşekkürlerimi sunarım.

İzmir, 2018

Irmak Turhal

## ÖZET

### FARKLI KİLOVOLT İLE ELDE EDİLEN DENTAL VOLÜMETRİK TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE VERTİKAL KÖK KIRIKLARININ GÖRÜLEBİLİRLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmanın amacı farklı kVp değerleri kullanarak elde edilen dental volümetrik tomografi (DVT) görüntüleri üzerinde tam olmayan VKK'ı saptanabilirliğinin değerlendirilmesidir.

Kırk sekiz adet çekilmiş tek köklü premolar dişin kanalları döner ProTaper (Dentsply/Maillefer, Tulsa, OK) sistemi kullanılarak genişletildi. Genişletme işlemi sonrası 12'şer adet dişin dahil edildiği 4 grup oluşturuldu: grup 1 (kontrol grubu VKK yok + dolgusuz), grup 2 (VKK var +dolgusuz), grup 3 (VKK yok + dolgulu) ve grup 4 (VKK var + dolgulu).

Instron cihazı ile tam olmayan VKK oluşturulan toplam 24 adet diş grup 2 ve grup 4'e dahil edildi. Grup 3 ve 4'ü oluşturan 24 adet diş kalsiyum hidroksit kanal patı ve güta-perka daimi kanal dolgusu ile dolduruldu. Tüm dişler kuru insan mandibulasına yerleştirilip farklı kVp seviyeleri kullanılarak (60-70-80 kVp) DVT cihazı (Kodak 9000 3D) ile görüntüledi. Görüntüleme sırasında yumuşak dokuyu simüle etmek üzere 10 mm kalınlığında dikdörtgen şeklinde plaksiglass kullanıldı. Çalışmaya katılan 4 gözlemci, elde edilen toplam 576 görüntü üzerinde vertikal kök kırığı varlığı/yokluğunu 5 seviyeli skala yardımı ile skorladı. Farklı kilovoltlarda VKK saptanabilirliği ROC analizinde eğrinin altında kalan alanların hesaplanmasıyla belirlendi ( $A_z$ ). kVp farklılıkların VKK saptanabilirliğine etkisi iki faktörlü ANOVA analizi ve bağımsız örneklem t-testi ile değerlendirildi. Gözlemciler arası uyum kappa testi ile saptandı.

Kanal dolgusu bulunmayan dişlerde VKK saptanma performansının en yüksek 60 kVp'de ( $A_z = 0.98$ ) olduğu, bunu sırasıyla 70 ( $A_z = 0.96$ ) ve 80 kVp'nin ( $A_z = 0.73$ ) izlediği saptandı. Aynı diş grubunda 60 - 70 kVp değerleri arasında VKK saptanabilirliği açısından anlamlı fark bulunmazken ( $p > 0.05$ ), 60 - 80 kVp değerleri ve 70 - 80 kVp değerleri arasında anlamlı fark olduğu gözlemlendi ( $p < 0.05$ ). Kanal dolgusu bulunan diş grubunda ise en yüksek  $A_z$  değerinin 70 kVp'de ( $A_z = 0.79$ ) olduğu, bunu sırasıyla 60 ( $A_z = 0.75$ ) ve 80 kVp'nin ( $A_z = 0.63$ ) izlediği saptandı. Aynı diş grubunda 60-70, 70-80 ve 60-80 kVp değerleri arasında VKK saptanabilirliği açısından anlamlı fark olmadığı gözlemlendi ( $p > 0.05$ ).

Sonuç olarak, kVp, DVT görüntülerinde tam olmayan VKK'nın saptanabilirliğini etkileyen temel bir faktördür. Düşük kVp'ler daha az düzeyde artefakt gelişmesine bağlı olarak tam olmayan VKK saptanabilirliğinde daha başarılı sonuç vermektedir. Hastaya ulaşan radyasyon dozunu azaltması ve diyagnostik başarısı nedeniyle tam olmayan VKK varlığından şüphelenilen kanal dolgulu veya dolgusuz dişlerin değerlendirilmesinde 60 kVp'nin kullanılması önerilmektedir.

**Anahtar kelimeler:** Dental volumetrik tomografi, kVp, vertikal kök kırığı

## ABSTRACT (İNGİLİZCE ÖZET)

### ASSESSMENT OF VERTICAL ROOT FRACTURES IN DENTAL VOLUMETRIC TOMOGRAPHY IMAGES USING DIFFERENT KILOVOLTAGES (kVp)

The aim of this study was to assess the detectibility of vertical root fractures (VRF) on dental volumetric tomography (DVT) by using different kVp levels.

Root canals of 48 extracted single rooted premolar teeth was enlarged with the rotating ProTaper (Dentsply/Maillefer, Tulsa, OK) system. Teeth were divided into four groups of 12 following the enlargement: group 1 (control group, no VRF + no filling), group 2 (VRF + no filling), group 3 (no VRF + filling) and group 4 (VRF + filling).

Group 2 and 4 were consisted of 24 teeth with incomplete VRF. Incomplete fractures were created using the Instron device. Gutta-percha filling was applied to the 24 teeth included in group 3 and 4. All of the teeth were placed on a dry human mandible and DVT images were obtained with different kVp levels (60-70-80 kVp) using the Kodak 9000 3D (Kodak, Rochester, NY) device. Four different observers evaluated the presence and absence of VRF were scored from 576 images using a 5 level scale. Detectibility of VRF with different kVp levels was assessed with calculating the area under the curve (AUC) in ROC analysis ( $A_z$ ). Independent samples t-test and two-way ANOVA was used for the comparison of different kVp levels. Interobserver agreement was evaluated with the kappa test.

Vertical root fracture detectibility score was the highest at 60 kVp ( $A_z=0.98$ ), followed by 70 ( $A_z=0.96$ ) and 80 kVp ( $A_z=0.73$ ) in teeth without filling. No significant difference was found between 60 and 70 kVp ( $p>0.05$ ) regarding VRF detectibility in teeth without filling. However there was a statistically significant difference between 60-70 kVp and 70-80 kVp ( $p<0.05$ ). Vertical root fracture detectibility score was the highest at 70 kVp ( $A_z=0.79$ ), followed by 60 ( $A_z=0.75$ )



and 80 kVp ( $A_z = 0.63$ ) in teeth with filling. No significant difference was found between 60-70 kVp, 70-80 kVp and 60-80 kVp regarding VRF detectibility in teeth with filling ( $p > 0.05$ ).

In conclusion different kVp levels have an effect on incomplete VRF detectibility on DVT images. Lower kVp levels performed better regarding VRF detectibility. Given the lower radiation doses and high diagnostic capacity, 60 kVp is recommended in evaluation of suspicious VRF's in teeth with or without canal filling.

**Keywords:** Dental volumetric tomography, kVp, vertical root fracture



# İÇİNDEKİLER

	Sayfa No:
<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>I</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>II</b>
<b>ABSTRACT (İNGİLİZCE ÖZET)</b> .....	<b>IV</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>VI</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>IX</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>XI</b>
<b>GRAFİK DİZİNİ</b> .....	<b>XII</b>
<b>KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>XIII</b>
<b>1.GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2.GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>4</b>
2.1. Kilovolt Değişiminin Etkileri .....	<b>4</b>
2.2. Dental Volümetrik Tomografi (DVT) .....	<b>4</b>
2.2.1. DVT'nin Çalışma Prensibi .....	<b>5</b>
2.2.2. DVT'nin Avantajları .....	<b>9</b>
2.2.3. DVT'nin Dezavantajları .....	<b>11</b>
2.2.4. DVT' de Kilovolt Değişiminin Etkisi ve Görüntü Kalitesi .....	<b>12</b>
2.2.5. DVT'nin Endodonti Alanında Kullanılması .....	<b>17</b>
2.3. Vertikal Diş Kırıkları .....	<b>18</b>
2.3.1. Çatlak Hattı .....	<b>19</b>
2.3.2. Tüberkül Kırıkları .....	<b>19</b>
2.3.3. Çatlak Hattı .....	<b>20</b>

2.3.4. Ayrılmış Diş .....	21
2.3.5. Vertikal Kök Kırığı (VKK) .....	22
2.3.5.1. Vertikal Kök Kırıklarının İnsidansı ve Diş Tiplerine Göre Dağılımı .....	25
2.3.5.2. Vertikal Kök Kırığının Klinik Bulguları .....	26
2.3.5.3. Vertikal Kök Kırığının Radyografik Bulguları .....	27
2.3.5.4. Vertikal Kök Kırığı Saptanmasında DVT Kullanılması .....	29
2.3.5.5. kVp Değişiminin DVT Görüntülerinde Vertikal Kök Kırığı Görünebilirliğine Etkisi .....	30
<b>3.GEREÇ ve YÖNTEM .....</b>	<b>31</b>
3.1. Tam Olmayan Vertikal Fraktür Oluşturulması İçin Gerçekleştirilen Ön Çalışmalar .....	31
3.2. Çalışma Örneklerinin Seçimi ve Hazırlanması .....	34
3.3. Deney Gruplarının Belirlenmesi .....	37
3.4. VKK Oluşturma Yöntemi .....	38
3.5. Kanal Doldurma Yöntemi .....	40
3.6. Radyografilerin Elde Edilmesi .....	41
3.7. Değerlendirme .....	43
3.8. Verilerin İstatistiksel Analizi .....	45
3.9. Etik Açıklamalar .....	47
<b>4.BULGULAR.....</b>	<b>48</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>56</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>66</b>

<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>68</b>
<b>8. EKLER.....</b>	<b>78</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>82</b>



## ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No:
Şekil 1: DVT ve BT çalışma prensibi .....	6
Şekil 2: DVT’de aksiyal, sagittal, koronal düzlem .....	7
Şekil 3: DVT’de kullanılan FOV ebatları .....	8
Şekil 4: DVT ve BT’nin voksel tipi .....	9
Şekil 5: Uzaysal rezolüsyonu ölçen iki farklı örneğe ait çift çizgi testi .....	14
Şekil 6: Çatlak hattın şematik gösterimi .....	19
Şekil 7: Tüberkül kırıklarının şematik gösterimi .....	20
Şekil 8: Çatlak Dişin Şematik Gösterimi .....	21
Şekil 9: Ayrık dişin şematik gösterimi .....	22
Şekil 10: Vertikal kök kırıklarının şematik gösterimi .....	24
Şekil 11: Vertikal kök kırığı sınıflaması .....	24
Şekil 12: Radyografide J-şekilli lezyon görüntüsünün şematik gösterimi ..	29
Şekil 13: Mekanik kuvvet uygulanarak meydana getirilen kırık .....	31
Şekil 14: İnstron cihazı ile tam olmayan VKK oluşturma düzeneği .....	32
Şekil 15: : mA seçimi için farklı kVp ve mA’larda elde edilen görüntüler .	33-34
Şekil 16: Yumşak doku artıkları küret ile temizlenmesi .....	35
Şekil 17: Akril bloğa gömülmüş dişler .....	35
Şekil 18: Kanallar çalışma boyuna göre genişletilmesi .....	36
Şekil 19: Kanalları genişletmede kullanılan Protaper For Hand Use .....	37
Şekil 20: Universal test cihazı ( AG-5 kNG, Shimadzu, Tokyo, Japonya) .....	38
Şekil 21: İnstron cihazında uç olarak kullanılan Millward iğneleri (Millward short darner size 5, German ) .....	39

<b>Şekil 22:</b> Tam olmayan vertikal fraktür oluşturma düzeneği .....	<b>39</b>
<b>Şekil 23:</b> Kırık hattı varlığının metilen mavi ile kontrolü .....	<b>40</b>
<b>Şekil 24:</b> Kuru mandibulalar üzerine premolar bölgeye yerleştirilmiş dişler..	<b>41</b>
<b>Şekil 25:</b> Kodak 9000 3D DVT cihazı .....	<b>42</b>
<b>Şekil 26:</b> DVT’de kadavra mandibulanın yerleştirildiği düzenek .....	<b>42</b>
<b>Şekil 27:</b> Farklı grup ve kVp’de aksiyal kesitlere ait örnek görüntüler ...	<b>44-45</b>



## TABLO DİZİNİ

	Sayfa No:
<b>Tablo 1:</b> : Görüntü parametrelerinin görüntü kalitesine etkileri .....	16
<b>Tablo 2:</b> Duyarlılık, özgüllük, LR (+) ve LR (-) hesaplanması .....	46
<b>Tablo 3:</b> Landis & Koch'un değerlendirme skalası .....	47
<b>Tablo 4:</b> Kanal dolgusu bulunmayan diş grubunun sensitivite, spesifisite, LR (+) ve LR (-) değerleri .....	49
<b>Tablo 5:</b> Kanal dolgulu diş grubunun sensitivite, spesifisite, LR (+) ve LR (-) değerleri .....	50
<b>Tablo 6:</b> Kanal dolgusuz diş gruplarına ait Az ve standart sapma değerleri	52
<b>Tablo 7:</b> Kanal dolgulu diş gruplarına ait Az ve standart sapma değerleri	54
<b>Tablo 8:</b> Üç Farklı (60-70-80) kVp'de kanal dolgusuz diş grubu ve dolgulu diş grubunun VKK tespitinde saptanabilirliğinin t-test ile ikili karşılaştırması .....	55

## GRAFİK DİZİNİ

Sayfa No:

<b>Grafik 1:</b> Kanal dolgusu bulunmayan dişler için oluşturulan 3 farklı kVp’de ROC eğrisi .....	<b>51</b>
<b>Grafik 2:</b> Kanal dolgulu dişler için oluşturulan 3 farklı kVp’de ROC eğrisi .....	<b>53</b>





## KISALTMALAR DİZİNİ

DVT	:	Dental Volümetrik Tomografi
VKK	:	Vertikal Kök Kırığı
kVp	:	Kilovolt potansiyeli
mA	:	Miliamper
KIBT	:	Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
BT	:	Bilgisayarlı tomografi
CCD	:	Charge coupled device
ROC	:	Receiver-Operating Characteristics
LR (+)	:	Likelihood ration (+), Olasılık oranı (+)
LR (-)	:	Likelihood ration (-), Olasılık oranı (-)
GN	:	Gerçek negatif
GP	:	Gerçek pozitif
YP	:	Yalancı pozitif
YN	:	Yalancı negatif
Kw	:	Kappa
A <sub>z</sub>	:	Eğri Altında Kalan Alan
μSv	:	Mikrosivert

## 1. GİRİŞ

Dişlerde kırık gelişimi, diş çürükleri ve periodontal hastalıklardan sonra en çok gözlenen diş kaybı nedenidir. Kanal tedavisi uygulanmış dişlerde vertikal ve horizontal kök kırıklarının görülme sıklığı fazladır. Köklerde meydana gelen kırıklar, tanı ve tedavisi zor olgular olarak kabul edilmektedir (1). Vertikal kök kırıkları (VKK), kök kanalı tedavisinin en ciddi komplikasyonu olarak kabul edilmektedir. Endodontik tedavi görmüş dişlerde VKK'ı oluşması durumunda prognoz genellikle iyi olmadığı için çoğunlukla dişin çekimi kaçınılmazdır (2).

Endodontide tanı ve tedavi planlamasında radyografik muayenenin önemi büyüktür. Klinik bulgular, semptomlar ve hastanın hikâyesi hekimi radyografik değerlendirmeye yönlendirir. Elde edilen klinik bilgiler tanıya yardımcı olacak radyografi yönteminin belirlenmesinde etkili olmaktadır (3).

Endodontik tedavi görmüş dişlerde VKK'nın kesin tanısını koymak güçtür. Kesin tanı için klinik semptomlar ve radyolojik bulgular birlikte değerlendirilmelidir. Tanı aşamasında hem dişin hem de çevre dokuların anatomisinin dikkate alınması gereklidir. (4)

Geleneksel radyografiler üç boyutlu anatomiye iki boyutlu görüntüye indirmesi, geometrik distorsiyonlara sebep olması, anatomik bölge süperpozisyonlarına maruz kalması, küçük periapikal lezyonların tanısında yetersiz olması, alınan radyografilerde standardizasyon sağlanamaması ve filmin ağız içinde uygun bir şekilde yerleştirilmesinin mümkün olmadığı durumlarda yetersiz kalması gibi dezavantajlara sahiptir. Son zamanlarda bu dezavantajları gidermek için dişhekimliğinde ileri görüntüleme tekniklerinden biri olan dental volümetrik tomografi (DVT) kullanımı yaygınlaşmaktadır (5).

Vertikal kök kırıkları radyografik olarak iki ve üç boyutlu yöntemler ile değerlendirilebilmektedir. İki boyutlu olarak görüntüleme sağlayan konvansiyonel veya dijital grafilerde komşu anatomik yapıların süperpoze olmaları nedeni ile tanı güçleşmektedir. Görüntülemenin üç boyutlu olması süperpozisyonları ortadan kaldırması ve kesitsel görüntü sağlaması nedeni ile doğru tanıya olanak sağlamaktadır. Konik ışın teknolojisi tıp alanında çok eskiden beri kullanılmasına

rağmen, diş hekimliği alanında doksanlı yılların başında uygulanmaya başlanmıştır. Konik ışın teknolojisinin dişhekimliğinde kullanımı yaygınlaştıkça, endodonti gibi spesifik alanlarda da kullanımı artmaktadır. DVT'nin endodontide başlıca kullanım alanları; endodontik patolojilerin ve kanal morfolojisinin saptanması, endodontik kaynaklı olmayan patolojilerde ayırıcı tanı konması, kök kırıkları ve travma vakalarında sert dokuların incelenmesi, iç-diş ve servikal kök rezorpsiyonlarının tanısı ve cerrahi yaklaşım öncesi planlanmadır (6).

Kanal tedavisi yapılmasına rağmen ağrı şikayeti geçmeyen veya periapikal bölgede iyileşme gözlenmeyen lezyonların bulunduğu hastalarda vertikal kırık şüphesinin araştırılmasında sıklıkla DVT kullanılmakta ve bu sayede hastanın yüksek dozda X-ışınına maruz kalması ve tekrarlanan tedavi uygulamaları önlenmektedir. Bunun yanı sıra, hekim ve hastanın zaman, işgücü ve ekonomik kaybı gibi olumsuzluklar ile tedavi başarısızlığı gibi istenmeyen sonuçlar da engellenebilmektedir. DVT modern endodonti pratiğinde çok önemli ve değerli bir tanı aracı olma potansiyeline sahiptir. DVT ile dişler ve anatomik yapılar üç boyutlu olarak istenilen kesit ve düzlemde izlenebilmesi VKK teşhisinde büyük bir avantaj ve kolaylık sağlamaktadır. DVT'nin bu yararlarına rağmen cihazın radyasyon dozunun iki boyutlu dental görüntüleme yöntemlerine kıyasla yüksek olduğu unutulmamalıdır. Bu nedenle DVT rutin olarak her hastada uygulanmamalı, endodontide VKK ön tanısı konulan her olgu dikkatli bir şekilde analiz edilmeli ve klinik tanı araçları ve geleneksel radyografi yöntemleri ile yeterli bilgi elde edilemediği durumlarda tercih edilmelidir. Bununla birlikte DVT cihazının kilovolt (kVp), miliamper (mA) gibi ışınlama parametreleri değiştirilerek radyasyon dozunun azaltılabileceği bilinmektedir. (7).

Bu çalışmada kanal tedavisi yapılmamış (dolgusuz) ve yapılmış (dolgulu) daimi tek köklü premolar dişlerde oluşturulan tam olmayan VKK'larının farklı kVp seviyelerinde DVT ile görüntülenerek VKK saptanabilirliğinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Görüntüler elde edilirken insan çenesindeki dişlerin çevresini saran sağlıklı kemik dokusunu simüle etmek amacıyla kuru insan mandibulaları kullanılmıştır. Literatürde VKK'da DVT'nin tanı değerini gösteren çok sayıda araştırma bulunmaktadır (8-14). Bu araştırmalarda üç boyutlu DVT cihazının iki

boyutlu konvansiyonel yöntemlere göre VKK saptanabilirliği açısından başarı oranının çok daha yüksek olduğu bildirilmektedir (8-14). Ancak, literatürde DVT'nin ışınlama parametrelerinden biri olan kVp'in değiştirilerek tam olmayan VKK saptanabilirliğini değerlendiren herhangi bir araştırma bulunmamaktadır. Bu araştırmada farklı ışınlama parametrelerinde, endodontik olarak doldurulmuş ve doldurulmamış dişlerden elde edilen DVT görüntüleri üzerinde VKK saptanabilirliğinin değerlendirilmesi amaçlanarak minimum radyasyon ve optimum görüntü kalitesinde DVT kullanımının klinisyenlere önerilmesi hedeflenmektedir.

Bu çalışmadan elde edilecek sonuçlar sayesinde iki boyutlu radyografik görüntüler ile saptanamayan VKK'larından dolayı ağrı şikayeti geçmeyen periapikal patolojili dişlerin tekrarlanan tedavi uygulamaları yanısıra gereksiz zaman, işgücü, malzeme ve para kaybı engellenebilecektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliğinde kullanılan en değerli tanı araçlarından biri olan radyografiler X-ışınları yardımı ile bir objenin görüntüsünün film veya dijital olarak monitör üzerine kaydedilmesidir (15).

### 2.1. kVp Değişiminin Etkileri:

Işınlama sırasında voltajda meydana gelen farklılıklar, heterojen X-ışını demeti oluşmasına neden olmaktadır. kVp, oluşan X-ışınının kalitesini belirler. kVp arttıkça dalga boyu kısalır, saçılma radyasyonu (skater) ve ışının penetrasyonu artar. kVp'nin değiştirilmesi radyografik densitede de değişime yol açmaktadır. Densite bir radyografinin koyuluk derecesidir. kVp ne kadar artarsa densite de o kadar yüksek olur. Bunun nedeni kVp arttıkça kısa dalga boylu ışınların oluşması ve buna bağlı olarak X-ışını penetrasyonunun artması sonucu filmin/görüntünün koyulaşmasıdır. Bir radyografi üzerindeki farklı bölgeler arasındaki densite farkına ise kontrast denir. Kontrast ışının enerjisinden ve yoğunluğundan etkilenmektedir. X-ışınının enerjisi kVp ile belirlenmekte ve bu da görüntünün kontrastını etkilemektedir. X-ışınının kVp'si arttığı zaman kontrastı azalır. Benzer olarak göreceli düşük kVp enerjileri kullanıldığı zaman görüntünün kontrastı artar. kVp arttırıkça daha kısa boylu ışınlar oluşur, penetrasyon artar ve densite artar. Klinisyenlerin çoğu kVp aralığını 70 ile 80 kVp arasında seçer. Daha yüksek değerlerin kullanılması radyasyona maruz kalma süresini azaltmasına rağmen kontrast kaybı güç algılanan değişikliklerin kaybına yol açabileceğinden uygun değildir (16,17).

### 2.2. Dental Volümetrik Tomografi (DVT)

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) olarak da isimlendirilen sistem 1982 yılında anjiyografi için geliştirilmiş olup radyoterapi ve mikro tomografi uygulamalarında da kullanılmıştır (18). Daha sonra 1998 yılında, maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesi için yeniden tasarlanmış ve diş hekimliğinin kullanımına

sunulmuştur. Piyasaya çıkan ilk DVTcihazı NewTom 9000'dir (Quantitative Radiology, Verona, İtalya) (19).

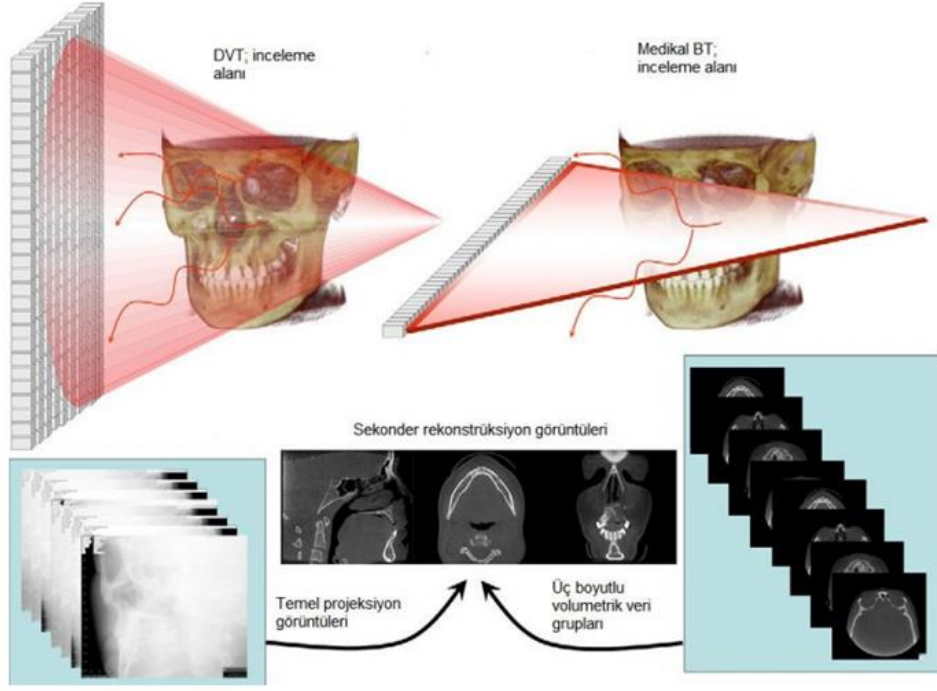
Minimal distorsiyonla maksillofasial iskeletsel yapıların yüksek çözünürlükte görüntülerini sağlamadaki yeteneği, bir görüntüleme yöntemi olarak bu teknolojinin kullanılabilirliğini de arttırmaktadır (20).

### **2.2.1. DVT'nin Çalışma Prensibi**

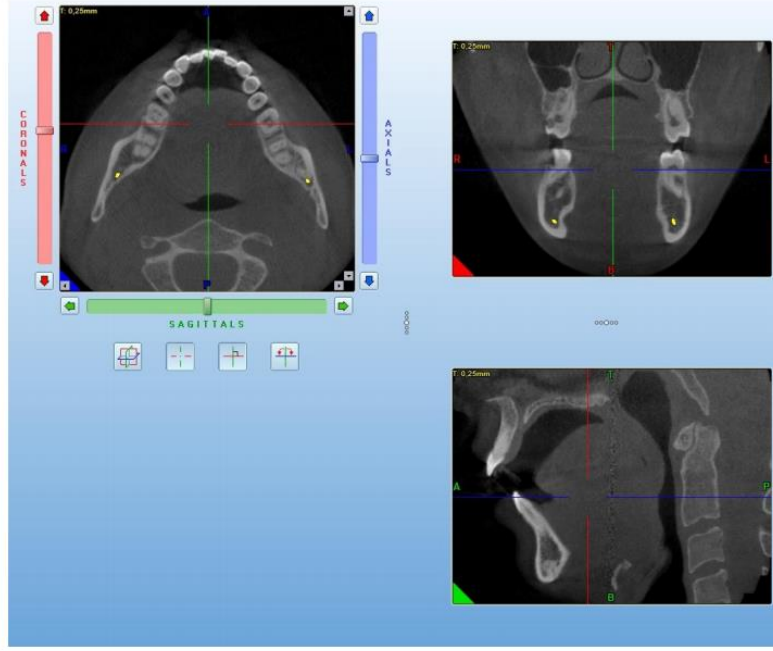
DVT, X-ışını kaynağı ve üç boyutlu detektör sisteminin, görüntüsü alınacak cisim etrafında eşzamanlı olarak tek bir rotasyon yapması ve bu süreçte cismin ardışık görüntülerinin alınması prensibine bağlı olarak çalışır (21). Dönen bir platforma sabitlenmiş olan X-ışını kaynağı ve dedektörden oluşan gantri, hastanın sabit olduğu inceleme alanı merkez alınarak rotasyon yapmaktadır. Bilgisayarlı tomografideki (BT) gibi kolime edilmiş veya yelpaze şeklindeki X-ışınının yerine konik ve hacimsel formdaki X-ışını, ilgili bölgenin tamamını kapsayacak şekilde gönderilir. Hastanın incelenecek alanının tamamını kapsayacak şekilde gönderilen konik şekilli ışın, buradan karşı tarafta bulunan dedektöre ulaşır. Hastayı geçen ışınlar bir charge coupled device kombinasyonu (CCD) kamera veya flat panel detektör sistemleri tarafından kaydedilir. Cihazda, BT'deki çizgisel detektörler yerine iki boyutlu alan detektörleri kullanılmaktadır. X-ışını kaynağı ve dedektör inceleme alanının merkezi etrafında 360 derece veya daha az dönerken (180 derece), belirli derecedeki aralıklarda tek tek projeksiyon görüntüleri elde edilir. İnceleme alanına ait (100-600 arasında değişen) ardışık düzlemsel projeksiyonlar ham, iskelet ya da temel görüntü olarak da tanımlanan verileri oluşturur (Şekil 1) (22).

Elde edilen bu iki boyutlu temel projeksiyonlar sefalometrik radyografik görüntülere benzerler, ancak serideki her bir görüntü bir sonrakinden uzaklaşarak devam eder. Bu iki boyutlu projeksiyonlar rekonstrüksiyon algoritmaları uygulanarak kübik hacim birimlerinden (voksellerden) oluşan üç boyutlu hacimsel veri gruplarına dönüştürülür. Her biri spesifik bir açıdaki X-ışını absorpsiyonunu gösteren hacimsel veri grupları, birbirine dik açılı (ortogonal) düzlemlerde rekonstrükte edilerek, aksiyel, sagittal ve koronal düzleme ait görüntüler oluşturulur (aksiyel: horizontal

düzlem, koronal: frontal düzlem ve sagittal: lateral düzleme ait kesit görüntülerini ifade etmektedir) (Şekil 2) (23).



Şekil 1: DVT ve BT çalışma prensibi



**Şekil 2:** DVT’de aksiyal, sagittal, koronal düzlem

DVT cihazları hasta oturur, ayakta ya da sırtüstü pozisyondayken tarama yapılacak şekilde tasarlanmıştır ve hasta hareketine bağlı oluşan artefaktların en aza indirilmesi için hasta başını stabilize eden mekanizmalara sahiptir. Tek bir tarama ile, ya da çoklu hacimsel tarama sonrası komşu alanların dijital olarak birleştirilmesiyle görüntüler elde edilmektedir. Projeksiyon görüntülerinin 180 derece ya da daha geniş bir dairesel tarama yörüngesinde toplanması verilerin bilgi kaybı olmaksızın rekonstrüksiyonu açısından çok önemlidir. Görüntülere rekonstrüksiyon aşamasında ilk düzeltme yapıldıktan sonra, sinogram olarak adlandırılan özel bir görüntü oluşturulur ve sonrasında filtrasyon algoritması uygulanır (19).

Çeşitli modelleri olmakla beraber, DVT’ler genel olarak görüntüleme alanı (Field of View) FOV boyutuna göre sınıflandırılmaktadır. DVT tarayıcıları tüm kafa kemiklerini içeren hacimsel görüntüler alabildiği gibi, sadece birkaç dişi kapsayan küçük hacimsel taramalar da yapabilmektedir. İlgilenilen doku hacmi küçükse FOV’un küçük, büyük ise FOV’un büyük olması istenir. Her hasta için DVT

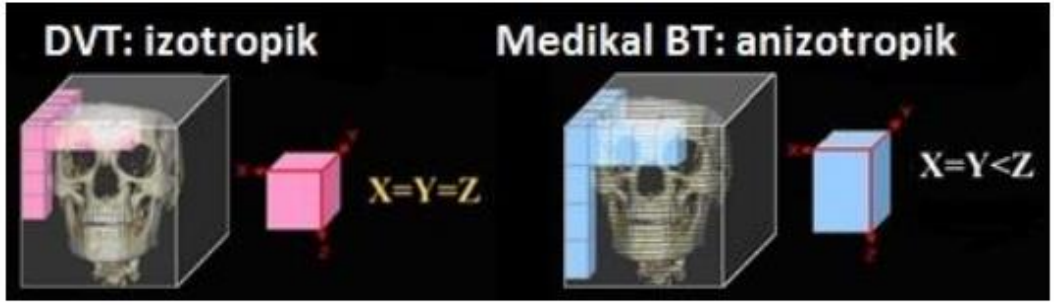


cihazlarında görüntülenmek istenen alanın veya patolojik oluşumun özelliklerine göre inceleme alanı sınırlandırılarak uygun FOV seçilebilir (Şekil 3). FOV, DVT cihazlarında taranan hacimi ifade eder ve detektörün boyut ve şeklinden, ışınlanma geometrisi ve ışının kolimasyonundan etkilenmektedir (23).



**Şekil 3:** DVT'de kullanılan FOV boyutları

DVT elemanlarından biri de voksel boyutudur. Voksel, üç boyutlu görüntünün en küçük küp şekilli parçasıdır. DVT'de görüntü, uzunluk, genişlik ve derinlik uzunlukları aynı olan izotropik vokseller ile oluşturulur. Bu voksel boyutu 0.6 mm'den 0.076 mm'ye kadar küçültülebilir. Aralarında minimum uzaklık bulunan farklı densitedeki objeleri ayırt edebilme yeteneği DVT görüntülemesinin en çekici özelliklerinden biridir ve bu büyük oranda flat-panel teknolojisi ve izotropik veriler sayesinde (23,24) (Şekil 4).



**Şekil 4:** DVT ve BT'nin voksel tipi

DVT sistemlerinin klinik kullanımı özellikle son yıllarda, yaygınlaşmaktadır. Bunun nedenleri:

- Yüksek kalitedeki flat-panel detektörlerin yaygınlaşması
- Görüntü oluşturma kapasitesine sahip bilgisayarların gelişmesi ve ucuzlaması
- Ardı ardına ekspozür yapabilen X-ışını tüplerinin maliyetlerinin azalması
- Sınırlı bölgelerden görüntü alabilen bu cihazların çekim sürelerinin BT'ye oranla çok kısa olması sayılabilir (19).

### **2.2.2. DVT'nin Avantajları**

#### *1. Boyutu ve maliyeti:*

DVT cihazlarının boyutları BT'ye oranla ciddi biçimde küçültülmüştür. Ayrıca maliyeti de BT cihazlarına oranla 1/4 ile 1/5 oranında azalmıştır. Bu özellik sayesinde DVT cihazlarının dental ofislerde kullanımı yaygınlaşmasına imkan sağlamaktadır (19,22).

## *2. Yüksek Hızda Görüntüleme:*

BT ile karşılaştırıldığında DVT cihazlarında görüntüleme süresi önemli ölçüde azalmış ve 30 saniyenin altına düşmüştür. Bu fark DVT'nin gerekli görüntüyü oluşturabilmesi için sadece tek bir rotasyon gerektirmesidir. (19,22).

## *3. Yüksek Çözünürlük:*

Günümüzde bütün DVT cihazlarında megapiksel özelliğine sahip katı-hal detektörleri kullanılmaktadır. Bu detektörler milimetrenin altında piksel çözünürlüğü sağlamaktadır. Yine voksel çözünürlüğü 0.076 mm'ye kadar düşürülmüştür. Bu sayede koronal veya sagittal kesitlerindeki çözünürlük aksiyel kesit ile aynı olabilmektedir (19).

## *4. Düşük Hasta Dozu:*

Yapılan çalışmaların sonuçlarına göre (2005 Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi) farklı DVT cihazları ile ölçülen efektif doz cihazın tipine ve uygulanan görüntüleme protokolüne göre 52 ile 1025 mikrosivert ( $\mu\text{Sv}$ ) arasında değişmektedir. Bu değerler ortalama 4-77 kat panoramik radyografi dozuna (ortalama 13.3  $\mu\text{Sv}$ ) eşdeğerdir. DVT cihazları ile konvansiyonel kraniyal BT'leri karşılaştırıldığında, hasta dozunda %51 ile %96 arasında azalma sağlandığı belirtilmiştir (19). Yanısıra, DVT'de hastanın alacağı doz ışın huzmesinin kolimasyonu, çenenin daha yukarıda konumlandırılması ve kurşun koruyucularla daha da azaltılabilmektedir (24).

## *5. İnteraktif Analiz:*

DVT cihazlarında elde edilen verilerin rekonstrüksiyonu ve görüntülenmesi kişisel bilgisayarlarda rahatlıkla yapılabilir. Ayrıca bazı ek yazılımlar sayesinde implant yerleştirme veya ortodontik analiz gibi işlemler de uygulamak mümkün olmaktadır (19).

### 2.2.3. DVT'nin Dezavantajları

#### 1. Görüntü kirliliği (Image Noise):

Konik ışın geometrisinde yüksek oranda saçılma radyasyonu ortaya çıkmaktadır. Saçılma radyasyonlarının büyük bir kısmı çok yönlü olarak dağılır ve yüzey detektörleri tarafından algılanır. Ancak algılanan bu veriler X-ışınının spesifik bir yol üzerindeki dokunun gerçek attenüasyonunu yansıtmaz. Fazladan kaydedilen bu attenüasyona görüntü kirliliği (noise) denir ve görüntü kalitesini olumsuz etkiler. DVT sisteminde saçılma radyasyonun doku ile temasa geçen esas radyasyon miktarına oranı BT'ye oranla daha yüksektir. Bu oran, tek ışın hüzmeli BT'de 0.01 iken fan şeklindeki ışın hüzmeli BT ile spiral BT'de 0.05 - 0.15, DVT'de ise 0.4 ile 2 arasındadır (19,20).

#### 2. Zayıf Yumuşak Doku Kontrastı:

Kontrast, X-ışını fotonlarının görüntülenecek dokudan geçtikten sonra görüntü üzerinde oluşturduğu farklılıklardır. X-ışınları dokudan geçerken densiteye, atom numarasına ve doku kalınlığına bağlı olarak farklı attenüasyonlara uğrar. Bu durum kontrastı ortaya çıkarır. DVT'nin kontrast çözünürlüğünü saçılma radyasyonu ve yarattığı görüntü kirliliği (noise) sınırlamaktadır. Saçılma radyasyonu görüntü kirliliğine neden olmasının yanısıra DVT sisteminin kontrast ve görüntü kalitesini de düşürür. Nedeni saçılma radyasyonundan gelen arka plan (background) sinyallerin anatomiyi yansıtmaması ve kontrastı düşürmesidir (20).

#### 3. Flat-Panel Detektörün Yapısı:

DVT'ler CCD veya flat-panel dedektörler kullanılır. Bu nedenle DVT görüntülerinde flat-panel detektör sistemlerinin yapısına ve X-ışınının tepkisine bağlı olarak oluşan artefaktlar mevcuttur. Satürasyon (belli bir ışınlanmanın üzerinde oluşan doğrusal olmayan piksel efektleri), karanlık akım ve kötü piksel olarak adlandırılan ışınlamaya duyarlı olmayan pikseller görüntüde bozulmalar oluşturur. Ayrıca flat-panel detektörlerin tüm yüzeyi radyasyona karşı aynı hassasiyette tepki veremeyebilir. Bu da görüntüye olumsuz yansır (25).

#### 2.2.4. DVT’de kVp Değişiminin Etkileri ve Görüntü Kalitesi

DVT cihazları teknik açıdan panoramik radyografi cihazlarına benzerlik gösterir ve kullanımları basittir. Hasta panoramik film çekilirken olduğu gibi cihaz içinde konumlandırılır, başı sabitlenir ve hareketli aparat hastanın başı etrafında rotasyon yapar. Panoramik cihazlarda genellikle sadece kVp ayarı yapılabilirken, DVT’de sistemin özelliklerine ve istenen görüntüye göre çekim ayarları değiştirilebilmektedir. DVT üreticileri iki tür çekim ayarı uygulaması sunmaktadır. Buna göre kullanıcı ya sabit çekim ayarı seçeneğini tercih etmekte, ya da kVp ve mA parametrelerini manuel olarak ayarlayabilmektedir. X-ışınının kalite ve kantitesi kilovolt (kVp) ve akım (mA) parametrelerine bağlı olduğundan, manuel ayarlı bir DVT kullanıldığında bu parametrelerin görüntü kalitesini ve hastaya ulaşan radyasyon dozunu önemli ölçüde etkilediği göz önünde tutulmalıdır (26,27). kVp ayarının doz üzerindeki etkisi ise mA den daha fazladır. Diğer tüm parametreler sabitken yalnızca 5 kVp’lik bir artış bile efektif dozu iki katına çıkarmaktadır. Dolayısıyla çekim parametreleri hem hasta yapısına, hem de görüntülenen bölgenin ihtiyaç duyduğu tanisal özelliklere bağlı olarak uygun şekilde ayarlanmalıdır (26). Çekim parametreleri dental tomografide görüntülenecek örneğe göre değişmektedir. Örneğin periodontal aralık ve trabeküler kemik yapısındaki değişikliklerin fark edilmesini amaçlayan periapikal bölgenin tanısında, implant planlamasına oranla çok daha yüksek değerleri olan çekim parametrelerinin uygulanması gerektiği belirtilmiştir. Ancak implant planlama ve ortodontik tanı gibi daha düşük rezolüsyonlu görüntülerin kullanılabilirdiği alanlarda akım değerini %50’ye kadar azaltmanın efektif dozu da önemli ölçüde düşürdüğü bildirilmiştir (26,28). Bu nedenle ortodontik bir tedavi için alınan dental tomografi ile endodontik olarak VKK varlığını değerlendiren dental tomografiyeterli görüntü kalitesi elde edilmesinde farklı kVp ayarlaması gerektirebilmektedir (28).

Işınlama parametrelerinden biri olan kVp’nin değişimi radyasyon dozunu da değiştirir. DVT sistemlerinde ölçülen efektif hasta dozu oranları cihazlara göre farklılık göstermekle birlikte, ortalama efektif dozlar 13 (Minimum doz, küçük hacim) ile 82 (Maksimum doz, geniş hacim)  $\mu$ Sv arasındadır. Bu efektif dozlar bir seri grafi (13-100  $\mu$ Sv) ile aynı olmakla birlikte bir panoramik radyografinin (2,9-11

$\mu\text{Sv}$ ) 4-15 katı eşdeğerine yakındır. Yine medikal BT'den (1031-3324  $\mu\text{Sv}$ ) 37-90 kat daha düşük dozlarla karşılık gelmektedir. Dolayısıyla, minimum dozla en iyi görüntü elde etme prensibiyle, DVT kullanımında doğru endikasyon ve hasta seçimi çok büyük önem taşımaktadır (29).

DVT'de görüntü kalitesinin en önemli parametrelerinden biri de radyografide seçilebilirlik yani anatomik yapıların, farklı dokuların ve patolojik bulguların görülebilirliğidir. Radyografik görülebilirlik beş spesifik görüntü özelliğinin karmaşık bir bileşimine bağlı olarak değişmektedir. Bunlar: kontrast rezolüsyonu, uzaysal rezolüsyon, görüntü kirliliği (noise), artefaktlar ve hastanın uzaysal veya geometrik özellikleridir. Görüntü kalitesini etkileyen bu etmenlerin ışınlama parametrelerinin ayarlanması ile değiştirilebileceği göz önünde tutulmalıdır. Örnek olarak kilovolt uzaysal rezolüsyonu, noise'u ve de kontrast rezolüsyonunu etkilemektedir. Bu amaçla sözkonusu faktörlerin karmaşık kombinasyonu değerlendirilerek cihazda çalışılacak optimal ışınlama ayarları oluşturulmalıdır (30).

Yüksek kontrast çözünürlüğü veya uzaysal rezolüsyon, görüntüleme sisteminin yüksek kontrastlı, küçük ve birbirine yakın objeleri ayırabilme özelliği olarak tanımlanır. Yani yanyana olan yapıların ayırt edilebilmesidir. Bir diğer deyişle uzaysal rezolüsyon görüntüdeki detayı yansıtır. Birim alanda birbirinden ayırt edilebilir yapı sayısı ne kadar fazla ise görüntünün uzaysal rezolüsyonu o kadar yüksektir. Değerlendirilmesinde çift çizgi testleri ve modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) kullanılmaktadır. Çizgi çifti testinde mm'de çizgi sayısı hesaplanır (Şekil 5). Görülebilen çizgi çifti sayısı arttıkça görüntünün uzaysal rezolüsyonu artmaktadır. MTF ise görüntüleme sisteminin fiziksel kapasitesini ölçmekte sıklıkla kullanılan bir parametredir ve dijital bir görüntüleme sisteminin çözünürlük performansını tanımlar. MTF değerinin 0 olması, söz konusu görüntüleme sistemi tarafından hiçbir şey kaydedilmediğini gösterirken, MTF'nin 1 olması sistemin taşıdığı tüm bilgilerin görüntüde kaydedildiğini göstermektedir. Uzaysal rezolüsyon dedektör piksel boyutu ve rezolüsyonu, dedektör hareketi nedeniyle oluşan netlik kaybı, dedektör kalitesi, projeksiyon geometrisinin hassasiyeti, X ışın kaynağının gücü, saçılan (skater) radyasyon, fokal spot büyüklüğü, FOV, piksel boyut ve sayısı, ham görüntü sayısı, görüntünün izlendiği monitörün rezolüsyonu ve rekonstrüksiyon algoritması gibi

çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. Özellikle görüntüyü oluşturan piksel sayısı ve boyutları ile uzaysal rezolüsyon yakından ilgilidir. Piksel boyutlarının küçültülmesi, görüntünün daha fazla sayıda noktadan oluşmasına yol açacağından, daha küçük oluşumların birbirlerinden ayırımı sağlanacak ve uzaysal rezolüsyon artacaktır. Uzaysal rezolüsyon, tüpün fokal spot boyutu, görüntüleme alanı (field of view, FOV) ve kesit kalınlığı ile ters orantılıdır (26,29,31). Işınlama parametrelerinden biri olan kVp'nin değişimi ise görüntü kalitesini etkileyen özelliklerden biri olan uzaysal rezolüsyonu değiştirmemektedir.



**Şekil 5:** Uzaysal rezolüsyonu ölçen iki farklı örneğe ait çift çizgi testi.

Kontrast rezolüsyonu, film üzerindeki farklı densiteleri ayırt edebilme yeteneğidir. Görüntüleme yönteminin düşük kontrastlı dokuları gösterebilme kapasitesi arttıkça cihazın kontrast rezolüsyonu artmaktadır. Görüntü kirliliği (noise) ve kontrast rezolüsyonu birbirini etkilemektedir. Görüntü kirliliği (noise) arttıkça düşük kontrastlı dokuların görülebilirliği azalmaktadır. Fantomlar ile kontrast noise oranı ölçülebilir. Kontrast rezolüsyonunu etkileyen başlıca parametreler X-ışını

intensitesi ve dozudur. DVT cihazında hastaya uygulanacak X-ışını dozu da görüntü kalitesini etkilemektedir. Işın dozu; kilovoltaj (kVp) düzeyi, mA değerleri ve ışınlama süresi (sn) ile ayarlanmaktadır. Miliamper ve kilovolt değeri arttırıldıkça daha yüksek oranda X-ışını enerjisi oluşmakta ve sonuçta tüp daha fazla yüklenmektedir. Seçilen kesit kalınlığı arttırıldıkça da kontrast rezolüsyonu artmaktadır (26,30).

Görüntü kirliliği (noise) ise foton miktarı ile ilişkilidir. Kirlilik her görüntüleme yönteminde bir miktar vardır ve saçılan fotonların neden olduğu atenüasyonların dedektör tarafından kaydedilmesi sonucu oluşur. kVp değerinin, kesit kalınlığının veya tüp akımının arttırılması kirlilik oranını düşürür. Kirliliği yarıya indirebilmek için X-ışını dozu 4 kat arttırılmalıdır. Artefaktın artması da noise miktarını arttırır. Vücut kalınlığı fazla olan hastalarda foton geçişi daha az olduğu için noise oranı yükselir (26,30).

Elde edilen görüntü kalitesi ile hastaya uygulanan radyasyon dozu arasında karmaşık bir ilişki mevcuttur ve DVT'ye bağlı teknik faktörlere göre değişmektedir. Radyasyon dozu tüp voltajı (kVp), tüp akımı (mA) ve ışınlama süresi (sn) ile doğru orantı gösterir (31).

Bilgisayarlı tomografi görüntülerinde ve diğer dijital görüntüleme tekniklerinde kullanılan yüksek radyasyon dozu, konvansiyonel filmlerde olduğu gibi filmlerin görüntü kalitesinin düşmesine (film kararması) sebep oluşturmadığı gibi görüntü kalitesini arttırmaktadır. Bu durum gerekenden yüksek hasta dozu kullanmaya olan eğilimi arttırır. Bu nedenle görüntü kalitesi için üst sınır limitlerini belirlemek kolay değildir (32).

Bir görüntüdeki rezolüsyon ve kirlilik (noise) miktarını ışınlama ve rekonstrüksiyon parametreleri etkilemektedir. Işınlama parametrelerini kVp, mA, tarama süresi, kolimasyon ve kesit kalınlığı oluşturken, rekonstrüksiyon parametreleri FOV, matriks (piksel, voksel) ve rekonstrüksiyon filtresidir. Bu parametrelerin değiştirilmesi rezolüsyon ve noise'u etkileyerek görüntü kalitesinin ayarlanmasına imkan sağlamaktadır (30).



DVT ve BT görüntü kalitesi yönünden karşılaştırılacak olursa; DVT'nin uzaysal çözünürlüğü; voksel boyutunun küçük ve izotropik olması ve FOV alanının küçük olması nedeni ile BT'ye göre daha yüksektir. Buna karşın DVT'de görüntüde kirlilik (noise) BT'ye oranla radyasyon dozunun az, voksel boyutunun küçük ve saçılma radyasyonunun fazla olması nedeni ile BT'dan daha fazladır. DVT'de saçılma radyasyonu ve kirliliğin daha fazla olması nedeni ile kontrast rezolüsyonu daha düşüktür. Bu özelliği DVT'nin yumuşak doku görüntüleme kapasitesini BT'ye göre düşürmektedir (26).

Özet olarak bu çalışmada değerlendirilen ışınlama parametrelerinden biri olan kilovoltun artması densite ve kontrast rezolüsyonunu artırır iken görüntü kirliliğini (noise) azaltır. Buna karşılık saçılma radyasyonu buna bağlı olarak artefaktı ve radyasyon dozunu artırır. Bu nedenle kilovolt görüntü kalitesi ve dolayısı ile tanısal kapasite üzerinde primer olarak etkili bir parametredir.

Görüntü parametrelerinin görüntü kalitesi ve radyasyon dozuna etkisi tablo 1'de izlenmektedir.

<b>Görüntü Parametreleri</b>	<b>Uzaysal Resolüsyonu</b>	<b>Kontrast Resolüsyonu</b>	<b>Noise</b>	<b>Artefakt</b>	<b>Radyasyon Dozu</b>
kVp ↑	Değişmez	Artar	Azalır	Artar	Artar
mA ↑	Değişmez	Artar	Azalır	Artar	Artar
FOV ↑	Değişmez	Artar	Azalır	Artar	Artar
Voksel boyutu ↑	Azalır	Değişmez	Azalır	Değişmez	Değişmez

**Tablo 1:** Görüntü parametrelerinin görüntü kalitesine etkileri

### 2.2.5. DVT'nin Endodonti Alanında Kullanılması

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazlarının dişhekimliğinin tüm alanları gibi endodontide kullanımı da yaygınlaşmaktadır (6).

Endodontik amaçlı olarak kullanılan DVT cihazlarının küçük görüntüleme alanına (FOV) sahip olması gerekmektedir. Bu seçim sayesinde daha büyük görüntüleme alanlı cihazlara göre hastaya ulaşan radyasyon dozu azalmaktadır. Genellikle teknik faktörler, bölge ve cihaz özelliklerine bağlı olarak DVT dozları 19-122  $\mu\text{Sv}$  arasında değişmektedir (33). Ancak bu doz periapikal intraoral radyografi ile alınan 1 ve 5  $\mu\text{Sv}$  aralığından çok daha yüksek bir dozdur (34). Endodontik açıdan DVT birçok fayda sağlasa da olası riskler değerlendirilerek sadece direkt fayda sağlayacak endikasyonlarda kullanılmalıdır. DVT'ye ait endodontik endikasyonlarla ilgili kriterler araştırmalar ışığında sürekli yenilenmektedir.

Endodontik tedaviler sırasında, kanal morfolojisi ve çevre dokular ile olan komşulukların üç boyutlu olarak incelenmesi ve bu yapılara ait patolojilerin detaylı olarak belirlenmesi oldukça önemlidir. Sağlayacağı avantajlar göz önüne alındığında, DVT'nin endodonti alanında doğru kriterlere dayandığı takdirde sıkça kullanılması gereken bir tanı aracı olduğu çeşitli araştırmalarda bildirilmiştir (35,36).

Endodonti alanında DVT; kök kanal anatomisinin belirlenmesinde, apikal patolojilerin saptanmasında, kök kanal preparasyonunun ve dolgusunun değerlendirilmesinde, kök kanal tedavisinin yenilenmesinde ve endodontik cerrahide kullanılmaktadır. Araştırmalar ekstra kanal ve c-kanal varlığı, farklı kök kanal konfigürasyonu, dens invaginatus-evaginatus, kanal sayısının belirlenmesi, vertikal kök kırıklarının teşhisi gibi durumlarda DVT'nin periapikal radyografilere kıyasla daha başarılı olduğunu bildirilmektedir (37).

Periapikal lezyonların iki boyutlu grafilerde izlenebilmesi ancak kemikteki yıkımın ilerlemesi ve alveoler kemiklerde bir destrüksiyon oluşturması ile mümkün olabilmektedir. Ancak, kemik yıkımının radyografik olarak henüz gözlenemediği başlangıç aşamasındaki periapikal lezyonların DVT ile saptanabildiği bildirilmektedir. Yine mevcut kemik yıkımının kemik korteksini etkileyip

etkilemediğinin belirlenmesi yani lezyonun kemikte yaptığı perforasyon düzeyi ancak DVT ile kolaylıkla izlenebilmektedir (38).

Kanal tedavisi sonrasında ortaya çıkan komplikasyonlar arasında sıklıkla internal ve eksternal rezorpsiyon sayılmaktadır. Konvansiyonel radyografiye kıyasla DVT rezorpsiyon alanının gerçek sınırlarını doğru olarak göstermektedir. Yine kole bölgesindeki rezorpsiyonlar periapikal radyografide meydana gelen süperpozisyonlar nedeni ile gözlenemezken DVT ile kolaylıkla saptanabilmektedir (39).

Travma sonrasında ilgili dişlerden alınan periapikal radyografilerde eğer kırık disloke değilse kırık hattını belirlemek oldukça zor olmaktadır. Bununla birlikte travma sonucu oluşan kök kırıklarının değerlendirilmesinde küçük FOV görüntüleyebilen DVT'lerin ideal yöntem olduğu bildirilmektedir (40).

### **2.3. Vertikal Diş Kırıkları**

Vertikal kırıklar; tüm diş gruplarında okluzal kuvvetler ve/veya dental işlemler sonucunda oluşabilir. Dişin vertikal kırıkları şiddetine göre şu şekilde sınıflandırılmaktadır: (1,41-43).

- 1- Çatlak hattı (craze lines)
- 2- Kırık tüberkül (fractured cusp)
- 3- Çatlak diş (cracked tooth)
- 4- Ayrık diş (split tooth)
- 5- Dikey (vertikal) kök kırıkları (vertical root fracture)

Çatlak terimi, bir maddedeki tamamlanmamış kırığı ifade eder. Kırık (fraktür) terimi ise bir maddedeki tamamlanmış veya tamamlanmamış kırığı ifade eder. Tamamlanmamış ve tamamlanmış terimleri diş kırığında kırık hatlarının fragmanlarına ayrılıp ayrılmadığını ifade etmektedir. Bu nedenle tüberkül ve vertikal kök kırıkları tamamlanmış veya tamamlanmamış olabilir. Çatlak hattı ve çatlak diş sadece tamamlanmamış diş kırıklarını ifade eder (fragmanlar ayrılmamıştır). Ayrık

diş (split tooth) ise sadece tamamlanmış yani ayrılabilen fragmanları ifade etmektedir (1).

### 2.3.1. Çatlak Hattı

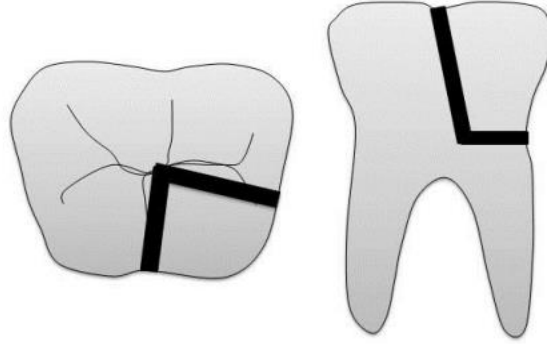
Çatlak hattı, ciddi olmayan vertikal kırıklardır (Şekil 6). Sıklıkla yetişkinlerde gözlenir. Mine ile sınırlıdır ve semptom vermezler (44).



Şekil 6: Çatlak Hattın Şematik Gösterimi

### 2.3.2. Tüberkül Kırıkları

Tüberkül kırıkları kronun tamamlanmış veya tamamlanmamış subgingival yönlü kırıklarıdır (Şekil 7). Genellikle mezyodistal ve vestibülo-lingual/palatinal yönde gelişir ve kökün servikal üçlüsüne kadar uzanabilir (Şekil 7). Teşhis, tedavisi kolaydır ve genellikle prognozu iyidir. Vertikal kırık tiplerinin en sık gözlenen formudur ve dentini de içermektedir (42). Geniş çürüklü veya büyük restorasyonlu dişlerde görülen kırık tipinin tedavisi kırık parçanın yapıştırılması, parçanın alınarak uygun şekilde restore edilmesi ile olur (45). Çoğunlukla endodontik tedavi gerekmez (46).



**Şekil 7:** Tüberkül kırıklarının şematik gösterimi

### **2.3.3. Çatlak Diş**

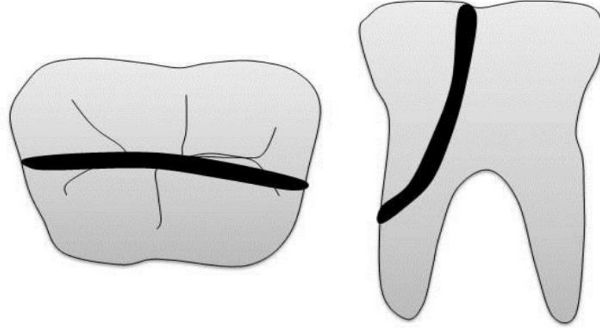
Çatlak diş terimi, kronun başlangıç noktasından başlayarak ve genellikle meziyo-distal yönde subgingivale doğru ilerleyen tamamlanmamış kırıkları ifade etmektedir. (47-49). Kırık hattı proksimal yüzlerin birine veya her ikisine birden uzanabilir (Şekil 8). Çatlak dişin prognozu tüberkül kırıklarına göre daha merkezde yerleştiği ve daha apikale uzandığı için daha kötü olabilir. İleri yaşlarda daha sık görülmekle birlikte, her yaşta görülebilmektedir (47,50-51). Çatlak dişler genellikle kırılabilir nesnelere (sert şeker, buz vs) çiğneyen kişilerde görülmektedir. Hastaların çiğneme kuvvetleri normalin üzerindedir ve artmış oklüzyal kuvvet yüklenmesi de çatlakla sonuçlanmaktadır (49).



**Şekil 8:** Çatlak dişin şematik gösterimi

#### **2.3.4. Ayrılmış Dişler (Split Tooth)**

Ayrılmış diş, krandan başlayıp subgingivale doğru uzanan, genellikle meziodistal yönde her iki marjinal kenarı da içeren tamamlanmış kırıkları ifade etmektedir. Çatlak dişlerin bir sonucu ya da ilerlemiş bir versiyonudur (52) (Şekil 9). Kırık hattı orta veya apikal üçlüye ilerleyebilir ve fragmanlar tam olarak ayrılabilir. Kırıklar aniden oluşabilmekte birlikte tamamlanmamış çatlak diş kırıklarının ilerlemesiyle de gelişebilmektedir (53). Kırıklar genellikle pulpayı da içermektedir. Kırık hatları gözle görülebildiğinden teşhis edilmeleri çoğu zaman kolaydır (54,55).



**Ayrık Diş**

**Şekil 9:** Ayrık dişin şematik gösterimi

### **2.3.5. Vertikal Kök Kırığı**

Vertikal kök kırığı (VKK), apekten başlayıp dişin koronal parçasına doğru ilerleyen, kökün uzun eksenini yönde uzanan kırık olarak tanımlanmaktadır. Genellikle kökün herhangi bir seviyesinde, bukkal-lingual yönlü tamamlanmış veya tamamlanmamış kırık olarak karşımıza çıkmaktadır. Kırık hattı tek bir proksimal yüzü içerebileceği gibi her iki yüzü de içerebilir (Şekil 10). VKK, kök parçasından başlayarak koronale doğru servikal periodontal ataçmana kadar uzanır (56,57).

VKK endodontik tedavi sırasında ve sonrasında gelişebilen ve prognozu olumsuz etkileyen bir patolojidir tanısı oldukça zordur. Klinik göstergeleri nedeniyle periodontal hastalık ya da başarısız kök kanal tedavisi olarak düşünülür. Bu nedenle ayırıcı tanı çok önemlidir (57).

Klinik tanı da olduğu gibi VKK'nın radyografik olarak saptanabilirliği de oldukça zordur. Radyografik tanısı; uygun radyografik açılındırmaya, kontrasta, yoğunluğa (densite), yöntemin duyarlılığına (sensitivite) ve klinisyenin bu faktörleri doğru bir şekilde yorumlamasına bağlıdır (56).

Genellikle kanal tedavisi sonrası geliştiği için endodontik malpraktiste sıklıkla yerini almakta ve bazı olguların hekim sorumluluğuna bağlı olduğu da düşünölmektedir (58,59).

Mediko-legal perspektif açısından VKK'larının doğru ve zamanında tanı ve tedavisi önemlidir (60). Eğimli, mezyodistal olarak dar kanallar kırıklara daha yatkındır. Mandibular keserler ve premolarlar, maksiller ikinci premolarlar, maksiller molarların mezyobukkal kökleri, mandibular molarların mezial ve distal köklerinde kırık oluşumu daha sıktır. Aksine maksiller santral keserler, maksiller molarların palatinal kökleri, maksiller kanin dişleri gibi yuvarlak, oval ve iri yapılı kökler kırık oluşumuna daha dirençlidir (61).

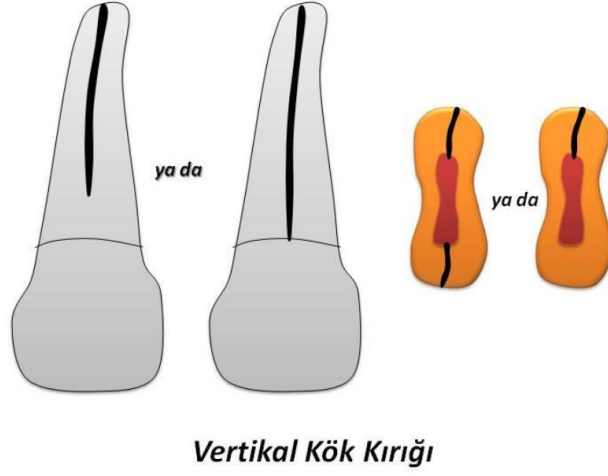
VKK prevalansı kron-kök kırıklarının %2-5'ini oluşturmaktadır (24). Endodontik olarak tedavili dişlerde VKK oranı ise farklı toplumlarda %2-10 aralığında rapor edilmiştir (43-45,63).

VKK fragmanların ayrılıp ayrılmamasına göre tamamlanmış veya tamamlanmamış kök kırıkları; alveol kret ile pozisyonuna göre supraosseöz ve intraosseöz kırık olarak da sınıflandırılabilir (64) (Şekil 11).

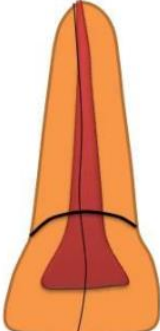
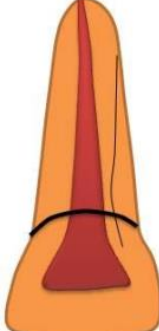
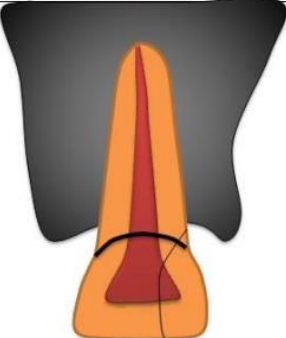
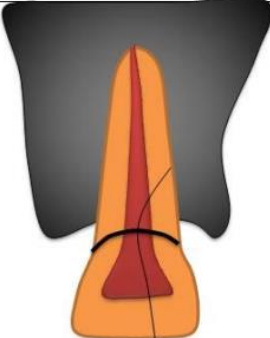
**Supraosseöz Kırık:** Kırık hattı kemiğin üzerinde sonlanır ve periodontal defekt oluşturmaz (64).

**İnstaosseöz Kırık:** Kırık hattı destek kemiği içerir ve periodontal defekt oluşturur. VKK'lı dişlerin korunması diş fonksiyonunun devam etmesinin yanısıra estetiğin, ark bütünlüğünün ve alveolar kemik yüksekliğinin korunması açısından da önemlidir. Literatürde VKK'nın tedavi şekilleri bildirilmektedir. Ancak, uzun dönem takipleri bulunmayan birçok olgunun prognozları hakkında yeterli veri bulunmamaktadır (64-66).





Şekil 10: Vertikal kök kırıklarının şematik gösterimi

<b>VERTİKAL KIRIKLAR</b>	Fragmanların Ayrılmasına Göre	 Tamamlanmış Kırık	 Tamamlanmamış Kırık
	Kırığın Pozisyonuna Göre	 Supraosseöz Kırık	 Instaosseöz Kırık

Şekil 11: Vertikal kök kırığı sınıflaması

### 2.3.5.1. Vertikal Kök Kırıklarının İnsidansı ve Diş Tiplerine Göre Dağılımı

Premolar dişler vertikal kök fraktürlerinde en çok etkilenen dişlerdir. Bunu molar dişler ve keser dişler takip etmektedir (67). En çok etkilenen kökler ise, maksiller ve mandibular premolar kökleri, mandibular molarların meziyal kökleri ve mandibular keser diş kökleridir (68). Bifurkasyonu bulunan maksiller premolarlar anatomik olarak kök kırıklarına daha yatkındır (69).

Endodontik tedavi görmüş dişlerin çekim nedenlerinin incelendiği çalışmalarda, VKK'ların görülme sıklığı ile ilgili bilgiler elde edilmiştir. Touré ve ark. (41) VKK'nın diş çekim nedenleri arasında %13.4 ile üçüncü sırada, Fuss ve ark. (70) %10.9 ile dördüncü sırada, Zadik ve ark. (71) ise %8.8 ile üçüncü sırada yer aldığını belirlemişlerdir. Morfis ise endodontik tedavisini kendi yaptığı dişleri klinik ve radyografik olarak incelemiş ve VKK görülme sıklığını %3.69 olarak rapor etmiştir (63). Ettinger ve Qian overdenture protezlerde dayanak diş olarak kullanılan ve daha sonra şikayet oluşturan dişlerde en sık rastlanan ikinci sorunu (%30.9) VKK olarak bildirmişlerdir (72).

Genellikle endodontik tedavi görmüş dişlerde VKK görülmekle birlikte, endodontik tedavi görmemiş dişlerde de VKK rastlanabilen bir durumdur. 315 vakanın incelendiği bir çalışmada endodontik tedavi görmemiş dişlerde %40, 227 vakalık bir seride ise %51 oranında VKK'na rastlanmıştır. VKK diş tipine göre incelendiğinde, kırık insidansının endodontik tedavi görmemiş molar dişlerde, endodontik tedavi görmüş molar dişlerden daha yüksek olduğu görülmüştür. Premolar dişlerde ise kırık insidansı endodontik tedavi görmüş dişlerde, endodontik tedavi görmemiş olanlara göre yüksek bulunmuştur (73).

VKK görülme sıklığını 40-60 yaş arasında daha fazla olduğu bilinmektedir. Ortalama VKK görülme yaşının endodontik tedavi görmüş dişlerde endodontik tedavi görmemiş dişlere göre daha düşük olduğu söylenebilir. Yaşlı hastalarda VKK eğiliminin artması yaş ilerledikçe dentinin mekanik özelliklerinin değişmesi, dişlerin geniş restorasyonlara ve kanal tedavisine maruz kalması ve dişlerin kullanım süresinin artması ile açıklanabilir (74,75). VKK'na endodontik tedavi görmemiş dişlerde erkeklerde kadınlara göre 1.4 kat, endodontik tedavi görmüş dişlerde ise 3.6

kat daha fazla rastlanmıştır. Endodontik tedavi görmemiş dişlerde VKK insidansının erkeklerde daha yüksek bulunma nedeni erkeklerdeki çiğneme kuvvetinin daha fazla olması, atrisyonda artma, sert yiyecekleri çiğneme alışkanlığı ve destek kemiğin esnekliğinin daha az olması gibi faktörlere bağlanabilir (73). Başka bir çalışmada VKK kadınlarda (%52.42) erkeklere göre (%47.58) daha sık görülmüş fakat bunun nedenlerinin henüz açıklanamadığı belirtilmiştir (75).

VKK oluşturan çeşitli predispozan faktörler mevcuttur. Bunlar: kök kanal anatomisi, endodontik tedavi yapılan dişlerde dentin özelliğinin değişmesi, kanal içi genişletme sonrası kalan dentin kalınlığının azalması, pin ve post kullanımı, spreader kullanımı, kök kanalı dolum tekniği ve parafonksiyonel alışkanlıklardır (76-78).

### **2.3.5.2. Vertikal Kök Fraktürlerinin Klinik Bulguları**

Kırık hattı genellikle fasiyal veya lingual düzlemde oluşur (42,44,66). Vertikal yönde ilerler ve kök boyunca uzanabilir. İnternal kanal duvarlarından başlar ve dış yüzeye doğru ilerler (61). Klinik belirtiler ve bulgular tam olmayan kırığın pozisyonuna ve lokalizasyonuna göre değişiklik gösterir (52,79).

VKK olguları genellikle asemptomatiktir. Çoğu vakada hafif ağrı varlığı tek semptom olarak görülebilir (80). Bazı vakalarda, çiğneme, ısırma ağrı ve soğuk hassasiyeti olabildiği gibi spontan, donuk bir ağrıya eşlik eden diş mobilitesi de gözlemlenebilir (47,52,81,82). Baskının azaltılması ile oluşan ağrı da (rebound pain) ayırt edicidir (52). Bazı olgularda tatlıya hassasiyet de gözlenir (47).

Tek fistül ağzı birçok vakada görülmüştür. İntraoral şişlik ve çoklu fistül yolu sık görülen bir durum değildir. Gingival sulkustan apekse kadar uzanan bir cep görülebilir. Bazı vakalarda periodontal abseler görülen tek klinik bulgudur ve genellikle kırık hattının kronik enflamasyonundan kaynaklanmaktadır. Hafif düzeyde periapikal semptomlar görülebilir. Bunun nedeni birçok VKK'nın periodontal lezyon gibi semptom vermesidir. VKK ile ilişkili periodontal ceplerde, cebin tek noktadan başlayıp apikale doğru ilerlediği saptanmıştır. Bu cebin varlığı ve karakteri kırığın yayılımına ve bulunma süresine bağlı olarak değişebilmektedir. Derin cep varlığının,

başarısız kök kanal tedavilerinde tipik olarak görülen bir durum olmaması nedeniyle hastada periodontitis mevcut değilse varolan cebin VKK varlığına işaret etmesi ayırıcı tanıda yardımcı olabilmektedir. Tüm bu nedenlerle muayenede periodontal sond kullanılması tavsiye edilmesinde önemlidir (44,80). VKK olgularında fistül ağzının başarısız kanal tedavilerindeki gibi apikalde değil gingival marjine yakındır. Bu durum ayırıcı tanıda yardımcı olabilecek klinik özelliklerden biridir. Bazı vakalarda cep ve fistül birlikte de olabilmektedir (44).

VKK kök kanallarının dolumu sırasında da saptanabilmektedir. Kanalın doldurulması sırasında çıtlama sesi duyulması, keskin ağrı gelişmesi veya kanaldan kanama gelmesi vertikal kök kırıklarının işareti olabilir (83).

Klinik olarak hiçbir belirti olmamasına rağmen, bakteri ürünlerinin ve toksinlerinin mikrosızıntısı ile kronik pulpitis gelişebilmektedir. Kırık hattı pulpa dokusuna ulaştığında pulpal ve periodontal belirtiler ortaya çıkabilir (84).

Tanının kolaylığı, kırığın pozisyonuna ve konumuna göre değişiklik göstermektedir. (52,79).

Tüm semptomların tek bir vertikal kök fraktürü olgusunda bulunması zordur. Bu yüzden klinik bulgular yetersiz kalmakta ve radyografik inceleme bir zorunluluk haline gelmektedir.

### **2.3.5.3. Vertikal Kök Fraktürlerinin Radyografik Görüntüleme Yöntemleri ve Bulguları**

Dişte meydana gelen çürüklerin saptanması, periodontal dokunun ve pulpal sağlığın kontrol edilebilmesi açısından, radyografiler birinci derecede gerekli tanı araçlarıdır. Fakat dentinde meydana gelen çatlaklara radyografiler ile tanı konması tüm dünyada en zor tanı yöntemi olarak kabul edilmektedir. Dentin çatlaklarının tanısı için en uygun yöntemler: boyama, mikroskopik büyütme (büyüteç) ve transillüminasyondur (1).

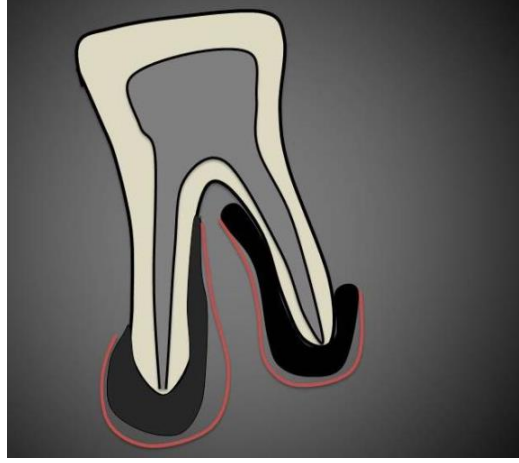
Vertikal kök fraktürlerinin radyografik bulguları büyük ölçüde değişkendir. VKK'da periodontal ligamentin diffüz olarak genişlemesi (80), kanal dolgu materyalinin yer değiştirmesi (85,86), vertikal kemik kaybı (87), kök fragmanlarının ayrılması (88) veya kökün apikal parçasının yer değiştirmesi gibi (89) radyografik bulgular gözlenebilmektedir.

Kemik yıkımı, kök ucunu aşır kök yüzeyinin tamamına yayılabilir. Radyografide bu tarz bir yıkım 'J-şekilli' veya 'hale' olarak adlandırılır (Şekil 12) (42). Lezyonlar başarısız kök kanal tedavisindekilere benzeyebilir. Endodontik olarak tedavi edilen molar dişlerde, bifurkasyon bölgesinde diğer bölgelerle birleşen radyolüseni vertikal kök kırıklarının işaretidir. Kemik fenestrasyonları ve dehissensleri de vertikal kök kırıklarının radyografik bulguları arasındadır (44,56).

Travma olayının hemen ardından, kök kırığı radyografik bulgu vermezken ilerleyen süreçte kırık parçalar arasında kanama veya granülasyon dokusuna bağlı koronal parçanın hafifçe itilmesi veya kırık hattında rezorpsiyon meydana gelmesine bağlı olarak kırık hattı gözlenebilmektedir (90).

Kök kırığı hattı genellikle labialden palatine doğru oblik seyrettiğinden, radyografide seçilebilmesi amacıyla 45, 90 ve 110 derecelerde 3 farklı açıdan radyografi alınması gerekmektedir. Kırığın kökün hangi bölgesinde oluştuğu da radyografi seçimini etkilemektedir. Apikal 1/3'te gelişen kırıkları görüntülemek için okluzal grafi, koronal kısımda oluşan kırıklar içinse periapikal radyografi tercih edilmelidir (56).

Son yıllarda diş hekimliğinde birçok alanda kullanılmaya başlanan DVT kesitleri de kırık hattının saptanması ve tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır (91).



**Şekil 12:** Radyografide J-şekilli lezyon görüntüsünün şematik gösterimi

#### **2.3.5.4. Vertikal Kök Kırığı Saptanmasında DVT Kullanılması**

Çene kemiklerinin kavisli bir anatomiye sahip olması radyografik olarak görüntülenmesini zorlaştırmaktadır. Periapikal filmlerin ancak 2 boyutlu görüntüler oluşturabilmesi, farklı düzlemlerde yer alan anatomik yapıların birbiri üzerine süperpoze olması ile sonuçlanmakta ve incelenecek bölgenin özelliklerinin maskelenmesi ve dolayısı ile görüntülerin tanısız kapasitelerinin azalmasına neden olmaktadır (92). Bu olumsuzluğun ortadan kaldırılması ve 3. boyuta dair bilgi edinebilmek amacıyla ileri görüntüleme yöntemleri kullanılmaktadır. VKK tanısında 3 boyutlu görüntüleme amaçlı BT ve modifikasyonu olan DVT kullanılmaktadır (91). DVT’de, komşu dokuya ulaşmaması şartıyla kökü kısmen ya da tamamen iki parçaya bölen radyolüsent çizginin en az iki ardışık kesitte izlenmesi VKK bulgusu olarak kabul edilmektedir (91-93). VKK tanısı için fazla radyasyona ve uzun tarama süresine sahip olması gibi dezavantajları olmasına rağmen DVT görüntüleri diğer dental görüntüleme yöntemlerine göre daha başarılı sonuç vermektedir (93).

Literatürde VKK’da DVT’nin tanı değerini gösteren çok sayıda araştırma bulunmaktadır. Bu araştırmalar üç boyutlu DVT cihazının iki boyutlu konvansiyonel yöntemlere göre VKK saptanabilirliği açısından başarı oranının çok daha yüksek olduğunu göstermektedir (8,11).

DVT görüntülerinde vertikal kök kırığı tanısının en doğru şekilde aksiyel kesitler ile yapılabildiği bildirilmiştir (8).

#### **2.3.5.5. kVp Değişiminin DVT Görüntülerinde Vertikal Kök Kırığı Görülebilirliğine Etkisi**

Literatürde DVT ışınlama parametrelerinden biri olan kVp değiştirilerek VKK'nın saptanabilirliğini değerlendiren herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu yüzden VKK'nın tanısal değerinin farklı kVp düzeyleri ile değerlendirilmesinin literatüre ve klinik uygulamalara katkıda bulunulabileceği düşünülmüştür.

Bu çalışmanın amacı, endodontik olarak doldurulmuş ve doldurulmamış dişlerden farklı kilovolt seviyeleri kullanılarak elde edilen volümetrik tomografi görüntüleri üzerinde VKK saptanabilirliğinin değerlendirilmesidir.

### 3. GEREÇ – YÖNTEM

Bu çalışma Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda uluslararası etik standartlara ve Dünya Sağlık Örgütü Helsinki Deklarasyonu'na uygun olarak yürütülmüştür.

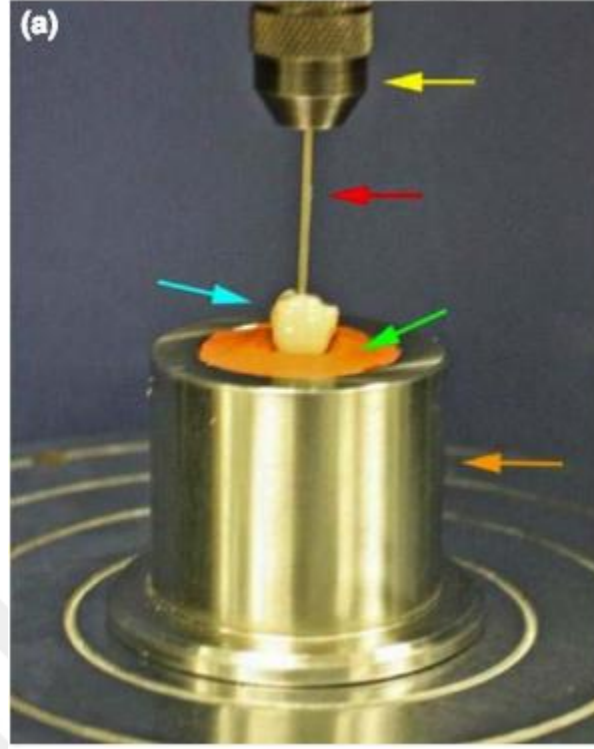
#### 3.1. Tam olmayan vertikal fraktür oluşturulması (ön çalışma):

Literatürde vertikal fraktür meydana getirme teknikleri mevcuttur. En çok kullanılan Hassan ve ark.'nın tanımladığı kök kanal ağzının boyutlarına uygun olan bir çivinin kök kanalı merkezine dik olarak yerleştirilmesi sonrası bir çekiç yardımı ile mekanik kuvvet uygulanması sonucu vertikal kök fraktürü elde edilen yöntemdir (94). Sıklıkla kullanılan diğer bir yöntem ise Brady ve ark.'nın uyguladığı Instron test kırma cihazı ile vertikal fraktür oluşturulmasıdır (95). Ön çalışmada ilk olarak çekiç ile kırma yöntemi kullanıldı ancak oluşturulan kontrolsüz gücün parçalı kırığa neden olduğu ve tam olmayan VKK oluşturulamadığı izlendi (Şekil 13). Bu nedenle kontrollü güç oluşturabilmek amacıyla Instron cihazının kullanımına karar verildi (Şekil 14).



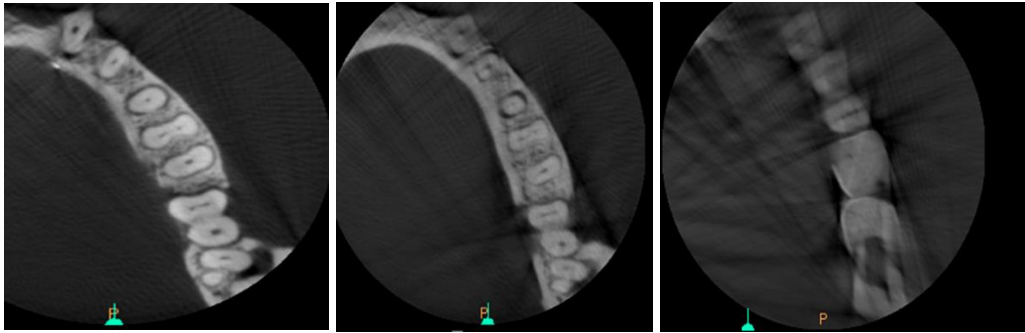
**Şekil 13:** Mekanik kuvvet uygulanarak meydana getirilen parçalı kırık





**Şekil 14:** Instron cihazı ile tam olmayan VKK oluşturma düzeneği

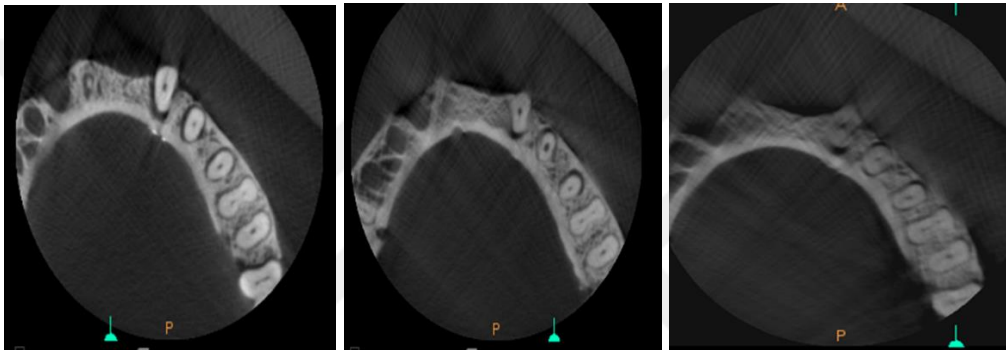
Uygulama sonrası kırık oluşturulan diş metilen mavisi ile boyandı ve kırık hattının varlığı doğrulandı. Çalışmada kullanılacak mA'nın belirlenmesi amacıyla ilgili diş kuru insan mandibulasına yerleştirilerek Kodak 9000 3D DVT cihazı (Kodak 9000 3D, Kodak, Rochester, NY) kullanılarak 60-70-80 kVp ve 5-6.3-8-10 mA kombinasyonları kullanılarak görüntüleri elde edildi. Görüntüleme sırasında yumuşak dokuyu simüle eden 15 mm kalınlığında dikdörtgen pleksiglas plaka kullanıldı. Optimal görüntü kalitesinin hangi mA'de sağlandığının belirlenmesi amacıyla görüntüler 3 gözlemci tarafından standart koşullarda değerlendirildi. Bu değerlendirmenin sonucunda üç gözlemcininde maksimum skorla seçtiği, artefaktın en az olduğu ve DVT cihazının da ayarlanabilinen düşük miliamper ayarı olan 5 mA'in kullanılmasına karar verildi (Şekil 15).



60 kVp 10 mA

70 kVp 10 mA

80 kVp 10 mA



60 kVp 8 mA

70 kVp 8 mA

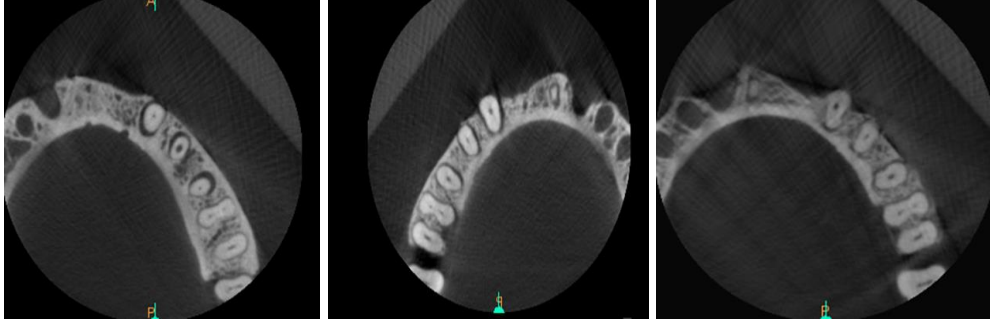
80 kVp 8 mA



60 kVp 6.3 mA

70 kVp 6.3 mA

80 kVp 6.3 mA



60 kVp 5 mA

70 kVp 5 mA

80 kVp 5 mA

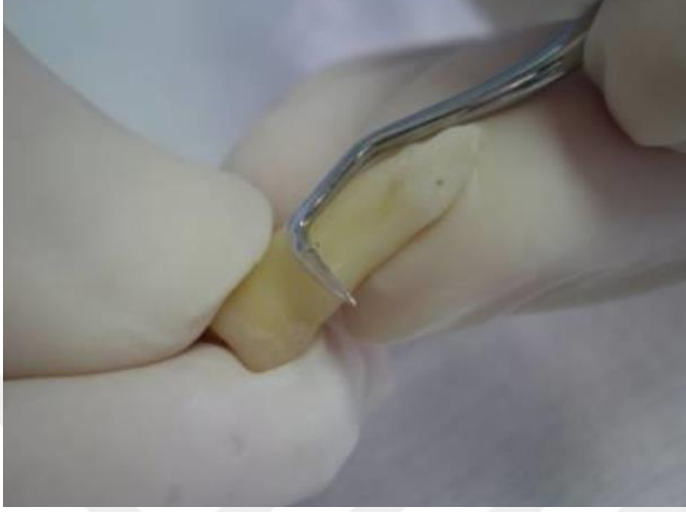
**Şekil 15:** mA seçimi için farklı kVp ve mA'larda elde edilen görüntüler

### 3.2. Çalışma Örneklerinin Seçimi ve Hazırlanması

Çalışmadaki deney ve kontrol gruplarının hazırlanması için Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Kliniği'nde ortodontik veya periodontal nedenlerle çekilmiş, tek köklü 48 adet mandibuler premolar diş kullanıldı. Dişler seçilirken; çürüksüz olmasına, restorasyon içermemesine, herhangi bir kırık veya çatlak hattı bulunmamasına ve kanal anomolisi içermemesine dikkat edildi. Dişler, çekildikten sonra periodontal ligamentin çözünmesi için 2 saat boyunca %5.25'lik NaOCl solüsyonunda bekletildi, daha sonra %10'luk formol solüsyonunda oda sıcaklığında saklandı. Köklerin dış yüzeyinde kalan organik yapılar küret yardımıyla temizlendi (Şekil 16) ve metilen mavisi ile boyanarak kök kırığı varlığı incelendi. Çatlak veya kırık olduğu düşünülen dişler (boyanın tutunduğu alanlar varsa) çalışma dışı bırakıldı. Instron cihazına hazırlamak üzere dişler otopolimerizan tamir akriliğine (Duracyl - Duradent Dental Inc. California, ABD) gömüldü. Bu sırada dişlere kök yüzeylerinin zarar görmemesi ve doğal dişlerde olan periodontal ligamentin *in vitro* modele yansıtılabilmesi amacıyla aşağıdaki işlemler uygulandı:

1- Dişler daldırma tekniği (dişin eritilmiş mumun içinedaldırılması) kullanılarak mum ile kaplandı. Daldırma işlemi sonrası kök etrafında periodontal ligamenti simüle etmek üzere diş kökünün tamamı 0.3 mm mum ile kaplandı.

2. Mum kaplı dişler, otopolimerizan akril ile doldurulmuş 5 cc enjektörden kesilerek hazırlanmış 10 mm uzunluğundaki modeller içine yerleştirildi (Şekil 17).



**Şekil 16:** Yumşak doku artıkları küret ile temizlenmesi



**Şekil 17:** Akril bloğa gömülmüş diş.

Endodontik giriş kaviteleri elmas rond frezle açıldıktan sonra, 10 numara K-tipi eğe ile kök kanalının apikal foramene kadar açık olduğu teyit edildi ve foramene ulaşılmayan dişler çalışma dışı bırakıldı. 10 numaralı K tipi eğenin kök ucundan görüldüğü uzunluktan 1 mm geri çekilerek referans noktasına kadar olan mesafe ölçüldü ve çalışma uzunluğu olarak kabul edildi. (Şekil 18).



**Şekil 18:** Kanallar çalışma boyuna göre genişletilmesi.

Protaper Universal For Hand Use eğeleri (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile kanallar F4'e kadar genişletildi (Şekil 19). Her eğe değişiminden önce kanal 2 ml %2.5'lük NaOCl ile yıkandı. Smear tabakasını kaldırmak için son irrigasyon 5ml %17'lik EDTA solüsyonu ile 1 dakika ve devamında 3 ml serum fizyolojik ile yapıldı.



**Şekil 19:** Kanalları genişletmede kullanılan Protaper for Hand Use

### 3.3. Deney Gruplarının belirlenmesi

Genişletme işlemi sonrası 12'şer adet dişin dahil edildiği 4 grup oluşturuldu.

Grup 1 (Kontrol grubu kırıksız + dolgusuz): Genişletme işlemine tabi tutulan VKK oluşturulmamış ve kanal dolgusu uygulanmayan dişler

Grup 2 (kırık + dolgusuz): Genişletme işlemine tabi tutulan VKK oluşturulmuş ve kanal dolgusu uygulanmayan dişler

Grup 3 (Kontrol grubu kırıksız + dolgulu): Genişletme işlemine tabi tutulan VKK oluşturulmamış ve kanal dolgusu uygulanmış dişler

Grup 4 (kırık + dolgulu) : Genişletme işlemine tabi tutulan VKK oluşturulmuş ve kanal dolgusu uygulanmış dişler

### 3.4. Vertikal Kök Kırığı Oluşturma Yöntemi:

Grup 2 ve Grup 4'teki dişlerde VKK oluşturma amacı ile 24 dişte universal test cihazı ile Brady ve ark. yöntemi kullanıldı. Akrilik bloklar içine gömülü dişler Universal test cihazının (AG-5 kNG, Shimadzu, Tokyo, Japonya) alt parçasına bağlandı (Şekil 20). Cihazın ucunda Millward 5 no'lu yorgan iğneleri (Millward short danner size 5, Germany) kullanıldı (Şekil 21). Cihazın kırma aparatının ucu dişlerin kanal ağızlarına karşılık gelen noktaya yerleştirildi, vertikal yönde dişin uzun aksına paralel olacak şekilde 0,5 mm/dakika hızda kuvvet uygulanarak dişte tam olmayan vertikal fraktür oluşturuluncaya kadar kırılma dayanımı testi gerçekleştirildi (Şekil 22). Uygulanan kuvvet bilgisayar ekranında takip edildi. Uygulanan kuvvetin bir anda yüzde yirmiden fazla arttığı durumlarda dişin kırılma sesi beklenmeden cihaz durduruldu. Kırma işlemi sonrası dişler metilen mavisi ile boyanarak kırık hatlarının varlığı teyit edildi (Şekil 23).

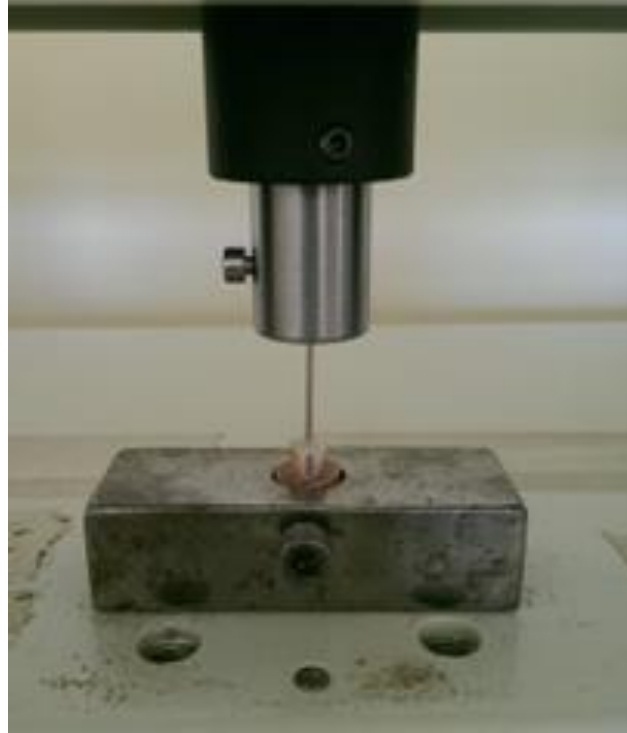


Şekil 20: Universal test cihazı ( AG-5 kNG, Shimadzu, Tokyo, Japonya)



**Şekil 21:** Instron cihazında uç olarak kullanılan Millward iğneleri.

(Millward short darner size 5, German)



**Şekil 22:** Tam olmayan vertikal fraktür oluşturma düzeneği.





**Şekil 23:** Kırık hattı varlığının metilen mavisi ile kontrolü.

### **3.5. Kanal Doldurma Yöntemi**

Genişletilen ve VKK oluşturulan dişlerin 12'si (grup 4) ve kırık oluşturulmamış 12 adet diş (grup 3) gütaperka ile basit tek kon tekniği kullanılarak dolduruldu.

Kanallar kağıt kon ile kurutuldu. Kalsiyum hidroksit kanal patı (Kalsin, Aktu Ticaret, İzmir) çalışma boyundan 1 mm kısa olacak şekilde kök kanallarının içerisine 5 saniye boyunca lentülo yardımı ile gönderildi. ProTaper Universal F2 konlar (Dentsply, Maillefer) kanal patı ile kaplandı ve çalışma boyuna kadar ilerletildi. Dolum işleminin tamamlanmasından sonra artık materyaller bir ısı kaynağı ile uzaklaştırıldı ve kök kanal dolgusu soğuk bir plugger yardımı ile kanal ağzından 1 mm aşağıda olacak şekilde 5 saniye boyunca kondanse edildi.

Grupları oluşturan 48 adet diş rastgele numaralandı. Numara verilen her diş kayıt altına alındı.

Tüm dişler sıcak suda bekletilerek mumları eritildi ve çevresindeki akrilik bloklardan ayrıldı.

### 3.6. Radyograflerin Elde Edilmesi

Görüntüleme öncesinde klinik koşulları simüle etmek amacıyla premolar bölgesinde diş bulunmayan kuru mandibula kullanıldı. Dişler rastgele ikişer ikişer kuru mandibulanın sol premolar bölgesine yerleştirildi (Şekil 24). Kadavra çeneler cihazın hastaların başını sabitlemek için kullanılan aparey seviyesinde hazırlanan düzener üzerine yerleştirildi. 7.5x3.75 cm boyutundaki görüntüleme alanının sagittal, koronal ve aksiyel kesitlerdeki koordinatlarını gösteren kırmızı rehber ışıkların mandibular premolar bölgeye denk gelmesi sağlandı. Yumuşak dokuyu taklit etmek amacıyla ışın kaynağı ile kuru mandibula arasına 15 mm kalınlığındaki pleksiglass plaka yerleştirildi. Çekim sayısını azaltmak amacıyla premolar bölgesine 2'şer adet yerleştirilen 4 grup dişin tamamının DVT görüntüleri Kodak 9000 3D cihazı ile 5 mA ve 60, 70, 80 kVp ışınlama parametreleri kombinasyonlarında elde edildi (Şekil 25). Al filtrasyonu 3.1 mm'ye eşdeğer olan cihazın ışınlama süresi ise 17.5 sn idi. Toplamda 72 adet DVT çekimi gerçekleştirildi (Şekil 26). İkişer olarak yerleştirilen her bir dişin gözlemciler tarafından ayrı olarak değerlendirilmesi amacı ile 72 adet çekim duplike edilerek 144 adet DVT görüntüsü oluşturuldu.



**Şekil 24:** Kuru mandibula üzerinde premolar bölgesine yerleştirilmiş dişler.



**Şekil 25:** Kodak 9000 3D DVT cihazı



**Şekil 26:** DVT'de kadavra mandibulanın yerleştirildiği düzenek.

### 3.7. Radyografik Değerlendirme

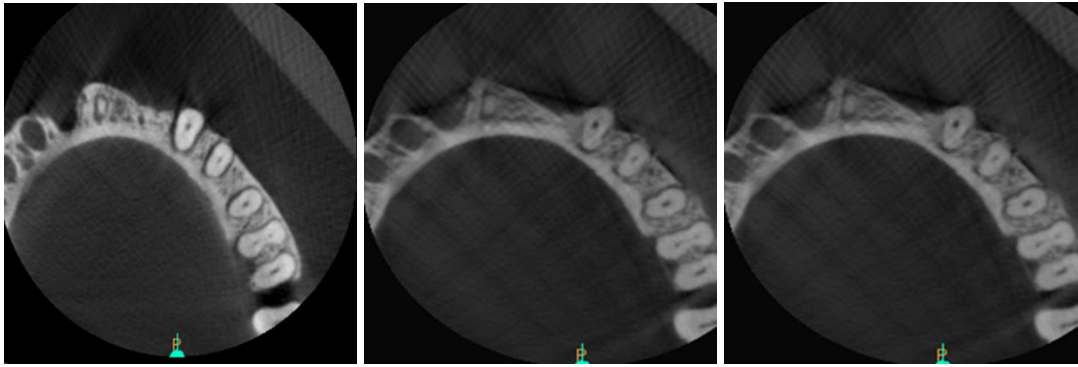
Farklı kVp'ler ile elde edilen 144 adet DVT görüntüsü www.randomize.org internet sitesi kullanılarak rastgele olarak sıralandı. Elde edilen görüntüler çözünürlüğü 1920x1200 piksel olan 15.6-inçlik yüksek çözünürlüklü bir dizüstü bilgisayar monitörü (Casper Nirvana C810, Casper, İstanbul) yardımıyla standart koşullarda değerlendirildi. Uzmanlığı ağız, diş ve çene radyolojisi olan en az 3 yıllık deneyimli 4 gözlemci tarafından farklı kilovoltlarda elde edilen görüntülerde VKK saptanabilirliği standart koşullarda ve yarı loş bir odada değerlendirildi.

Değerlendirmede:

- (1) Vertikal kök fraktürü kesinlikle yok
- (2) Vertikal kök fraktürü muhtemelen yok
- (3) Emin değilim
- (4) Vertikal kök fraktürü muhtemelen var
- (5) Vertikal kök fraktürü kesinlikle var şeklinde 5 dereceli skala kullanıldı.

Değerlendirme öncesinde gözlemcilere VKK'nın DVT'de görülebilirliğine ilişkin eğitim ve izlemeleri gereken prosedür yazılı olarak verildi. Gözlemciler inceleyeceği kesit seçimi (aksiyel-koranal-sagittal) konusunda serbest bırakıldı. 144 adet görüntü 4 gözlemci tarafından 5 dereceli skala kullanılarak değerlendirildi. Toplamda 576 görüntü incelendi

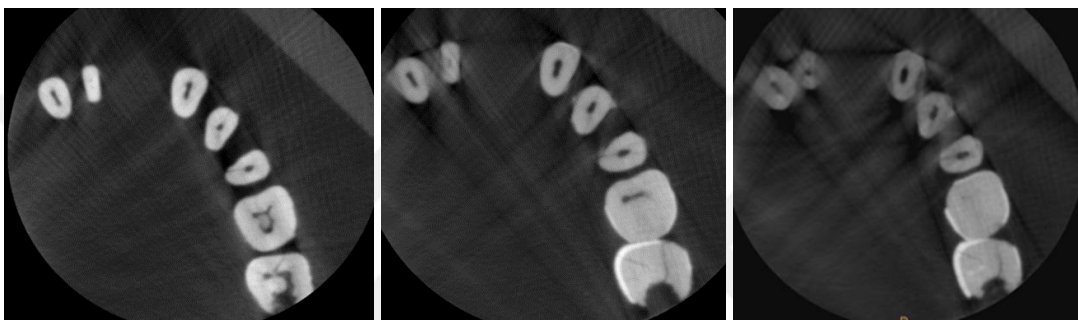
Şekil 27'de değerlendirilmeye dahil edilen farklı gruptaki dişlerin aksiyal kesit görüntü örnekleri izlenmektedir.



Grup 1 60 kVp

Grup 1 70 kVp

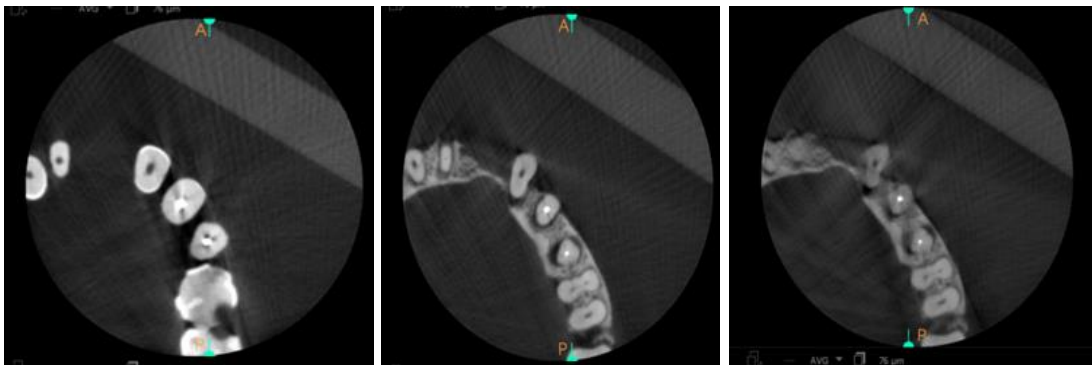
Grup 1 80 kVp



Grup 2 60 kVp

Grup 2 70 kVp

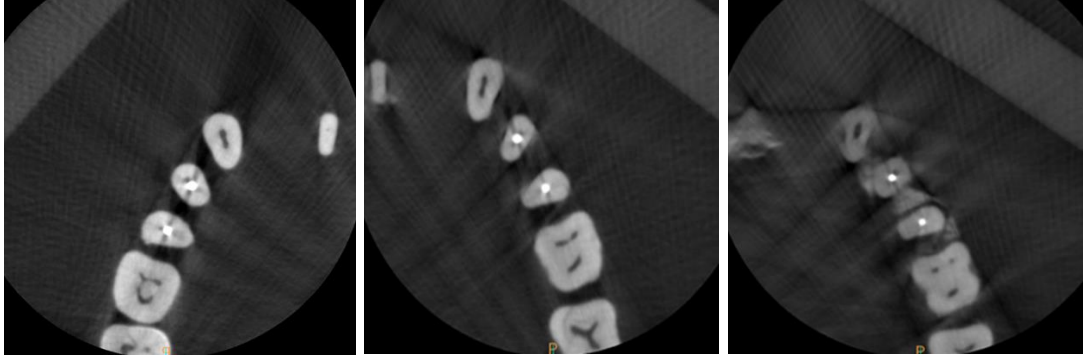
Grup 2 80 kVp



Grup 3 60 kVp

Grup 3 70 kVp

Grup 3 80 kVp



Grup 4 60 kVp

Grup 4 70 kVp

Grup 4 80 kVp

**Şekil 27:** Farklı grup ve kVp’de aksiyal kesitlere ait örnek görüntüler.

### 3.8. Verilerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi IBM SPSS Statistics 22 bilgisayar programı (SPSS version 22.0, SPSS Inc. Chicago, IL, USA) ile yapıldı. Dört farklı gruba ait farklı kVp’lerde elde edilen görüntülerde tam olmayan VKK saptanabilirliğinin karşılaştırılmalı değerlendirilmesi için Receiver-Operating Characteristics (ROC) testi kullanıldı. Çalışmaya dahil edilen farklı kilovoltlarda görüntüsü alınan gruplar için duyarlılık, özgüllük, (Likelihood rasion + ,Olasılık oranı +), (Likelihood rasion - , Olasılık oranı -) hesaplandı (Tablo 2).

ROCFIT programı (Original Fortran program ROCFIT by Charles Metz and colleagues Department of Radiology, University of CHICAGO, January 1994) kullanılarak ROC ve eğrileri altındaki alanlar hesaplandı.  $p < 0.05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Gözlemciler tarafından vertikal kırık bulunmayan dişin doğru saptanması (gerçek negatif [GN]), vertikal kırık bir dişteki kırığın doğru saptanması (gerçek pozitif [GP]), vertikal kırık bir dişteki kırığın doğru saptanmaması (yalancı negatif [YN]) ve vertikal kırık olmayan bir dişte kırık saptanması (yalancı pozitif [YP]) olarak değerlendirildi. Bu kriterlere göre özgüllük, duyarlılık, LR (+) ve LR(-) aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplandı.

Yöntem	Formülasyon
Sensitivite	$GP/(GP+YN)$
Spesifisite	$GN/(GN+YP)$
LR (+)	$Sensitivite / (1-Spesifisite)$
LR (-)	$(1- Sensitivite) / Spesifisite$

**Tablo 2:** Sensitivite, spesifisite, LR(+), LR(-) hesaplanması

Pozitif test sonucu olasılık oranı (LR+) ve negatif test sonucu olasılık oranı (LR -) ise sırasıyla  $Sensitivite/(1-Spesifisite)$  ve  $(1-Sensitivite)/Spesifisite$  olarak hesaplandı.

VKK'nın tespit edilmesinde dolgu varlığının ve kVp'nin etkisi iki faktörlü ANOVA testi ile değerlendirildi ( $p \leq 0.05$ ).

Kilovolt farklılığının VKK saptanabilirliğindeki önemini belirleyen ikili kilovolt karşılaştırmaları bağımsız örneklem t-testi kullanılarak değerlendirildi. ( $p \leq 0.05$ ).

Gözlemciler arası uyum ağırlıklı Kappa testi (Kw) kullanılarak değerlendirildi. Bu değerlendirmede Landis & Koch'un skalası kullanıldı (96).

Değerlendirme Skalası	
<0.01	Yetersiz (poor)
0.01-0.20	Zayıf (slight)
0.21-0.40	Orta (fair)
0.41-0.60	İyi (moderate)
0.61-0.80	Oldukça iyi (Substantial)
0.81-1.0	Mükemmel (Almost perfect)

**Tablo 3:** Landis & Koch'un değerlendirme skalası

### 3.9. Etik Açıklamalar

Bu araştırma, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 23.02.2016 tarihli, B.30.2.EGE.0.20.05.00/OY/315 sayılı ve 15-12.1/12 karar numaralı kararı ile etik kurul tarafından uygun bulundu (EK 1).



#### 4. BULGULAR

Kanal dolgusu bulunmayan dişlerin ve kanal dolgulu dişlerin farklı kilovolt değerlerinde (60-70-80 kVp) VKK saptanabilirliğine göre duyarlılık (sensitivite), özgülük (spesifisite), pozitif olasılık oranı (LR +) ve negatif olasılık oranı (LR -) değerleri Tablo 4 ve 5'te gözlenmektedir. Kanal dolgusu bulunmayan dişlerde 60, 70 ve 80 kVp'de sensitivite değerleri sırası ile %82.8, %85.4, %88; spesifisite değerleri ise %95.8, %77.1, %13.6 olarak bulundu (Tablo 4). Bu grupta kVp artışı ile dişlerin sensitivite değerleri artarken spesifisite değerlerinin azaldığı izlendi. Kanal dolgulu dişlerde 60, 70 ve 80 kVp'de sensitivite değerleri sırası ile %73, %81.2, %75; spesifite değerleri ise %47.3, %25, %6.2 olarak belirlendi (Tablo 5). Kanal dolgulu grupta kVp arttıkça spesifisite değerlerinin azaldığı görüldü. Kanal dolgulu grupta sensitivite değeri en yüksek 70 kVp'de izlenirken bunu 80 ve 60 kVp takip ettiği gözlemlendi. Kanal dolgusu bulunmayan dişlerde VKK saptanabilirliği yönünden sensitivite ve spesifisite değerleri ise tüm kilovolt seviyelerinde kanal dolgusu bulunan dişlere kıyasla yüksek bulundu. Kanal dolgusu bulunmayan grupta 60, 70 ve 80 kVp'de LR (+) değerleri 16.86, 3.73, 0.94; LR (-) değerleri 0.30, 0.91, 1.90 iken, kanal dolgulu grupta LR (+) değerleri 1.11, 0.88, 0.75; LR (-) değerleri 0.78, 0.83, 12.3 olarak bulundu. Her iki diş grubunda da kVp'nin artması ile, LR (+) değerini azalırken, LR (-) değerinin ise arttığı izlendi.

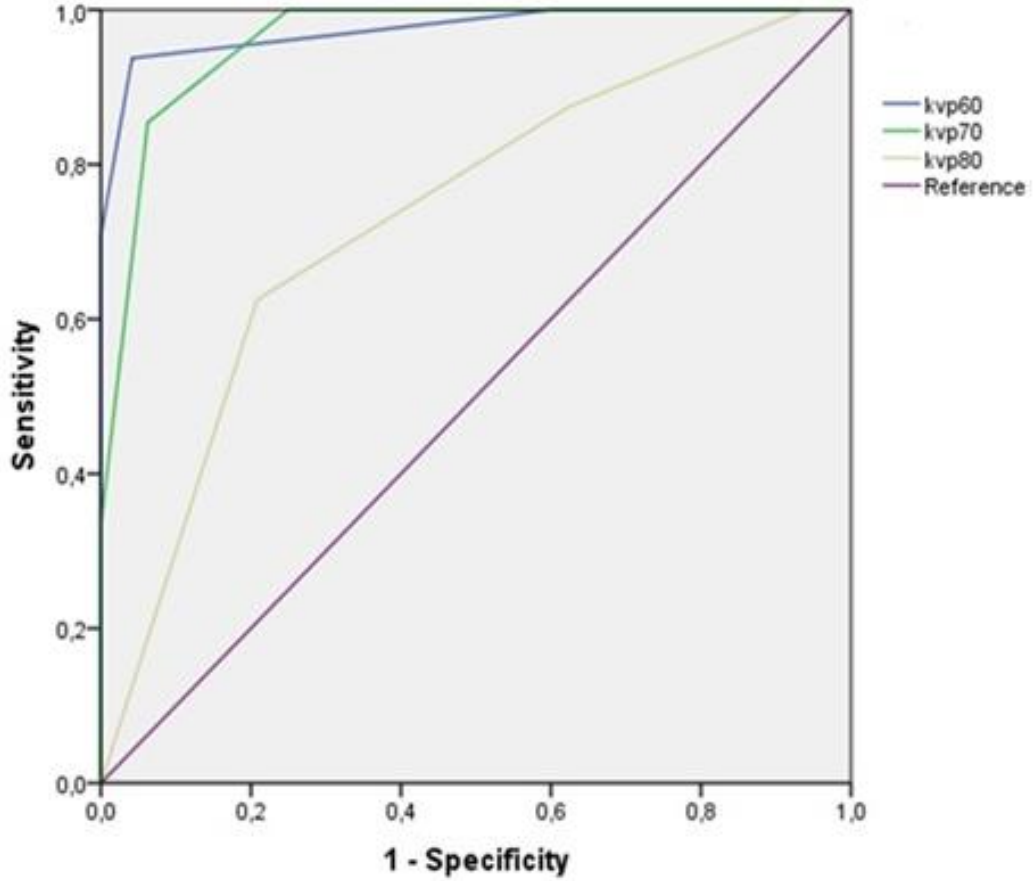
<b>Kanal Dolgusu Bulunmayan Diş Grubu</b>				
<b>kVp</b>	<b>Sensitivite (%)</b>	<b>Spesifisite (%)</b>	<b>LR (+) Sensitivite/ (1-Spesifisite)</b>	<b>LR (-) (1-Sensitivite) /Spesifisite</b>
<b>60 kVp</b>	82.8	95.8	16.86	0.30
<b>70 kVp</b>	85.4	77.1	3.73	0.91
<b>80 kVp</b>	88	13.6	0.94	1.90

**Tablo 4:** Kanal dolgusu bulunmayan diş grubunun sensitivite, spesifisite, LR (+) ve LR (-) değerleri

<b>Kanal Dolgulu Diş Grubu</b>				
<b>kVp</b>	<b>Sensitivite (%)</b>	<b>Spesifisite (%)</b>	<b>LR (+) Sensitivite / (1-Spesifisite)</b>	<b>LR (-) (1-Sensitivite) /Spesifisite</b>
<b>60 kVp</b>	73	47.3	1.11	0.78
<b>70 kVp</b>	81.2	25	1.08	0.83
<b>80 kVp</b>	75	6.2	0.75	12.3

**Tablo 5:** Kanal dolgulu diş grubunun sensitivite, spesifisite, LR (+) ve LR (-) değerleri

Kanal dolgusuz diş grubuna ait 60, 70 ve 80 kVp'deki ROC eğrileri grafik 1'de izlenmektedir.



**Grafik 1:** Kanal dolgusu bulunmayan dişlere ait 3 farklı kVp'deki ROC eğrisi

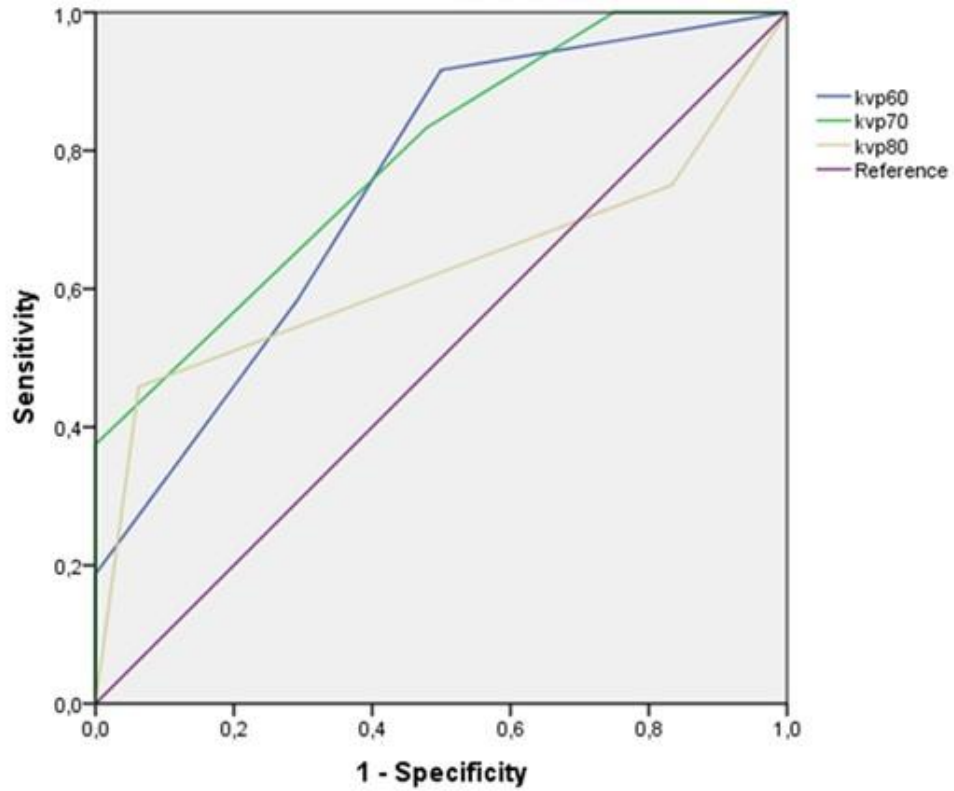
Kanal dolgusu bulunmayan diş gruplarına ait 3 farklı kVp'de (60, 70, 80 kVp) elde edilen ROC eğrisinde eğri altında kalan alanların hesaplanmasına ait gözlemcilerin ortalama değerleri ve standart sapmaları tablo 6'da yer almaktadır. Tablo 6'da ki veriler incelendiğinde kanal dolgusuz diş grubunda en yüksek  $A_z$  değerinin 60 kVp'de ( $0.98 \pm 0.014$ ) izlendiği, bunu sırasıyla 70 kVp ( $0.96 \pm 0.018$ ) ve 80 kVp ( $0.73 \pm 0.052$ ) takip ettiği gözlemlendi..

Kanal dolgusuz dişlere ait ROC eğrisi altındaki alan değerlendirildiğinde; 60 ve 70 kVp arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı ( $p>0.05$ ) 60-80 kVp ve 70-80 kVp arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu izlendi ( $p<0.05$ ).

	<b>A<sub>z</sub> 60 kVp</b> ( Ortalama ± SS )	<b>A<sub>z</sub> 70 kVp</b> ( Ortalama ± SS )	<b>A<sub>z</sub> 80 kVp</b> ( Ortalama ± SS )
<b>Kanal dolgusuz diş grubu</b>	0.98 ± 0.014	0.96 ± 0.018	0.73 ± 0.052

**Tablo 6:** Kanal dolgusu bulunmayan diş gruplarına ait 3 farklı kVp’de A<sub>z</sub> ve standart sapma değerleri

Kanal dolgulu diş grubuna ait 60-70-80 kVp'de ki ROC eğrileri ise grafik 2'de izlenmektedir.



**Grafik 2:** Kanal dolgulu dişler için oluşturulan 3 farklı kVp'de ROC eğrisi

Kanal dolgulu diş gruplarına ait 3 farklı kVp'de (60, 70, 80 kVp) elde edilen ROC eğrisinde eğri altında kalan alanların hesaplamasına ait ortalama değer ve standart sapmalar tablo 7'da yer almaktadır. Kanal dolgulu diş grubunda en yüksek  $A_z$  değerinin 70 kVp'de ( $0.79 \pm 0.045$ ) olduğu, bunu sırasıyla 60 ( $0.75 \pm 0.50$ ) ve 80 kVp ( $0.63 \pm 0.60$ ) izlediği gözlemlendi (Tablo 7).

Kanal dolgulu dişlere ait ROC eğrisi altındaki alan değerlendirildiğinde; 60-70-80 kVp arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmadığı gözlemlendi ( $p>0.05$ ).

	<b>Az 60 kVp</b> ( Ortalama $\pm$ SS )	<b>Az 70 kVp</b> ( Ortalama $\pm$ SS )	<b>Az 80 kVp</b> ( Ortalama $\pm$ SS )
<b>Kanal dolgulu diş grubu</b>	0.75 $\pm$ 0.50	0.79 $\pm$ 0.045	0.63 $\pm$ 0.60

**Tablo 7:** Kanal dolgusu bulunan ve bulunmayan diş gruplarına ait  $A_z$  ve standart sapma değerleri

VKK'nın saptanmasında dolgu varlığı ve kVp'nin etkisi değerlendirildiğinde ise her iki faktörün de VKK saptanabilirliği üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğu saptandı (sırasıyla  $p=0.014$ ,  $p=0.006$ ).

Farklı kVp'ler arası VKK saptanabilirliğini incelemek üzere gerçekleştirilen ikili t-test karşılaştırmalar sonucunda, kanal dolgusu bulunmayan diş grubunda 60 - 70 kVp arasında VKK saptanabilirliği açısından anlamlı bir fark olmadığı saptandı ( $p>0.05$ ). Ancak, 60 ila 80 kVp ( $p<0.05$ ) ve 70 ila 80 kVp ( $p<0.05$ ) arasında VKK saptanabilirliği açısından istatistiksel olarak anlamlı fark varlığı gözlemlendi. Kanal dolgusu bulunan diş grubunda ise 60-70, 60-80 ve 70-80 kVp değerleri arasında VKK saptanabilirliği açısından anlamlı fark bulunmadı ( $p>0.05$ ) (Tablo 8).

	<b>Kanal dolgusuz diş grubu (p değeri)</b>	<b>Kanal dolgulu diş grubu (p değeri)</b>
<b>60-70 kVp</b>	p=0.75	p=0.38
<b>60-80 kVp</b>	<b>p=0.04</b>	p=0.38
<b>70-80 kVp</b>	<b>p=0.04</b>	p=0.25

**Tablo 8:** Üç farklı (60-70-80) kVp’de kanal dolgusuz diş grubu ve dolgulu diş grubunun t-test ikili karşılaştırması

Ağırlıklı Kappa testi uygulanarak yapılan gözlemciler arası uyum değerlendirilmesinde; tüm diş grupları ve farklı kVp’lerde gözlemciler arası uyumun orta-oldukça iyi aralığında (0.21-0.76) olduğu gözlemlendi.



## 5. TARTIŞMA

Vertikal kök kırıkları prognozu kötü ve genellikle dişin çekimi ile sonuçlanan dental patolojiler arasında ilk sıralarda yer almaktadır. VKK bulunan dişlerde erken tanı tedavi protokolünün belirlenmesi açısından önem taşımaktadır (97).

VKK'nın tanısında en önemli gereçlerden biri iki boyutlu görüntü sağlayan radyografilerdir. Ancak, üç boyutlu yapıların iki boyutlu görüntüsü; yumuşak ve sert dokuların oluşturduğu süperpozisyonlar ile restorasyonların ve/veya göreceli olarak daha opak olan anatomik oluşumların yarattıkları artefaktlara bağlı olarak kırık görüntüsünü taklit edebilmekte veya mevcut bir kırığın görüntülenmesini engelleyebilmektedir. Literatürde vertikal kök kırıklarının, 3-boyutlu görüntüler oluşturan DVT görüntülerinde iki-boyutlu konvansiyonel radyografilere göre daha kolay saptanabildiğini gösteren birçok araştırma bulunmaktadır (8-14). Bu bilgiler ışığında araştırmamızda VKK'nın saptanmasında DVT görüntülerinin kullanılması tercih edildi. Bununla birlikte, DVT kullanımıyla hastaya ulaşan iyonize radyasyon miktarının konvansiyonel dental görüntüleme yöntemlerine kıyasla arttığı unutulmamalıdır. Endodontik tedavi görmüş dişlerde konvansiyonel yöntemlerin tanı ve tedavi planlamasına katkı sağlayacağı durumlarda DVT kullanılması önerilmektedir. Endodontide DVT kullanımı, dijital periapikal radyografik tekniklerin bir alternatifi olarak değerlendirilmemeli, Avrupa Endodontistler Birliği'nin de önerisi doğrultusunda sadece özel durumlarda tamamlayıcı bir yöntem olarak tercih edilmelidir (43).

Literatürde vertikal kök kırıklarının oluşturulmasına ait iki yöntem bulunmaktadır. Hassan ve ark. tarafından önerilen yöntem kanal ağzına çivi yerleştirilerek mekanik olarak kontrolsüz bir güç uygulanması sonucu dişin iki parçaya ayrılması ve daha sonra fragmanların yapıştırılması ile VKK hattı oluşturulmasıdır (9). Bu yöntemin dezavantajı kontrolsüz güç kullanılması nedeni ile dişte 2'den fazla sayıda kırık oluşma riski ve fragmanların yapıştırılması sonucu kırık parçalar arasında istenmeyen boşluklar gelişmesidir. Bu yöntem ile yapılan çalışmalarda VKK saptanabilirliği olduğundan daha yüksek çıkmakta ve gerçek klinik koşulların taklit edilemediği düşünülmektedir. VKK oluşturmak üzere önerilen diğer yöntem ise Instron cihazı kullanılarak oluşturulan kontrollü kırıklardır (95). Bu

yöntemde dişler kuru mandibulaya yerleştirilmekte, dişin kırılması için uygulanan kuvvet bilgisayar yardımıyla hassas olarak hesaplanmakta ve kontrollü bir kuvvet uygulanması ile tam ya da tam olmayan VKK'lar oluşturulabilmektedir. Çalışmamızda da kontrollü bir kuvvet uygulanması sonucu tam olmayan bir vertikal kırık hattı oluşturulmak istenmiş bu nedenle de Instron cihazının kullanılması tercih edilmiştir.

Literatürde bulunan VKK konulu araştırmaların çoğunda tam kırıkların kullanıldığı ve DVT'nin tam VKK'nın tanısında başarılı sonuçlar verdiği bildirilmektedir (8-14). Bununla birlikte tam olmayan VKK'larının tanısal performansının incelendiği çok az sayıda araştırma bulunmakta ve bu araştırmaların sonuçlarına göre tam olmayan VKK'nın tanısının tam kırıklara göre daha zor olduğu bildirilmektedir (60,95,98). Brady ve ark.'larının tam ve tam olmayan VKK saptanabilirliğini DVT ve periapikal radyografi yöntemleri ile karşılaştırmalı olarak değerlendirdikleri araştırmada, tam VKK tanısında her iki yöntemin de iyi performans gösterdiği, ancak tam olmayan kırıklarda DVT'nin daha üstün sonuç verdiği bildirilmiştir (95). Tüm bu araştırmaların sonuçları doğrultusunda ve literatürde az sayıda araştırma bulunması nedeni ile çalışmamızda tanısı daha zor olan tam olmayan VKK'lı dişler kullanılması tercih edildi.

VKK kırıklarının tanısı amacıyla *invitro* koşullarda gerçekleştirilen çalışmalarda görüntüleme öncesinde klinik koşulları taklit edebilmesi amacıyla çekilmiş dişlerin akrilik bloklara veya kuru insan mandibulasına yerleştirildiği görülmektedir. Elde edilen sonuçlar çekilmiş dişlerin kuru mandibulaya yerleştirilmesinin klinik koşulları daha iyi taklit ettiğini ve daha başarılı sonuçlar verdiğini göstermektedir (97). Bu nedenle araştırmamızda çekilmiş dişlerin kuru mandibulaya yerleştirilerek kullanılması planlandı. Buna ek olarak yumuşak dokuyu simüle ederek klinik koşulları daha iyi taklit edeceği düşünülerek radyografik çekim sırasında kuru mandibula ile cihaz arasına 15 mm kalınlığında dikdörtgen pleksiglass yerleştirildi.

DVT'de VKK saptanması dahil birçok tanısal uygulamada mA, voksel, tarama süresi, filtrasyon, kVp ve kesit kalınlığı gibi temel radyolojik parametrelerin tanısal kapasiteyi etkilediği bilinmektedir. Literatürde DVT'ye ait temel ışınlama

parametrelerinin VKK saptanabilirliğine etkisinin değerlendirildiği çok sayıda araştırma bulunmakla birlikte kVp'nin VKK saptanabilirliğine katkısını değerlendiren herhangi bir araştırmaya rastlanmamıştır (99-101). Sunulan çalışma tam olmayan VKK dışlarında DVT'nin tanısal performansını farklı kVp'ler kullanarak değerlendiren ilk araştırma olma özelliğini taşımaktadır.

Bir radyografik yöntemin belirli bir tanısal amaç için diyagnostik doğruluğunu belirlenmesinde kullanılan yöntemler arasında duyarlılık (sensitivite) ve özgünlük (spesifite) sayılmaktadır (102). Diyagnostik testlerin hem sensitivitesini hem de spesifitesini değerlendiren bir yöntem olan Receiver Operating Characteristics (ROC) analizi; diş hekimliği ve medikal alanda diyagnostik testlerin güvenilirliği için önerilen önemli bir değerlendirme yöntemidir. ROC analizinde eğri altında kalan alanın hesaplanması ( $A_z$ ) ile radyografik yöntemlerin doğruluğu ve güvenilirliği belirlenebilmektedir. Bir (1) değerine yakın  $A_z$  değerleri daha yüksek doğruluk oranlarını gösterirken, 0.5 ve altında kalan değerler doğruluk oranının düşük ve standart altı olduğunu belirtmektedir (103). Ancak, bir görüntüleme yönteminin sensitivite ve spesifite değerinin yüksek oluşu, bu yöntem kullanılarak yapılan değerlendirmelerde daha az hatalı pozitif ve hatalı negatif elde edilmesi anlamına gelmektedir. Bununla birlikte, sadece sensitivite ve spesifite değerlerinden yola çıkarak bir radyografik yöntemin doğruluğu hakkında yorum yapmanın yeterli olmadığı araştırmacıların ortak görüşüdür. Sadece sensitivite ve spesifite kullanılarak yapılan yorumlardaki yetersizlik, özellikle sensitivitenin yüksek olduğu ve spesifitenin düşük olduğu durumlarda göze çarpar. Diyagnostik değerlendirmelerde bir grupta sensitivite yüksek, diğer grupta da spesifite yüksek ise, bu değerlendirmelerden hangisinin tanısal kapasiteye etki ettiğini belirlemek mümkün olamamaktadır. Böyle bir durumda tanısal yöntemin sağlıklı olguları mı yoksa hastalık varlığını mı daha iyi saptadığı konusunda belirsizlik ortaya çıkmaktadır (102). Bu olumsuzlukların giderilmesi amacıyla pozitif olasılık oranı LR (+) ve negatif olasılık oranı LR (-) değerlerinin hesaplanarak değerlendirilmeye katılması önerilmektedir. LR (+)'nın 1'den büyük, LR (-)'nin ise 1'den küçük olması söz konusu yöntemin diyagnostik kapasitesinin yüksek olduğunu gösterir. Sonuç olarak, herhangi bir görüntüleme sistemine dair seçim söz konusu olduğunda LR (+)

değerinin yüksek, LR (-) değerinin ise düşük olması o yöntemin belirlenen tanı için diyagnostik kapasitesinin de yüksek olduğunu ortaya koymaktadır (104-105).

Literatürde VKK saptanabilirliğini değerlendiren çalışmalar bu açıdan irdelendiğinde hiçbir çalışmada LR (+) ve LR (-) değerlerinin saptanmadığı ve çok az sayıda çalışmada ROC analizi kullanıldığı görülmektedir. Sunulan çalışmada sensitivite ve spesifisite değerleri ile ROC analizinin kullanılmasının yanı sıra LR (+) ve LR (-) değerlerinin de hesaplanması çalışmamızın bu açıdan da bir ilk teşkil etmesi ve güvenilirliğini desteklemesi bakımından önem taşımaktadır.

Radyografik tanısal değerlendirmeler gözlemciye bağlı subjektif bir değerlendirme olduğu için gözlemci sayısının yanısıra gözlemciler arasındaki uyum da önemli bir parametredir. Obuchowski ve ark. tarafından ROC analizi yapılan bir çalışmada gözlemci sayısının 2 ile 10 arasında olması gerektiği vurgulanmış, gözlemci sayısının bu rakamlardan az veya fazla olması durumunda bulguların sapma gösterme olasılığının arttığı bildirilmiştir (106). Bu bilgiler ışığında araştırmamızda bulunan gözlemci sayısı 4 olarak belirleyerek ideal koşullarda bir değerlendirme yapılması sağlandı. ROC analizinin istatistiksel gücü üzerinde etkili bir parametre de örnek sayısıdır. Sunulan çalışmada da 48 adet dış üç farklı kVp'de görüntüledi ve toplam 144 radyografik kesit elde edildi. Dört gözlemci tarafından toplam 576 radyografik değerlendirme yapılarak mümkün olan en iyi standartlarda çalışmanın yürütülmesi sağlandı.

Tüm çalışma koşullarının maksimize edildiği çalışmamızın bulguları değerlendirildiğinde kullanılan tüm kilovolt seçeneklerinde kanal dolgunsuz dişlerin kanal dolgulu dişlere göre daha yüksek sensitivite ve spesifisite değerine sahip olduğu bulundu (Tablo 4-5). Buna göre, çalışmaya dahil edilen tüm kilovolt seviyelerinde kanal dolgusu bulunmayan dişlerde tam olmayan VKK saptanabilirliğinin daha başarılı olduğunu söylemek mümkündür. Kanal dolgusu bulunmayan ve bulunan dişleri vertikal kök kırığı tanısı amacıyla karşılaştıran çok sayıda araştırma bulunmaktadır (8-14,107). Kanal dolgusunun VKK saptanabilirliğini olumsuz etkilediği yönündeki bulgumuz bu araştırmaların birçoğunun bulguları ile paralellik göstermektedir (12-14,107). Buna karşın Hassan ve ark. tarafından 70 kVp kullanılarak yapılan araştırmalarının sonuçlarına göre

gütaperkanın VKK saptanabilirliğini olumsuz yönde etkilemediği bildirilmiştir (9). Adı geçen araştırmanın çalışmamızdan farklı sonuçlarının nedeni VKK'nın kontrolsüz mekanik güç kullanılarak oluşturulmuş daha geniş yüzeyli kırıklar olması, farklı DVT cihazı kullanılmasının yanı sıra, analiz yöntemi olarak sadece spesifisite ve sensitivite kullanılmış olmasıdır. Ancak, farklılığın temel nedeninin Hassan ve ark.'tarafındankontrolsüz güç ile tam VKK oluşturulmuş dişleri kullanmış olmaları, bizim çalışmamızda ise tanısı çok daha zor olan tam olmayan VKK bulunan dişlerin kullanılması olduğu düşünülmektedir.

VKK'ı endodontik tedavili dişlerde daha sık görülmektedir (1). Kanal dolgu materyali ve kanal tedavili dişlerde sıklıkla bulunan postların oluşturduğu radyografik artefaktlar DVT ile VKK saptanabilme performansını azaltmaktadır. DVT ile saptanabilen patolojiler arasında endodontik tedavili dişlerdeki VKK'nın en zorlanılan tanıların başında geldiği bildirilmektedir (43). Bu nedenle farklı cihazlar ve farklı parametreler kullanılarak elde edilmiş DVT görüntülerinde endodontik tedavili dişlerdeki kök kırıklarını saptayabilme kapasitesi büyük önem taşımaktadır. Daimi kanal patları ve gütaperka, radyoopak olarak gözlenen dolgu materyalleri olmaları nedeniyle yüksek düzeyde artefakt oluşturabilmektedir. Görüntülerde ortaya çıkan artefaktlardan biri ışın sertleşmesidir. X-ışınları bir objeyi geçerken düşük enerjili fotonlar, yüksek enerjili olanlara kıyasla daha çok absorbe edilmektedir. Birbirine komşu farklı yoğunluktaki anatomik yapıların farklı düzeylerde ışın absorbe etmeleri sonucu gelişen ve ışın sertleşmesi (*beam hardening*) olarak adlandırılan bu durum, görüntüde iki farklı artefakt oluşturmaktadır. Bunlar, metalik restorasyonlara komşu farklı yapı ve kalınlıktaki dokuların X-ışınını farklı düzeyde absorbe etmesine bağlı olarak gelişen cupping artefaktı ve yoğunluğu fazla iki obje arasında ortaya çıkan siyah bant şeklinde gözlenen artefaktlardır (19,108-109). DVT görüntülerinde ortaya çıkan bir diğer artefakt ise yine gütaperka gibi radyoopak maddelerin X-ışını ile etkileşimi sonucu ortaya çıkan çizgisel artefaktlardır. VKK'nın DVT görüntülerindeki saptanabilirliğini temel olarak etkileyen artefakt türünün çizgisel artefaktlar olduğu birçok makalede bildirilmektedir (12-14). Buna göre, çalışmamızın sonuçlarına göre kanal dolgusu (kanal patı + gütaperka) bulunan dişlerin DVT görüntülerinde tam olmayan VKK saptanabilirliğinin azalması literatür ile uyum göstermektedir.

Çalışmamızın bulgularını farklı kVp'ler yönünden değerlendirdiğimizde kanal dolgusu bulunmayan dişlerde VKK saptanabilirliği açısından 60 ve 70 kVp ile elde edilen görüntüler arasında anlamlı fark bulunmazken, 80 kVp'nin farklılık gösterdiği saptandı. Genel olarak kVp arttıkça sensitivitenin arttığı, bununla beraber spesifisitenin azaldığı saptandı. Ancak, 80 kVp'de artefaktların artmasına bağlı olarak gözlemcilerin hatalı pozitif yanıtlarının da artması spesifisitenin çok düşmesine ve dolayısı ile bu düzeydeki kVp'nin diagnostik başarısının düşük kalmasına neden oldu. Kilovoltajın artmasına bağlı olarak oluşan çok sayıda çizgisel artefaktları gözlemcilerin kırık gibi algılaması nedeniyle hatalı pozitif yanıtların artmasının bu sonucu doğurduğu düşünülmektedir. Pauwels ve ark.'nın DVT ile ilgili makalesinde yüksek kVp'de mine opasitesinin bile çizgisel artefaktlarda artış oluşturduğu bildirilmektedir (110). Artan kVp sonucu görüntü detektörüne ulaşan saçılma radyasyonu da artmakta dolayısı ile radyografik kirliliği de (noise) arttırmakta ve sonuç olarak tanısız kapasiteyi önemli ölçüde etkileyen kontrast çözünürlüğü azalmaktadır (108-109).

Tam olmayan VKK saptanabilirliğini değerlendirdiğimiz çalışmamızın kanal dolgusu bulunan dişlerdeki bulgularına göre 60-70-80 kVp değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı. Mevcut kanal dolgu materyallerinin her üç düzeydeki kilovoltta da artefakt oluşturması, kanal dolgusu bulunmayan dişlere kıyasla her koşulda artefakt miktarının fazla olmasının bu sonucu doğurduğu düşünülmektedir. Çalışmamız kanal dolgusu varlığında tam olmayan VKK saptanabilirliğini değerlendiren ilk çalışma olması sebebiyle literatürde herhangi bir kıyaslama yapmak mümkün değildir. Ancak, Jasa ve ark. 3 farklı kVp kullanarak mandibular kanalın görülebilirliğini değerlendirmiş, Panmekiate ve ark. posterior mandibuladaki lineer ölçümlerde dört farklı kVp'deki ölçüm değerlerini karşılaştırmış, amalgam dolgulu dişlerde sekonder çürüklerin saptanabilirliğini üç farklı kVp ile değerlendiren Kamburoğlu ve ark.'da farklı tanımlar için de olsa benzer sonuçlar bildirmişlerdir (111-113).

Sunulan çalışmada kanal dolgusu bulunan dişlerde tam olmayan VKK'nın saptanabilirliği 3 farklı kVp için farklılık göstermemekle birlikte 60 ve 70 kVp'de sensitivite, spesifisite ve  $A_z$  değerlerinin 80 kVp'ye göre daha başarılı sonuç vermesi

dikkat çekicidir ve klinik parametreleri belirleme yönünden önem taşımaktadır. Çalışmamızda 80 kVp ile elde edilen görüntülerde önceden de tartışıldığı gibi saçılma radyasyonunun artması sonucu görüntü kirliliği artmış ve buna paralel olarak çözünürlüğün azalması sözkonusu olmuştur. Yüksek kVp nedeni ile oluşan çok sayıda çizgisel artefaktın vertikal kırık gibi görünerek yalancı pozitif yanıtları arttırmasının veya mevcut kırık çizgilerini maskeleyerek yalancı negatif yanıtları arttırmasının bu sonuca neden olduğu düşünülmektedir. Yüksek kVp değerlerinin metalik artefaktları arttırmasının yanı sıra hastaya ulaşan radyasyon dozunu da arttırmasının çok önemli bir dezavantaj olduğu unutulmamalıdır (114). Önceden de tartışıldığı gibi çalışmamıza benzer başka bir çalışma literatürde bulunmadığı için kıyaslama yapmak mümkün olmamaktadır. Ancak, Katsuma ve Zhang yazdıkları derleme makalesinde radyoopak dolguların oluşturduğu ışımsal artefaktların VKK'nı taklit edebileceğini bildirilmektedir (115,116). Pinto ve ark. tarafından da metalik post varlığının artan artefaktlar nedeni ile VKK saptanabilirliğinin olumsuz etkilediğini bildirilmiştir. Adı geçen çalışmalarda sunulan çalışmadan farklı olarak daha kolay saptanabilen tam fraktürlü dişlerin kullanılmasına karşın artefaktın bu düzeyde etkili olması ışımsal artefaktların özellikle tam olmayan VKK'nın tanısal performansını yüksek düzeyde etkileyebileceğini ortaya koymaktadır (117).

Çalışmamızda kanal dolgu materyali olarak ülkemizde klinik pratiğinde sıklıkla kullanılan kalsiyum hidroksit ve güta-perka kullanıldı. Güta-perka dışında dişte aşırı kron harabiyeti olan olgularda çeşitli fiber veya metalik postlar da sıklıkla kullanılabilir. Farklı kilovoltaj değerlerinde değişik dolgu materyallerinin VKK tanısına olan etkisini değerlendiren bir araştırma henüz bulunmamaktadır. Farklı opasitedeki kanal dolgu patlarının ve yine farklı opasitedeki daimi kanal dolgu materyallerinin benzer kilovoltlardaki görüntülerde farklı sonuçlar doğurması mümkündür. Benzer şekilde farklı DVT cihazı kullanılarak yapılacak çalışmalar ile de farklı sonuçlar elde edilebileceği unutulmamalıdır. Bunun yanı sıra, radyografik görüntüdeki artefaktları azaltmak amacıyla uygulanabilecek filtreler ya da artefakt azaltma yazılımları bulunmaktadır. Bilgisayar ve yazılım teknolojilerinin baş döndürücü bir hızla geliştiği günümüzde çok daha etkili ve yenilikçi yazılımsal algoritmaların gelişmesi ve klinisyenlerin kullanımına sunulması beklenmektedir. Yukarıda sayılan tüm parametrelerin sunulan tam olmayan VKK'nın

saptanabilirliğine etkisini değerlendirmek için çok sayıda araştırmaya ihtiyaç bulunmaktadır.

DVT ile farklı kVp seviyelerinde VKK saptanabilirliğinin değerlendirildiği herhangi bir araştırma bulunmamasına rağmen farklı maksillofasiyal patolojilerin tanısına etkisinin değerlendirildiği ve kVp seçimine yönelik klinik tavsiyelerde bulunan araştırmalar mevcuttur. Jasa ve ark. mandibular kanalın görülebilirliği için, Panmekiate ve ark. posterior mandibuladaki lineer ölçümler için, Kamburoğlu ve ark'da sekonder çürüklerin tanısı için çalışmamıza benzer bulgular elde etmiş ve ALARA prensibine uygun olarak ayrı ayrı çalışmalarda klinik olarak kullanılmak üzere DVT çekimlerinde 60 kVp'yi, önermişlerdir (111-114). Buna göre, tüm istatistiksel değerlendirmeler, görüntü kalitesi ve hastaya ulaşan radyasyon dozu bir bütün olarak göz önüne alındığında tam olmayan VKK tanısında 60 kVp'nin en doğru tanısal sonucu vereceğini düşünmekteyiz.

Piyasadaki cihazların teknolojileri ve farklı özellikleri tanısal performanslarını etkilemektedir. DVT cihazlarında flat-panel veya tüp/yüklenme iştirilmiş cihaz (CCD – charge coupled device) dedektör olmak üzere iki çeşit sensör kullanılmaktadır (94). Miles ve ark. tarafından flat panel cihazların CCD cihazlara göre daha yüksek X-ışını fotonu toplama etkinliği olduğundan dolayı daha iyi görüntü kalitesine sahip oldukları bildirilmektedir (118). Bu çalışmada kullanılan Kodak 9000 3D cihazı ise amorf flat-panele sahiptir. Söz konusu DVT cihazının görüntüleme hacmi dar, voksel boyutu küçük ve bunlara bağlı olarak görüntü çözünürlüğü yüksektir. Bu nedenle VKK varlığının değerlendirilmesi gibi tek bir dar bölgeyi ilgilendiren durumlarda düşük radyasyon dozu ve yüksek görüntü kalitesi nedeni ile araştırmada kullanılan cihaz gibi dar görüntüleme hacmine sahip cihazların kullanılması özellikle önerilmektedir. Elsaltani ve ark. (2016) 5 farklı DVT cihazının dolgulu ve dolgusuz dişlerdeki VKK'ları saptayabilme performansını değerlendirdikleri çalışmada en iyi performansı flat-panel bir cihaz ile elde ettiklerini, en kötü performansı ise CCD detektöre sahip cihaz ile elde ettiklerini bildirmişlerdir (119). Kodak 9000 3D cihazını diğer DVT'ler ile VKK saptanabilirliği yönünden karşılaştıran herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.



Görüntüleme sistemlerinin avantaj ve dezavantajlarının değerlendirilmesinde göz önüne alınması gereken en önemli konulardan biri de hastaya ulaşan radyasyon dozudur. Radyasyon riskinin azaltılması ve görüntü kalitesinin optimal düzeyde tutulması görüntüleme tekniğinin seçilmesinde önemli kriterlerdir. Özellikle sınırlı hacmi görüntüleyen DVT cihazları dental patolojilerin üç boyutlu görüntülemeleri için en düşük radyasyonu sunan görüntüleme yöntemidir. Hastaya ulaşan radyasyon dozu iki boyutlu görüntüleme sistemlerinde üç boyutlu sistemlere göre daha düşüktür (24). Ancak bu çalışmada kullanılan DVT cihazı 5x3.75 cm çapında bir hacmi görüntüleyen dar hacimli konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazı olduğu için ortalama olarak bir-iki panoramik radyografi veya iki-üç periapikal intraoral dozu kadar radyasyon hastaya ulaştığı bildirilmektedir (Panoramik radyografi: 2.9-11  $\mu$ Sv, periapikal grafi: 1-20  $\mu$ Sv) (120). Işınlama dozu iki boyutlu görüntüleme yöntemlerinden biraz daha fazla olmasına rağmen üçüncü boyutun tanıya ulaşmadaki önemi göz önüne alındığında DVT kullanımı (özellikle sınırlı hacmi olan) bir avantaj haline gelebilmektedir. Bununla birlikte hasta ve hekim için kabul edilebilir en düşük doz anlamına gelen ALARA (as low as reasonably achievable) prensibi yeni araştırmalarda yerini tanısal olarak kabul edilebilir en düşük doz anlamına gelen ALADA (as low as diagnostically acceptable) prensibine bırakmaktadır (121). Radyoloji uygulamalarında ışınlama parametrelerinden kVp'nin hastaya ulaşan radyasyon dozunu etkileyen temel parametrelerden biri olduğu unutulmamalıdır. Bu nedenle tam olmayan VKK'nın tanısı gibi seçilen bir tanı için klinisyen açısından maksimum diyagnostik performansı sağlayabilecek, optimal düzeyde görüntü kalitesini sağlayan ve hastaya en az düzeyde radyasyon ulaştıran en küçük kVp değerinin seçilmesi önemlidir. Bu çalışmanın verilerine göre 60 veya 70 kVp'nin VKK tanısında diyagnostik olarak birbirine üstünlüğü olmadığı düşünülürse daha az doz oranına sahip 60 kVp'nin tam olmayan VKK tanısında kullanılmasını önermekteyiz.

Sonuç olarak, araştırmamız tam olmayan VKK saptanabilirliğini üç farklı kVp kullanarak dar hacimli DVT görüntüleri ile *in vitro* olarak değerlendiren ilk çalışma olma özelliğini taşımaktadır. Çalışma materyali olarak DVT görüntülerinde tanı koymanın en güç olduğu tam olmayan VKK'lı dişler kullanılmasına rağmen, *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiş olmasına rağmen klinik koşulların maksimum düzeyde

simule edilmesi, çalışma yöntemi olarak en güvenilir yöntemlerin tercih edilmiş olması geniş çaplı istatistiksel analiz yöntemlerinin kullanılması ve yüksek düzeydeki gözlemciler arası uyum varlığı çalışmamızın güvenilirliğini arttırmaktadır. Bununla birlikte, tam olmayan VKK'nın tanısı amacıyla kVp seçimi açısından kliniğe yönelik kesin tavsiyelerde bulunabilmek için benzer parametreler kullanılarak klinik çalışmalar yapılmasının gereği ortadadır.



## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada 48 adet (kanal dolgulu- kırık ve kırıksız, kanal dolgusu bulunmayan-kırık ve kırıksız) tek köklü premolar diş, kuru insan mandibulasına yerleştirilerek Kodak 9000 3D cihazı ile 3 farklı kVp'de (60-70-80) standart koşullarda görüntüledi. Elde edilen toplam 576 görüntü tam olmayan VKK saptanabilirliği yönünden dört gözlemci tarafından değerlendirildi.

Sonuç olarak:

- Dental volümetrik tomografi ile tam olmayan VKK saptanabilirliği, kanal dolgusu bulunmayan dişlerde kanal dolgulu dişlere göre tüm kVp'ler için daha başarılı sonuçlar verdi.
- Kanal dolgusu bulunmayan dişlerde farklı kVp'lerde tam olmayan VKK saptanabilirliği:  
80 kVp'de 60 ve 70 kVp'ye göre daha başarısız sonuç verirken, 60 ve 70 kVp arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0.05$ ). Bunun nedeni 80 kVp'de oluşan artefaktların gözlemcilerin hatalı pozitif yanıtlarını arttırmasına bağlandı.
- Kanal dolgulu dişlerde tam olmayan VKK saptanabilirliği açısından 60-70-80 kVp arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0.05$ ). Bunun nedeni ise, radyopak kanal dolgu materyallerinin oluşturduğu artefaktlar nedeni ile tüm kVp'lerde gözlemcilerin hatalı pozitif yanıt oranlarının artması olduğu düşünüldü.
- Gözlemciler arası uyum tüm gruplar ve tüm kVp'lerde iyi-orta düzeyde saptandı.
- Bu bulgular doğrultusunda, tam olmayan VKK'nın tanısı için ALARA prensibi de göz önüne alınarak DVT görüntülerinde 60 ve 70 kVp'nin benzer sonuçlar vermesi nedeni ile hastaya ulaşan radyasyon dozunun minimum olacağı 60 kVp'nin kullanılması önerilmektedir.

Bu çalışma tam olmayan VKK'ları üç farklı kilovolt kullanılarak DVT ile *in vitro* olarak değerlendiren ilk çalışmadır. Bu çalışmanın verilerinin daha geniş klinik ve *in vitro* çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir. İleri görüntüleme yöntemi olan DVT'nin 3. boyut hakkında sunduğu bilgiler ışığında tam olmayan VKK

saptanabilirliği yönünden erken tanı ve doğru tedavi planlamasına katkıda bulunacağı açıktır. Kanal dolgularının görüntülerde artefakt yarattığı bilinmekte ve bu nedenle artefakt azaltıcı algoritmalar kullanılmalıdır. DVT'nin çekim parametrelerinin görüntü kalitesini ve VKK saptanabilirliğini etkileyeceği göz önünde tutulmalı ve radyolog tarafından en az radyasyon dozunda maksimum görüntü kalitesinin elde edilebileceği çekim parametreleri tercih edilmelidir.



## 7. KAYNAKLAR

- 1) Rivera EM, Walton RE. Longitudinal tooth fractures: findings that contribute to complex endodontic diagnoses. *Endodontic Topics* 2007;16:82-111.
- 2) Gutmann J, Rakusin H. Endodontic and restorative management of incompletely fractured molar teeth. *International Endodontic Journal* 1994;27:343-8.
- 3) Goaz PW, White SC. *Oral radiology: principles and interpretation*. St. Louis: Mosby; 1987.
- 4) Ailor JE. Managing incomplete tooth fractures. *Journal-American Dental Association* 2000;131:1168-74.
- 5) White SC, Pharoah MJ. *Oral radiology: principles and interpretation*. St. Louis: Elsevier Mosby; 2008.
- 6) Patel S, Durack C, Abella F, Roig M, Shemesh H, Lambrechts P, et al. European Society of Endodontology position statement: the use of CBCT in endodontics. *Int Endod J* 2014;47:502-4.
- 7) Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *Journal Of Endodontics* 2005;31:288-92.
- 8) Ezzodini Ardakani F, Razavi SH, Tabrizizadeh M. Diagnostic value of cone-beam computed tomography and periapical radiography in detection of vertical root fracture. *Iran Endod J* 2015;10:122-6.
- 9) Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Detection of vertical root fractures in endodontically-treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *J Endod* 2009;35:719-22.
- 10) Varshosaz M, Amin-Tavakoli M, Mostafavi M, Baghban AA. Comparison of conventional radiography with cone beam computed tomography for detection of vertical root fractures: an in vitro study. *J Oral Sci* 2010;52:593-7.
- 11) Valizadeh S, Khosravi M, Azizi Z. Diagnostic accuracy of conventional, digital and Cone Beam CT in vertical root fracture detection. *Iran Endod J* 2011;6:15-20.
- 12) da Silveira PF, Vizzotto MB, Liedke GS, da Silveira HL, Montagner F, da Silveira HE. Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography - an in vitro analysis. *Dent Traumatol* 2013;29:41-6.

- 13) Kambungton J, Janhom A, Prapayasadok S, Pongsiriwet S. Assessment of vertical root fractures using three imaging modalities: cone beam CT, intraoral digital radiography and film. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:91-5.
- 14) Melo SL, Bortoluzzi EA, Abreu M, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a conebeam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod* 2010;36:1879-82.
- 15) Harorlı A. *Diş Hekimliği Radyolojisi*. Erzurum: Eser Matbaacılık; 2006.
- 16) Aichinger H, Dierker J, Joite-Barfub S, Sabel M. *Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology: Principles and Clinical Applications*. Berlin: Springer; 2012.
- 17) Bushong SC. *Radiologic science for technologists: physics, biology and protection*. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby; 2013.
- 18) Harrison RM, Farmer FT. The determination of anatomical cross sections using a radiotherapy simulator. *British Journal of Radiology* 1978;59:448-53.
- 19) White SC, Pharoah MJ. *Cone beam computed tomography*. St Louis: Mosby; 2009.
- 20) Samur S. *Diş hekimliğinde cone beam bilgisayarlı tomografi*. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 2009;3:346-51.
- 21) Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics of North America* 2008;52:707-30.
- 22) Stavropoulos A, Wenzel A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. *Clinical Oral Investigation* 2007;11:101-6.
- 23) White SC. Cone beam imaging in dentistry. *Health Physics* 2008;95:628-37.
- 24) 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.
- 25) S. Patel, New dimensions in endodontic imaging—part 2: cone beam computed tomography. *International Endodontic Journal* 2009;42:463–75.
- 26) Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J* 2012; 51:46-60.

- 27) Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region-an update. *Int J Med Robot* 2009;5:366-80.
- 28 ) Sur J, Seki K, Koizumi H, Nakajima K, Okano T. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:29-33.
- 29) Dawood A, Patel S, Brown J. Cone beam CT in dental practice. *Br Dent J* 2009;207:23-8.
- 30) Sprawls P. Computed Tomography Image Quality Optimization and Dose Management. Available from: <http://www.sprawls.org/resources/CTIQDM>
- 31) Goldman L. Principles of CT: Radiation dose and image quality. *J Nucl Med Technol* 2007;35:213-25.
- 32) Francis Z. Image quality assessment Tools for optimization of CT images *Radiography* 2010;26:147-53.
- 33) Yılmaz F, Kamburoglu K, Yeta NY, Öztan MD. Cone beam computed tomography aided diagnosis and treatment of endodontic cases: Critical analysis. *World J Radiol* 2016;8:716-25.
- 34) Gijbels F, Jacobs R, Sanderink G, De Smet E, Nowak B, Van Dam J, et al. A comparison of the effective dose from scanography with periapical radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31:159–63.
- 35) 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: 87-9.
- 36) Mora MA, Mol A, Tyndall DA, Rivera EM. In vitro assessment of local computedtomography for the detection of longitudinal tooth fractures. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology* 2007;103:825-9.
- 37) AE and AAOMR Joint Position Statement: Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics 2015 Update. Special Committee to Revise the Joint AAE/AAOMR Position Statement on use of CBCT in Endodontics. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2015;120:508-12.
- 38) 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;34:273-9.

- 39) Shemesh H, Cristescu RC, Wesselink PR, Wu M-K. The use of cone-beam computed tomography and digital periapical radiographs to diagnose root perforations. *J Endod* 2011;4:513-6.
- 40) Talwar S, Utneja S, Nawal RR, Kaushik A, Srivastava D, Oberoy SS. Role of conebeam computed tomography in diagnosis of vertical root fractures: a systematic review and meta-analysis *J Endod* 2016;42:12-24.
- 41) Walton R, Torabinejad M. Cracked tooth and vertical root fracture. *Principles and practice of endodontics*. 1996;28:474-91.
- 42) Rivera E, Walton R. Cracking the cracked tooth code: detection and treatment of various longitudinal tooth fractures. *American Association of Endodontists Colleagues for Excellence, Newsletter, Summer 2008*.
- 43) Rivera EM, Walton RE. Longitudinal tooth fractures. In: Torabinejad M, Walton RE editors. *Principles and Practice of Endodontics*. WB Saunders Company, 2009; p. 108-28.
- 44) Abou-Rass M. Crack lines: the precursors of tooth fractures—their diagnosis and treatment. *Quintessence Int* 1983;14:437-47.
- 45) Fennis W, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters F, Creugers N, Burgersdijk R. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. *The International journal of prosthodontics* 2001;15:559-63.
- 46) Lagouvardos P, Sourai P, Douvitsas G. Coronal fractures in posterior teeth. *Operative dentistry* 1988;14:28-32.
- 47) Hiatt WH. Incomplete crown-root fracture in pulpal-periodontal disease. *Journal of periodontology* 1973;44:369-79.
- 48) Cameron CE. Cracked-tooth syndrome. *The Journal of the American Dental Association* 1964;68:405-11.
- 49) Cameron CE. The cracked tooth syndrome: additional findings. *The Journal of the American Dental Association* 1976;93:971-5.
- 50) Eakle W, Maxwell E, Braly B. Fractures of posterior teeth in adults. *Journal of the American Dental Association* 1986;112:215-8.
- 51) Roh BD, Lee YE. Analysis of 154 cases of teeth with cracks. *Dental Traumatology* 2006;22:118-23.
- 52) Ehrmann E, Tyas M. Cracked tooth syndrome: Diagnosis, treatment and correlation between symptoms and post-extraction findings. *Australian dental journal* 1990;35:105-12.



- 53) Ellis S. Incomplete tooth fracture—proposal for a new definition. *British dental journal* 2001;190:424-8.
- 54) Burke F. Hemisection: a treatment option for the vertically split tooth. *Dental update* 1991;19:8-12.
- 55) Helft M, Marshak B. Split root: a common cause of undiagnosed or misdiagnosed pain. *Quintessence international, dental digest* 1981;12:1031-6.
- 56) 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, and Endodontology* 2006;101:797-802.
- 57) Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC. *Ingle's endodontics*. Hamilton, Ontario: BC Decker; 2008.
- 58) Bjørndal L, Reit C. Endodontic malpractice claims in Denmark 1995–2004. *International endodontic journal* 2008;41:1059-65.
- 59) Rosen E, Tsesis I, Tamse A, Bjørndal L, Taschieri S, Givol N. Medico-legal aspects of vertical root fractures in root filled teeth. *International endodontic journal* 2012;45:7-11.
- 60) 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;46:1140-52.
- 61) Holcomb JQ, Pitts DL, Nicholls JI. Further investigation of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *Journal of endodontics* 1987;13:277-84.
- 62) Flores MT, Andersson L, Andreasen JO, Bakland LK, Malmgren B, Barnett F, et al. Guidelines for the management of traumatic dental injuries. II. Avulsion of permanent teeth. *Dental Traumatology* 2007;23:130-6.
- 63) Morfis A. Vertical root fractures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1990;69:631-5.
- 64) Luebke R. Vertical crown-root fractures in posterior teeth. *Dental Clinics of North America* 1984;28:883-94.
- 65) Agrawal VS, Kapoor S, Shah NC. An innovative approach for treating vertically fractured mandibular molar-hemisection with socket preservation. *Journal of Interdisciplinary Dentistry* 2012;2:141.

- 66) Floratos SG, Kratchman SI. Surgical management of vertical root fractures for posterior teeth: report of four cases. *Journal of endodontics* 2012;38:550-5.
- 67) Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics* 1989;15:512-6.
- 68) Chan C-P, Tseng S-C, Lin C-P, Huang C-C, Tsai T-P, Chen CC. Vertical root fracture in nonendodontically treated teeth—A clinical report of 64 cases in chinese patients. *Journal of endodontics* 1998;24:678-81.
- 69) Arakawa S, Cobb CM, Rapley JW, Killoy WJ, Spencer P. Treatment of root fracture by CO 2 and Nd: YAG lasers: an in vitro study. *Journal of endodontics* 1996;22:662-7.
- 70) Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *International Endodontic Journal* 1999;32:283-6.
- 71) Zadik Y, Sandler V, Bechor R, Salehrabi R. Analysis of factors related to extraction of endodontically treated teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2008;106:31-5.
- 72) Ettinger RL, Qian F. Postprocedural problems in an overdenture population: a longitudinal study. *Journal of endodontics* 2004;30:310-4.
- 73) Chan C-P, Lin C-P, Tseng S-C, Jeng J-H. Vertical root fracture in endodontically versus nonendodontically treated teethA survey of 315 cases in Chinese patients. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 1999;87:504-7.
- 74) Schwarz S, Lohbauer U, Petschelt A, Pelka M. Vertical root fractures in crowned teeth: a report of 32 cases. *Quintessence international* 2012;43:37-43.
- 75) Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. *Journal of endodontics* 2006;32:1160-3.
- 76) Touré B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y. Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *Journal of endodontics* 2011;37:1512-5.
- 77) Abdo SB, Masudi SaM, Luddin N, Husien A, Khamis MF. Fracture resistance of over-flared root canals filled with MTA and resin-based material: an in vitro study. *Brazilian Journal of Oral Sciences* 2012;11:451-7.
- 78) Vertucci FJ. Management of a vertical root fracture. *Journal of endodontics* 1985;11:126- 31.


- 79) Geurtsen W. The cracked-tooth syndrome: clinical features and case reports. *The International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry* 1992;12:395.
- 80) Meister F, Lommel TJ, Gerstein H. Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1980;49:243-53.
- 81) Zimet PO. Cracked tooth syndrome. *Australian Endodontic Journal* 1998;24:33-7.
- 82) Homewood C. Cracked tooth syndrome-incidence, clinical findings and treatment. *Australian Dental Journal* 1998;43:217-22.
- 83) Pitts DL, Natkin E. Diagnosis and treatment of vertical root fractures. *Journal of endodontics* 1983;9:338-46.
- 84) Bergenholtz G. Pathogenic mechanisms in pulpal disease. *Journal Of Endodontics* 1990;16:98-101.
- 85) Lustig JP, Tamse A, Fuss Z. Pattern of bone resorption in vertically fractured, endodontically treated teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2000;90:224-7.
- 86) Farber PA, Green DB. The disappearing amalgam: diagnosis of root fracture. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1973;35:673-5.
- 87) Siskin M, Lommel TJ, Meister F, Gerstein H, Davies EE, Tilk MA. Alveolar bone loss associated with vertical root fractures: report of six cases. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1978;45:909-19.
- 88) Tamse A, Zilburg I, Halpern J. Vertical root fractures in adjacent maxillary premolars: an endodontic-prosthetic perplexity. *International endodontic journal* 1998;31:127-32.
- 89) Meister F, Lommel TJ, Gerstein H, Bell WA. An additional clinical observation in two cases of vertical root fracture. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1981;52:91-6.
- 90) Ferrari PHP, Zaragoza RA, Ferreira LE, Bombana AC. Horizontal root fractures: a case report *Dental Traumatology* 2006;22:215-7.
- 91) Patel S, Horner K. The use of cone beam computed tomography in endodontics. *International endodontic journal* 2009;42:755-6.
- 92) Tsesis I, Rosen E, Tamse A, Taschieri S, Kfir A. Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on clinical and radiographic indices: a systematic review. *Journal of endodontics* 2010;36:1455-8

- 93) Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. *Int J Dent* 2009;2009:1-20.
- 94) Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. *Journal of endodontics* 2010;36:126-9.
- 95) Brady E, Mannocci F, Brown J, Wilson R, Patel S. A comparison of cone beam computed tomography and periapical radiography for the detection of vertical root fractures in nonendodontically treated teeth. *International Endodontic Journal* 2014;47:735-46.
- 96) Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977;33:217-51.
- 97) Tsesis I, Kamburoğlu K, Katz A, Tamse A, Kaffe I, Kfir A. Comparison of digital with conventional radiography in detection of vertical root fractures in endodontically treated maxillary premolars: an ex vivo study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2008;106:124-8
- 98) Neves FS, Freitas DQ, Campos PS, Ekestubbe A, Lofthag-Hansen S. Evaluation of cone-beam computed tomography in the diagnosis of vertical root fractures: the influence of imaging modes and root canal materials. *J Endod* 2014;40:1530-6.
- 99) SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *Journal of endodontics* 2011;37:75-9.
- 100) Gaêta-Araujo H, Silva de Souza GQ, Freitas DQ, de Oliveira-Santos C. Optimization of Tube Current in Cone-beam Computed Tomography for the Detection of Vertical Root Fractures with Different Intracanal Materials. *J Endod* 2017;30:415-6.
- 101) Safi Y, Hosseinpour S, Aziz A, Bamedi M, Malekashtari M, Vasegh Z. Effect of Amperage and Field of View on Detection of Vertical Root Fracture in Teeth with Intracanal Posts. *Iran Endod J* 2016;11:202-7.
- 102) Hillman BJ. Outcomes research and cost effectiveness analysis for diagnostic imaging. *Radiology* 1994;193:307-10.
- 103) Swets JA. ROC analysis applied to the evaluation of medical imaging techniques. *Invest Radiol* 1999;14:109-21.
- 104) Biggerstaff BJ. Comparing diagnostic tests: a simple graphic using likelihood ratios. *Stat Med* 2000;19:656-78.


- 105) Handerson RA. Assessing test accuracy and its clinical consequences: a primer for receiver operating characteristic curve analysis. *Ann Clin Biochem* 1993;30:521-39.
- 106) Obuchowski NA. How many observers are needed in clinical studies of medical imaging? *Am J Roentgenol* 2004;182:867-9.
- 107) Khedmat S, Rouhi N, Drage N, Shokouhinejad N, Nekoofar MH. Evaluation of three imaging techniques for the detection of vertical root fractures in the absence and presence of gutta-percha root fillings. *International endodontic journal* 2012;45:1004-9.
- 108) Langland OE, Langlais RP, Preece JW. Principles of dental imaging. Baltimore: Lippincott: Williams & Wilkins; 2002.
- 109) Long BW, Frank ED, Ehrlich RA. Radiology Essentials for limited practise. St. Louis: Elsevier Saunders; 2013.
- 110) Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofac Radiol* 2014;43: 20140059.
- 111) Jasa GR, Shimizu M, Okamura K, Tokumori K, Takeshita Y, Weerawanich W, et al. Effects of exposure parameters and slice thickness on detecting clear and unclear mandibular canals using cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2017;46(4)2016015.
- 112) Panmekiate S, Apinhasmit W, Petersson A. Effect of electric potential and current on mandibular linear measurements in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:578-82.
- 113) Kamburoğlu K, Sönmez G, Berktaş ZS, Kurt H, Özen D. Effects of various cone-beam computed tomography settings on the detection of recurrent caries under restorations in extracted primary teeth. *Imaging Sci Dent* 2017;47:109-15.
- 114) Kataoka ML, Hochman MG, Rodriguez EK, Lin PJ, Kubo S, Raptopoulos VD. A review of factors that affect artifact from metallic hardware on multi-row detector computed tomography. *Curr Probl Diagn Radiol* 2010;39:125–36.
- 115) Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumara S, Naitoh M, Fujishita M, et al. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 2006;101:652–7.

- 116) Bernardes RA, de Moraes IG, Hungaro Duarte MA, Azevedo BC, de Azevedo JR, Brante CM. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:270-7.
- 117) Pinto MG, Rabelo KA, Sousa Melo SL, Campos PS, Oliveira LS, Bento PM, et al. Influence of exposure parameters on the detection of simulated root fractures in the presence of various intracanal materials. *Int Endod J* 2017;50:586-94.
- 118) Miles DA, Danforth RA. A clinician's guide to understanding cone beam volumetric imaging (CBVI). The Academy of Dental Therapeutics and Stomology: Chesterland, OH; 2007.
- 119) Elsaltani MH, Farid MM, Eldin Ashmawy MS. Detection of simulated vertical root fractures: which cone-beam computed tomographic system is the most accurate? *J Endod* 2016;42:972-7.
- 120) Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, et al. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:79-85.
- 121) Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent* 2015;45:263-5.

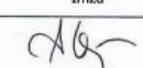
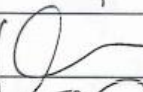
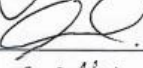
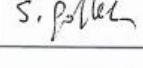
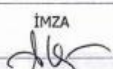
# EK 1: Etik kurul onayı



**EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**  
 Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2.Kat. Erzene Ankara Cad. 35100 Bornova / İZMİR  
 Tel:0 232 390 4219 - 373 78 81 Fax: 0232 390 21 34  
 e-mail: aetik@mail.ege.edu.tr www.aek.med.ege.edu.tr



### ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Vertikal Kök Kırıklarının Saptanabilirliğinin Farklı Işınlama Parametreleri (kVp) Uygulanmış Dental Volumetrik Tomografi Görüntüleri Kullanılarak Değerlendirilmesi.				
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Erinc ÖNEM				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UZMANLIK ALANI	Diş ve Çene Radyolojisi				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı				
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-				
	DESTEKLEYİCİ	-				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. kaynaklardan destek alanlar için)	-				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 <input type="checkbox"/>	FAZ 2 <input type="checkbox"/>	FAZ 3 <input type="checkbox"/>	FAZ 4 <input type="checkbox"/>	
	Gözlemsel İlaç Çalışması <input type="checkbox"/>		Tıbbi Cihaz klinik Araştırması <input type="checkbox"/>			
	İn Vitro Tıbbi Tanı Cihazları İle Yapılan Performans Değerlendirme Çalışmaları <input type="checkbox"/>		İlaç Dışı Klinik Araştırma <input checked="" type="checkbox"/>			
	Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>		
<b>DEĞERLENDİRİLEN BELGELER</b>	<b>Belge Adı</b>	<b>Tarihi</b>	<b>Versiyon Numarası</b>	<b>Dili</b>		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	10.02.2016	—	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	10.02.2016	—	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	OLGU RAPOR FORMU	23.11.2015	—	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
<b>KARAR BİLGİLERİ</b>	Karar Nu: 15-12.1/12	Tarih: 22.02.2016				
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak Kurulumuzca incelenmiş, <b>araştırma giderlerinin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödetilmediği koşullarda</b> araştırmaya başlanmasının etik açıdan uygun bulunduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.					
<b>EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU</b>						
<b>ÇALIŞMA ESASI</b>	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği					
<b>BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:</b>	<b>Prof. Dr. Ayşenur OKTAY</b>					
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*) Kabılım (**)	İmza	
Prof. Dr. Ayşenur OKTAY Başkan	Radyodiagnostik	EÜ. Tıp Fakültesi Radyoloji AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Aytül ÖNAL Başkan Yardımcısı	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Suna TOKSAVUL Üye	Protetik Diş Tedavisi	E.Ü. Diş Hek. Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Sarenur GÖKBEN Üye	Çocuk Nörolojisi	EÜ. Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Etik Kurul Başkanının Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ayşenur OKTAY	İMZA 	Araştırma Başvurusu Onay Belgesi	Belge Kodu 22	Rev. Tarihi / No.su: 28.09.2011/05	Sayfa 1/2	



ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

KARAR BİLGİLERİ		Karar Nu : 15- 12.1/12				
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeligi	Uzmanlık Dali	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Kablim (**)	İmza
Prof. Dr. Abdullah SAYINER Üye	Göğüs Hastalıkları	EÜ. Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları AD	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	TOPLANTIYA KATILMADI
Prof. Dr. Bülent SEMERCİ Üye	Üroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Üroloji AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Süheyla ALTUĞ ÖZSOY Üye	Halk Sağlığı Hemşireliği	EÜ. Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Murat PEHLİVAN Üye	Biyofizik	E.Ü. Tıp Fakültesi Biyofizik AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç. Dr. Çağatay ÜSTÜN Üye	Tıp Tarihi ve Etik	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıp Tarihi ve Etik AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç. Dr. Şafak TANER Üye	Halk Sağlığı	E. Ü. Tıp Fakültesi Halk Sağlığı AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç. Dr. Aşşe EROL Üye	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Yard. Doç. Dr. Gülsün AYGÖRMEZ UGURLUBAY Üye	Ceza Hukuku	Gediz Üniversitesi Hukuk Fakültesi	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Uzm. Ecz. Ebru BEDİR Üye	Eczacı	E.U. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Uzm. Dr. Özlem EKER Üye	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	Serbest	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Fatma BÜYÜKAKKUŞ Üye	Ziraat Mühendisi	Emekli	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	

\* Araştırma ile İlişki  
\*\* Toplantıda Bulunma

ASLI GİBİDİR  
EÜTF Klinik Araştırmalar  
Etik Kurulu Başkanı

Etik Kurul Başkanının Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Aysenur OKTAY	İMZA 	Araştırma Başvurusu Onay Belgesi	Belge Kodu 22	Rev. Tarihi / No.su: 28.09.2011/05	Sayfa 2/2
--	----------	----------------------------------	------------------	---------------------------------------	--------------



## EK 2: Olgu Formu

Protokol/Çalışma Adı: **VERTİKAL KÖK KIRIKLARININ SAPTANABİLİRLİĞİNİN FARKLI IŞINLAMA PARAMETRELERİ (kvp) UYGULANMIŞ DENTAL VOLUMETRİK TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ KULLANILARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

GÖZLEMCİNİN ADI SOYADI:

TARİH:

UZMANLIK BÖLÜMÜ:

144 tane tomografiyi inceleyiniz ve sırası ile her bir tomografiye görüntülerdeki vertikal fraktür saptanabilirliğini aşağıdaki skalaya göre harf numarası veriniz. Tek diş incelenecektir. Birinci veya 2. premolar dişler değerlendirilecektir. Hangi dişin inceleneceği aşağıda yazılıdır.

a-Vertikal kırık kesinlikle yok

b-Vertikal kırık muhtemelen yok

c-Bilmiyorum

d-Vertikal kırık kesinlikle var

e-Vertikal kırık muhtemelen var

Görüntü numaralarını sırasıyla skalaya göre yorumlayınız					
#1(2. Pre)	#19(1.pre)	#37(2.pre)	#55(2.pre)	#73(2.pre)	#91(2.pre)
#2(1.pre)	#20(2.pre)	#38(1.pre)	#56(2.pre)	#74(1.pre)	#92(2.pre)
#3(2.pre)	#21(2.pre)	#39(2.pre)	#57(2.pre)	#75(2.pre)	#93(1.pre)
#4(2.pre)	#22(1.pre)	#40(2.pre)	#58(1.pre)	#76(2.pre)	#94(2.pre)
#5(1.pre)	#23(1.pre)	#41(1.pre)	#59(1.pre)	#77(2.pre)	#95(2.pre)
#6(1.pre)	#24(1.pre)	#42(1.pre)	#60(1.pre)	#78(1.pre)	#96(2.pre)
#7(2.pre)	#25(1.pre)	#43(1.pre)	#61(1.pre)	#79(2.pre)	#97(2.pre)
#8(2.pre)	#26(1.pre)	#44(1.pre)	#62(1.pre)	#80(1.pre)	#98(2.pre)
#9(2.pre)	#27(1.pre)	#45(1.pre)	#63(2.pre)	#81(1.pre)	#99(2.pre)
#10(1.pre)	#28(1.pre)	#46(1.pre)	#64(2.pre)	#82(1.pre)	#100(2.pre)

#11(1.pre)	#29(1.pre)	#47(1.pre)	#65(1.pre)	#83(2.pre)	#101(1.pre)
#12(1.pre)	#30(1.pre)	#48(1.pre)	#66(2.pre)	#84(1.pre)	#102(2.pre)
#13(2.pre)	#31(2.pre)	#49(1.pre)	#67(2.pre)	#85(2.pre)	#103(1.pre)
#14(2.pre)	#32(2.pre)	#50(1.pre)	#68(2.pre)	#86(1.pre)	#104(2.pre)
#15(1.pre)	#33(1.pre)	#51(1.pre)	#69(1.pre)	#87(2.pre)	#105(1.pre)
#16(2.pre)	#34(2.pre)	#52(2.pre)	#70(2.pre)	#88(1.pre)	#106(1.pre)
#17(2.pre)	#35(2.pre)	#53(2.pre)	#71(1.pre)	#89(2.pre)	#107(2.pre)
#18(2.pre)	#36(1.pre)	#54(2.pre)	#72(1.pre)	#90(2.pre)	#108(1.pre)
#109(2.pre)	#110(2.pre)	#111(2.pre)	#112(2.pre)	#113(1.pre)	#114(1.pre)
#115(2.pre)	#116(2.pre)	#117(2.pre)	#118(1.pre)	#119(2.pre)	#120(2.pre)
#121(2.pre)	#122(1.pre)	#123(2.pre)	#124(1.pre)	#125(2.pre)	#126(1.pre)
#127(2.pre)	#128(2.pre)	#129(2.pre)	#130(2.pre)	#131(1.pre)	#132(1.pre)
#133(2.pre)	#134(2.pre)	#135(2.pre)	#136(1.pre)	#137(2.pre)	#138(2.pre)
#139(2.pre)	#140(1.pre)	#141(2.pre)	#142(1.pre)	#143(2.pre)	#144(1.pre)

## ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında İzmir'de doğdum. İlköğrenimimi İzmir Özel Türk İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimimi ise İzmir Özel Türk Fen Lisesi'nde tamamladım. 2010 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. 2010-2011 yılları arasında özel diş polikliniklerinde görev aldım. 2011-2014 yılları arasında Turgutlu Toplum Sağlığı Merkezi'nde çalıştım. 2014 Temmuz ayından beri Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi bölümünde araştırma görevlisi olarak görevime devam etmekteyim. Evliyim.