



**T.C.**  
**SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**KONİK İŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ**  
**GÖRÜNTÜLERİNDE ÇEŞİTLİ KÖK KANAL DOLGU**  
**PATLARIYLA İLİŞKİLİ OLUŞAN ARTEFAKTLARIN**  
**DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Arş. Gör. Dt. Ayşe AYDOĞMUŞ ERİK**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Derya YILDIRIM**

**ISPARTA-2016**

## KABUL ve ONAY SAYFASI

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na;

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi **Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı** çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Adı Soyadı: Ayşe AYDOĞMUŞ ERİK

Tez Savunma Tarihi: 26/07/2016

Tezin Adı: Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinde Çeşitli Kök Kanal Dolgu Patlarıyla İlişkili Oluşan Artefaktların Değerlendirilmesi

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Derya YILDIRIM

Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi  
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD

Üye : Doç. Dr. Ülkem AYDIN

Başkent Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi  
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD

Üye : Doç. Dr. Murat MADEN

Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti AD

ONAY: Bu uzmanlık tezi, Fakülte Yönetim Kurulu'na belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Timuçin BAYKUL

Dekan V.

# BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

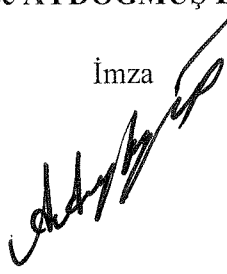
## BEYAN

“KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE ÇEŞİTLİ KÖK KANAL DOLGU PATLARIYLA İLİŞKİLİ OLUŞAN ARTEFAKTLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ ” adlı Uzmanlık tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

**Ayşe AYDOĞMUŞ ERİK**

İmza



Danışman

**Doç. Dr. Derya YILDIRIM**

İmza



## TEŞEKKÜR

*Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi birikimini ve deneyimini benimle paylaşan, ilgi ve desteğini esirgemeyen sevgili danışman hocam **Doç. Dr. Derya YILDIRIM'a***

*Bu çalışmadaki katkı ve yardımlarından dolayı değerli hocalarım **Doç.Dr. Murat Maden** ve **Doç. Dr. Ülkem Aydın'a***

*Bu çalışmanın planlanmasında fikir ve önerileri ile bana destek olan hocam **Doç. Dr. Gül ÇELİK'e***

*Çalışmamın istatistik değerlendirmelerindeki yardımları için **Doç. Dr. Hakan DEMİRGİL'e***

*Uzmanlık eğitimime katkılarından dolayı değerli hocalarım **Yrd. Doç. Dr. Esin BOZDEMİR'e** ve **Yrd. Doç. Dr. Özlem GÖRMEZ'e***

*Çalışmamdaki destek ve yardımlarından dolayı bölüm arkadaşım **Arş. Gör. Dt. Elif BİLGİR'e**, Ağız, Diş, Çene ve Radyolojisi AD'daki tüm asistan arkadaşlarıma, teknisyenlerimize ve personelimize,*

*Her zaman arkamda olan sevgili annem ve babama,*

*Çalışmamın her aşamasında bana yardım eden ve her koşulda bana destek olan hayat arkadaşım **Dr. C. Emre ERİK'e** ve çalışmam süresince beni sabırla bekleyen biricik oğlum **Kerem'e***

*sonsuz teşekkür ederim...*

## İÇİNDEKİLER

<b>KABUL ve ONAY SAYFASI</b> .....	<b>ii</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>iii</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>iv</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>v</b>
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ</b> .....	<b>x</b>
<b>GRAFİKLER DİZİNİ</b> .....	<b>xii</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi .....	3
2.1.1. KIBT'ın Teknik Esasları.....	4
2.1.2. KIBT'de Görüntü Eldesi.....	5
2.1.2.1. X-Işını Üretimi .....	6
2.1.2.1.1. Hasta Pozisyonu .....	7
2.1.2.1.2. Görüntü Alanı (Field Of View (FOV)) .....	7
2.1.2.2. Dedektörler.....	8
2.1.2.2.1. Voksel Boyutu .....	10
2.1.2.2.2. Gri Skala.....	11
2.1.2.2.3. Rekonstrüksiyon .....	12
2.1.2.2.4. Geometrik Kalibrasyon .....	13
2.1.2.2.5. Ekran.....	13
2.1.2.2.5.1. Multiplanar Reformasyon ve Ray-Sum .....	14
2.1.2.2.5.2. 3D Hacim Oluşturma .....	14
2.1.3. Klinik Kullanımı .....	15
2.1.3.1. Hasta Seçim Kriteri .....	15
2.1.3.2. Hastanın Hazırlanması .....	15
2.1.3.3. Görüntüleme Protokolü .....	16
2.1.3.4. Görüntü Optimizasyonu .....	19
2.1.3.5. Raporlama, Arşivleme, Çıktı ve Düzenleme.....	19
2.1.4. KIBT Görüntü Kalitesi .....	19
2.1.4.1. Çözünürlük.....	20

2.1.4.2. Kontrast .....	20
2.1.4.3. KIBT’de Görüntü Artefaktları .....	21
2.1.4.3.1. Hastadan Kaynaklanan Artefaktlar.....	22
2.1.4.3.1.1. Hareket Artefaktı .....	22
2.1.4.3.1.2. Metalik Materyaller .....	23
2.1.4.3.2. Fiziki Ortamdan Kaynaklanan Artefaktlar .....	25
2.1.4.3.2.1. Görüntü Gürültüsü (Noise).....	25
2.1.4.3.2.2. Saçılma Artefaktları.....	27
2.1.4.3.2.3. Işın Sertleşmesi (Beam Hardening Artefaktı).....	28
2.1.4.3.2.4. Parsiyel Hacim Etkisi (Partial Volume Effect).....	31
2.1.4.3.2.5. Düşük Örnekleme (Undersampling).....	31
2.1.4.3.2.6. Aliasing Tipi Artefakt.....	32
2.1.4.3.2.7. Konik Işın Etkisi (Cone Beam Effect).....	34
2.1.4.3.3. Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar .....	35
2.1.4.3.3.1. Halka (Ring) Şeklinde Artefaktlar.....	35
2.1.4.3.4. Teknik Faktörlerin Yanlış Kullanılmasından Kaynaklanan Artefaktlar: .....	36
2.1.5. Güçlükler ve Sınırlamalar .....	37
2.1.5.1. KIBT ve BT’de Radyasyon Dozları.....	37
2.1.6. KIBT’nin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları.....	39
2.1.6.1. Endodontik Uygulamalarda KIBT .....	41
2.2. Kök Kanal Dolgu Maddeleri .....	43
2.2.1. Kök Kanal Dolgu Patlarının Kanal Dolgu Maddeleri İle Beraber Kullanılmasının Temel Amaçları .....	44
2.2.2. Radyoopasite.....	44
2.2.3. Guta Perka .....	45
2.2.4. Kanal Patları .....	45
2.2.4.1. Çinko Oksit Öjenol İçeren Patlar .....	45
2.2.4.1.1. Sealite Regular.....	46
2.2.4.1.2. Endofill .....	47
2.2.4.2. Epoksi Esaslı Patlar.....	47
2.2.4.2.1. AH26 .....	47
2.2.4.2.2. AH Plus .....	47
2.2.4.2.3. 2Seal .....	48

2.2.4.3. Kalsiyum Hidroksit İçeren Patlar.....	48
2.2.4.3.1. Sealapex.....	48
2.2.4.4. Biyoseramik Esaslı Patlar .....	49
2.2.4.4.1. MTA- Fillapex.....	49
2.2.4.4.2. Well Root ST.....	50
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>51</b>
3.1. Örneklerin Hazırlanması .....	51
3.1.1. Dişlerin Seçimi .....	51
3.1.2. Dişlerin Hazırlanması .....	51
3.1.3. Dişlerin Başlangıç Radyograflarının Alınması.....	52
3.1.4. Dişlerin Kök Kanallarının Kemo-Mekanik Preparasyonu .....	54
3.1.5. Dişlerin Kök Kanal Dolumu .....	56
3.1.5.1. Kök Kanal Patlarının Seçimi.....	56
3.1.5.2. Dişlerin Kök Kanal Dolumunun Yapılması.....	61
3.1.6. Dişlerin KIBT Görüntülerinin Alımı .....	65
3.2. Diş Örneklerinin Kibt Görüntülerinde İncelenmesi .....	68
3.2.1. KIBT Görüntülerinde Artefakt Tiplerinin İncelenmesi.....	69
3.2.2. KIBT Görüntülerinde Oluşan Artefakt Hacimlerinin Ölçülmesi .....	69
3.3. İstatistiksel Analiz .....	71
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>72</b>
4.1. Gözlemci içi Uyumun Değerlendirilmesi.....	72
4.2. Kök Kanal Dolgu Patlarına göre Artefakt Tipleri Karşılaştırıldığında .....	72
4.3. Koronal ve Apikal Bölgeye Göre Artefakt Tipleri Karşılaştırıldığında.....	74
4.5. FOV'a Göre Artefakt Tipleri Karşılaştırıldığında.....	75
4.6. Kök Kanal Dolgu Maddelerinin Oluşturduğu Artefakt Hacimlerinin FOV'a Göre Karşılaştırılması.....	76
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>81</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>92</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>94</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>95</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>96</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>106</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>106</b>

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>KIBT</b>	: Konik ışınli bilgisayarlı tomografi
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı tomografi
<b>FOV</b>	: Görüntü alanı (Field of view)
<b>HU</b>	: Hounsfield üniti
<b>ZOE</b>	: Çinko oksit öjenol
<b>Al</b>	: Alüminyum
<b>ISO</b>	: Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu
<b>USA</b>	: Amerika Birleşik Devletleri
<b>SPP</b>	: Fosfor plak
<b>MTA</b>	: Mineral Trioksit Agregat
<b>DICOM</b>	: Medikal dijital görüntüleme standardı (Digital Imaging and Communication in Medicine)
<b>FDA</b>	: Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresi (US Food and Drug Administration)
<b>MRG</b>	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>CBCT</b>	: Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (Cone beam computed tomography)
<b>PET</b>	: Pozitron emisyon tomografi



## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 1:</b> KIBT sistemlerinin karşılaştırmalı özellikleri. ....	18
<b>Tablo 2:</b> Çalışmada kullanılan kök kanal dolgu patlarının içeriği, ve üretici firmaları.....	61
<b>Tablo 3:</b> Artefakt hacmi ve artefakt tipinin değerlendirilmesinde gözlemci içi uyumun kapp'a değeri ve uyum yüzdesini gösteren tablodur. ....	72
<b>Tablo 4:</b> Araştırmada kullanılan kök kanal dolgu patlarının, kökün koronal ve apikalinde oluşturdukları artefakt tiplerine göre frekans ve yüzde dağılımlarını gösteren tablodur. ....	74
<b>Tablo 5:</b> Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tiplerinin koronal ve apikal bölgeye göre frekans ve yüzde dağılımlarını gösteren tablodur.....	75
<b>Tablo 6:</b> Farklı FOV'a göre kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tiplerinin koronal ve apikal bölgeye göre frekans ve yüzde dağılımlarını gösteren tablodur. ....	75
<b>Tablo 7:</b> Farklı FOV'da elde edilmiş KIBT görüntülerinde FOV'a göre kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt hacimleri arasındaki istatistiksel fark gösterilmektedir. ....	79
<b>Tablo 8:</b> Farklı FOV'da elde edilmiş KIBT görüntülerinde farklı kök kanal dolgu patlarına göre artefakt hacimlerinin istatistiksel gösterimi .....	80

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1:</b> Hareket artefaktı nedeniyle mandibula sınırlarında çift kontur .....	23
<b>Resim 2:</b> Hareket artefaktı nedeniyle maksilla sınırlarında çift kontur.....	23
<b>Resim 3:</b> Metal restorasyon nedeniyle oluşan artefakt.....	25
<b>Resim 4:</b> Görüntüde gürültü .....	26
<b>Resim 5:</b> Görüntü üzerindeki saçılmaya bağlı düzensiz gri seviyesi. ....	27
<b>Resim 6:</b> Metal içeren kron restorasyonlarının etrafında oluşan cupping artefaktı, ışınsal çizgilenmeler (streaking artefaktı) ve koyu bantlar .....	30
<b>Resim 7:</b> Görüntüde düşük örnekleme (undersampling) artefaktına bağlı çizgilenmeler. ....	32
<b>Resim 8:</b> Görüntü çevresindeki dalgalanmalar şeklinde görülen aliasing tipi artefakt .....	33
<b>Resim 9:</b> KIBT görüntüsünün inferiorunda periferel kısımlarda oluşan konik ışın etkisi .....	34
<b>Resim 10:</b> Tarayıcıya bağlı olarak oluşan halka (ring) artefaktı .....	36
<b>Resim 11:</b> Dişlerin 7'şerli gruplara ayrılıp numaralandırılması ve toplamda 9 grup (A, B, C, D, E, F, G, H, I) oluşturulması. ....	52
<b>Resim 12:</b> Başlangıç radyografı için X-ışını kaynağı, diş ve filmin paralel teknikle konumlandırılması.....	53
<b>Resim 13:</b> Diş örneklerinin başlangıç radyografı.....	54
<b>Resim 14:</b> Kesici dişlerin dijital kumpas ile kök uzunluğunun ölçülmesi. ....	54
<b>Resim 15:</b> Çalışmada kullanılan polimerik kalsiyum hidroksit esaslı kök kanal dolgu patı Sealapex. ....	56
<b>Resim 16:</b> Çalışmada kullanılan çinko oksit öjenol esaslı kök kanal dolgu patı Sealite Regular. ....	57
<b>Resim 17:</b> Çalışmada kullanılan çinko oksit öjenol esaslı kök kanal dolgu patı Endofill.....	57
<b>Resim 18:</b> Çalışmada kullanılan epoksi rezin esaslı kök kanal dolgu patı olan AH 26. ....	58
<b>Resim 19:</b> Çalışmada kullanılan epoksi rezin esaslı kök kanal dolgu patı olan AH Plus. ....	58
<b>Resim 20:</b> Çalışmada kullanılan epoksi rezin esaslı kök kanal dolgu patı olan 2Seal.....	59
<b>Resim 21:</b> Çalışmada kullanılan biyoseramik esaslı kök kanal dolgu patlarından, MTA grubu olarak MTA Fillapex.....	60
<b>Resim 22:</b> Çalışmada kullanılan biyoseramik esaslı kök kanal dolgu patlarından kalsiyum-silikat-fosfat içeren Well Root ST.....	60

<b>Resim 23:</b> Çalışmada kullanılan yetişkin insan kuru mandibulası.....	65
<b>Resim 24:</b> Kuru mandibulanın plastik kutu içerisine silikon ölçü maddesi yardımıyla sabitlenmesi. ....	66
<b>Resim 25:</b> Çalışmada kullanılan kuru mandibula etrefina su doldurularak oluşturulan fantomunun KIBT taraması için çene tutucu üzerindeki görüntüsü. ....	67
<b>Resim 26:</b> Çalışma örneklerinin birinden alınan.....	68
<b>Resim 27:</b> Alınan KIBT görüntülerinin Romexis yazılımında incelenmesi. ....	69
<b>Resim 28:</b> Artefakt hacmi ölçümü için örneklerin KIBT görüntülerinin DICOM dosyaları olarak 3D DOCTOR yazılım programına aktarılması.....	70
<b>Resim 29:</b> 3D DOCTOR yazılım programında izlenen streaking artefaktlarının çizilmesi. ....	70
<b>Resim 30:</b> AH Plus kök kanal dolgu patı uygulanmış diş örneğinin.....	78



## GRAFİKLER DİZİNİ

**Grafik 1.** Kök kanal dolgu patlarının koronal ve apikal bölgede oluşturdukları artefakt tiplerinin yüzde dağılımları gösterilmektedir..... 73

**Grafik 2.** Farklı FOV’da elde edilmiş KIBT görüntülerinde, FOV’a göre kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu ortalama artefakt hacimleri gösterilmektedir. .... 77



## 1. GİRİŞ

Bir radyografa olmaması gereken, incelenen bölgenin anatomik yapısı ile ilgili olmayan, radyografi işlemi sırasında bir hata sonucu oluşan istenmeyen görüntü ve bozukluklara artefakt denir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT)'de görüntü kalitesini bozan temel faktör görüntü artefaktıdır. KIBT'de artefaktlar oluşma nedenlerine göre sınıflandırılır. Artefaktlar hastadan kaynaklanan artefaktlar, fiziki ortamdan kaynaklanan artefaktlar, cihazdan kaynaklanan artefaktlar ve teknik faktörlerden kaynaklanan artefaktlar olarak gruplandırılabilir.

Klinisyenin kök kanal dolgusunu ve çevresindeki anatomik yapıları değerlendirmede net bir ayırım yapabilmesi için kök kanal patının yeterli radyopasitede olması istenir. Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu'nun (ISO 6876:2012) belirlediği yönergede kök kanal patları için 1 mm kalınlığındaki materyalin radyoopasitesinin en az 3 mm alüminyum (Al) eşdeğerinde olması gerektiği bildirilmiştir. Kanal dolgu patlarının radyopak görüntüsü, içeriğinde bulunan bizmut trioksit, zirkonyum oksit, titanyum dioksit, baryum sülfat gibi maddelere bağlıdır. Kök kanal dolgu maddelerinin içeriğinde bulunması istenen radyoopasite veren maddeler radyograflarda klinisyenlere teşhiste kolaylık sağlarken, KIBT görüntülerinde artefakt oluşturarak teşhisin zorlaşmasına neden olabilmektedir.

Kök kanal tedavili dişlerde kök kırığı teşhisi ve artefaktlarla ilişkili çalışmalar bulunmaktadır (1-3). KIBT'de kök kanal tedavili dişlerde kök kırıkları değerlendirilmiş ve radyopak maddelere bağlı ışınsal çizgilenme ve ışın sertleşmesi artefaktlarının etkili olduğu ve bu durumun kök kırığı teşhisinde hatalı pozitif sonuca neden olduğu belirtilmiştir (1-3).

Farklı KIBT cihazlarında kanal patlarının neden olduğu artefakt tipleri değerlendirilmiştir (4). Literatürde KIBT'da restoratif materyalin neden olduğu artefaktların alanını ölçen bir çalışma da bulunmaktadır (5). Ancak kanal dolgu patlarının radyoopasiteleriyle ilgili olarak KIBT görüntülerinde oluşan artefaktların birlikte değerlendirildiği, oluşan artefaktlara FOV'un etkisinin incelendiği, kanal patlarının neden olduğu artefakt tipini belirleyen ve artefaktın boyutunu ve hacmini

ölçen, kapsamlı bir klinik çalışma ülkemizde ve dünya literatüründe bilgimiz dahilinde bulunmamaktadır.

Bu tezin konu ve kapsamını KIBT’da çeşitli kanal dolgu patlarıyla ilişkili oluşan artefaktların değerlendirilmesi, KIBT görüntülerinde oluşan artefakt tiplerinin belirlenmesi ve artefakt hacimlerinin ölçülmesi oluşturmaktadır.

Bu çalışmada başlangıç hipotezimiz “Kök kanal patlarının radyopasitesindeki değişiklikler KIBT görüntülerinde farklı artefaktların oluşmasına neden olur ve kök kanal patının radyoopasitesinin artmasıyla ilişkili olarak oluşan artefaktın büyüklüğü de artar.” şeklindedir.

Bu tezin amacı, kanal tedavisi uygulanmış, çekilmiş insan kesici dişlerinin KIBT görüntülerinde, farklı kök kanal dolgu patlarıyla ilişkili artefaktların tiplerini belirlemek ve oluşan artefaktların hacimlerini ölçerek, oluşan artefakt miktarını değerlendirmektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

Radyograflar diş hekimliğinde hastaların tanısal değerlendirmesinde önemlidir ancak konvansiyonel yöntemlerle elde edilen radyograflar üç boyutlu yapıların iki boyutlu görüntüsünü sunduğu için, anatomik yapıların veya patolojik değişikliklerin analizinde sınırlı bilgi verir (6). Konvansiyonel radyografi kombinasyonları birçok klinik sorunun tanısında yeterli olabilmesine rağmen, multiplanar görüntüler içeren bilgisayarlı tomografi (BT) radyografik değerlendirmeyi kolaylaştırır (7). Tıbbi amaçlı olarak geliştirilmiş BT sistemlerinin diş hekimliğinde kullanımı ilk zamanlarda sınırlı kalmıştır. Bunun en önemli nedenleri, bu sistemlerin maliyetinin yüksek olması, kullanımı için geniş bir alana ihtiyaç duyulması, tarama ve görüntü işleme sırasında geçen sürenin uzun olması, ince dental yapıların görüntülenmesi için çözünürlüğün yetersiz olması ve hastaya verilen radyasyon dozunun yüksek olmasıdır (6). BT teknolojisine klinikte artan ihtiyaçlar sonucunda KIBT cihazı geliştirilmiştir (8). İlk prototip KIBT tarayıcısı 1982 yılında anjiyografi uygulamaları için üretilmiş olmasına rağmen, ticari KIBT tarayıcılarının ortaya çıkması bir dekat sonra olmuştur (8). 1990'ların sonuna doğru Japonya'da Arai ve arkadaşları ile İtalya'da Mozzo ve arkadaşları birbirlerinden habersiz olarak oral ve maksillofasiyal bölgede kullanılan KIBT cihazını geliştirmişlerdir (6). Maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesine uygun yeni BT cihazları ise 2000'li yılların başlarında, geliştirilmiştir. Diş hekimliği pratiğinde kullanılan, daha az yer kaplayan, daha az radyasyon veren ve maliyeti daha düşük olan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazları üretildi. Özellikle KIBT'nin geliştirilmesi ile diş hekimleri iki boyuttan üçüncü boyuta geçme şansı elde etmiştir. Bu sistemler her geçen gün yaygınlaşmakta, teknolojinin ilerlemesi ile birlikte gelişmekte ve yenilikler sunmaktadır (6). KIBT cihazları bu yüzyılın ikinci dekatının başında dünyanın birçok ülkesinde yaygın olarak bulunmaya başlamıştır (9).

Diş hekimliğinde kullanılan KIBT maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesi için tasarlanmıştır ve implant planlaması, endodonti, çene cerrahisi, periodontoloji ve

ortodonti gibi çeşitli diş hekimliği uygulamalarında özel tanısal görüntüleme için yaygın olarak kullanılan bir araçtır (10,11).

Yüksek kontrastlı yapıların net görüntülerini sağlayan KIBT kemiğin değerlendirilmesi için oldukça yararlıdır (12,13). Bu teknolojinin kullanımında yumuşak doku görüntülemesinde sınırlamalar olmasına rağmen, sinyal-gürültü oranını iyileştirmek ve kontrastı artırmak için tekniklerin ve yazılım algoritmalarının gelişmesine yönelik çabalar devam etmektedir (7). Bu sistemler; Dijital Bilgisayarlı Tomografi, Dijital Volümetrik Tomografi (DVT), Cone Beam Computerized Tomography (CBCT), Cone-Beam Volümetrik Tarayıcı (CBVS) olarak da bilinir (6,14). En sık kullanılan ve tercih edilen terim konik ışınli bilgisayarlı tomografidir. X-ışını konik veya piramidal olsun, dijital tomografi geleneksel bilgisayarlı tomografiden daha çok tercih edilen yöntemdir ve diş hekimliği ile sınırlı değildir (14).

### **2.1.1. KIBT'm Teknik Esasları**

Tüm BT tarayıcıları dönen bir yapıya monte edilen bir X-ışını kaynağı ve detektörden oluşur. Zayıflatılmış X ışınları gantrinin rotasyonu boyunca reseptörler tarafından algılanır (14,15). Bu kayıtlar bilgisayar algoritması tarafından kesit görüntülerinden birleştirilen "ham verileri" oluşturmaktadır. Ham veriler belirli derece aralıklarla elde edilen işlenmemiş görüntülerdir. Bu veriler birbirine hafif açılı olarak alınmış lateral sefalometrik radyografi görüntülerine benzemektedir. Bu görüntülerin tümü birden görüntü datasını oluşturur. Yüksek matematiksel çözümüm yapan yazılım programları ile bu görüntü datalarından üç boyutlu hacimsel veriler elde edilir (7,14,15).

BT, X-ışını geometrisine göre fan şeklinde ışın demeti ve konik şekilde ışın demeti olarak temelde 2 kategoriye ayrılabilir (7,14). KIBT tarayıcılarında BT'de olduğu gibi doğrusal bir dedektör yerine iki boyutlu dijital dizi kullanılır. KIBT tarayıcılarında iki boyutlu genişletilmiş dijital bir alan detektörünün kullanılmasıyla hacimsel tomografi esasına dayanmaktadır. KIBT'm bilgisayarlı tomografiden ayrılan iki önemli özelliği; dedektör kaynaklı görüntüleme farklılığı ve veri sağlayan özelliklerin farklılığıdır. BT için X-ışını kaynağı yüksek verimle dönen anot



jeneratörü olmasına karşın, KIBT’da dental panoramik cihazlardaki gibi düşük enerjili anot tüpüdür (6,14,16).

Dijital hacimsel datanın en küçük ünitesi “voxel”dir. Voksel boyutları, alan detektörünün piksel boyutuna bağlıdır. KIBT vokselleri izotropiktir (küp şeklinde). KIBT cihazları üç boyutu da eşit voksel çözünürlüğünde sunar. Konvansiyonel BT’de vokseller anizotropiktir (dikdörtgenler prizması şeklinde). Bu nedenle her 3 düzlemdeki boyutu aynı değildir. Voksel boyutları cihazdan cihaza farklılık gösterir. BT voksel yüzeyleri 0.625 mm’lik kare şeklinde olmasına karşın derinlikleri genellikle 1-2 mm arasında değişir. KIBT voksel boyutları ise 0.075 mm ile 0.60 mm arasında değişir (17). Konik ışın geometrisi BT ile karşılaştırıldığında hacimsel veri toplama açısından daha hızlıdır ve maliyeti önemli ölçüde daha düşüktür (6,7,14).

### **2.1.2. KIBT’de Görüntü Eldesi**

KIBT tekniğinde spiral ve geleneksel BT’deki fan şeklindeki ışın demeti yerine konik veya piramidal şekilli X-ışını demeti kullanılmaktadır. X-ışını kaynağı ve dedektör rotasyon merkezinin etrafında döner, ilgili alanın merkezinde sabitlenir. Bu rotasyon merkezi son elde edilen görüntü hacminin merkezi haline gelir. Rotasyon sırasında X-ışını kaynağı ve dedektör 180-360 dercelik bir yay boyunca hareket ederken multiple sıralı düzlemsel projeksiyon görüntüleri elde edilir (17,18). Kullanılan cihazın markası ve özelliklerine göre rotasyon zamanı 5-40 sn arasında değişir (17). Bu şekilde ışınlanma süresi düşürülerek hastanın absorbe ettiği radyasyon miktarı azaltılabilmektedir. Konik ışın tekniği, X-ışını kaynağı ve bir kafa tutucu ile sabitlenmiş hastanın başının etrafında senkronize olarak ileri geri hareket eden alan detektörü 180-360°'lik tek bir bir tarama içerir. Hasta etrafında dönen X-ışını demetiyle tarama sırasında seri şekilde projeksiyonlar elde edilir. Bir tarama aralığında 180-1024 arasında projeksiyon görüntüsü elde edilir (19). Bu sistemin temel özelliği, tek rotasyonel tarama ile multiplanar projeksiyonlar oluşturmasıdır (6,7,14,20-22). Bu projeksiyonların oluşturduğu dijital data, bilgisayar algoritması ile yeniden yapılandırılarak aksiyal, sagittal ve koronal kesitler oluşturulur. KIBT verilerinin rekonstrüksiyonu, herhangi bir bilgisayar yardımıyla gerçekleştirilebilmektedir (22). Bu safhaya “kazanım aşaması” denir. Başka bir ifade

ile kazanım aşaması toplama ve dedektör ön işleme aşamalarını içerir (6,23). BT'de olduğu gibi pahalı ve özel bir bilgisayar sistemi gerekmemektedir (22).

KIBT görüntü eldesi için dört bileşen vardır:

1. X-ışını üretimi
2. Görüntü algılama sistemi
3. Yeniden görüntü oluşturma
4. Görüntüleme ekranı

Mevcut sistemlerin görüntü oluşturma ve görüntü algılama özellikleri bu parametrelerdeki varyasyonları yansıtmaktadır (14).

#### **2.1.2.1. X-Işını Üretimi**

KIBT, sadece tek taramayla hastanın veri setini elde edebilen basit bir teknik olmasına rağmen, X ışını üretiminde klinik açıdan önemli olan parametreler dikkate alınmalıdır. Tarama dönüşü boyunca, her bir projeksiyon görüntüsü dedektör tarafından kalan X-ışınlarının tek bir sıralı görüntülerinden oluşur. Teknik olarak, en kolay hasta ışınlama yöntemi rotasyon boyunca sabit bir radyasyon ışını kullanmaktır. X-ışını dedektörü kendi yörüngesinde zayıflatılmış ışın örneği verir. Bu hastayı devamlı radyasyona maruz bırakır, daha fazla görüntü oluşumuna katkıda bulunmaz (14,15). Alternatif olarak, X-ışını dedektör ile aralıklı olarak çalışabilir. Bu aslında ekspozür zamanının tarama zamanından daha az olduğu anlamına gelir. Bu teknikte hastanın aldığı radyasyon dozu düşer (14,15). Aralıklı X-ışını ekspozürü varyasyon için önemli bir nedendir (15).

Diş hekimliğinde tanı amaçlı tüm görüntüleme yöntemlerinde ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine uygun davranmak gerekmektedir. KIBT ışınlama parametreleri hasta boyutlarına göre ayarlanmalıdır. Bu ayarlama tüpteki akım (miliamper, mA), tüp voltajı (kVp) veya ikisinin birden uygun şekilde seçilmesi ile yapılabilir. Bazı KIBT ünitelerinde kVp ve mA jenerik olarak otomatik poz kontrolü olarak da bilinen, iletilen ışının yakın gerçek zamanlı geri besleme mekanizması tarafından otomatik olarak ayarlanır. Işınlama ayarları ilk keşif

ekspozürü tarafından otomatik olarak belirlenir. Bu özellikler operatörden bağımsız olması nedeniyle tercih edilmektedir. Ekspozür varyasyonundaki X-ışını varlığı ile ilgili parametreler ve görüntü alanının boyutu hasta ekspozürünün belirlenmesindeki ana unsurlardır (14).

#### **2.1.2.1.1. Hasta Pozisyonu**

KIBT cihazlarında hasta supin pozisyonda, oturur pozisyonda ve ayakta olabilir. Bu pozisyonlar için farklı cihazlar üretilmiştir. Her cihazın kullanım açısından birbirine göre artıları ve eksileri vardır. Supin pozisyon için geniş bir alan gerekir ve bazı fiziksel engelli hastalar için uygulanması mümkün olmayabilir. Hastanın ayakta durduğu ünitelerin ise tekerlekli sandalyeye bağlı hastalar için yüksekliğinin ayarlanması mümkün olmayabilir. En kullanışlı olanlar oturur ünitelerdir. Ancak bu ünitelerin de dezavantajı fiziksel engelli veya tekerlekli sandalyeye bağlı hastaların görüntülenmesinde zorluk yaratmasıdır. Tüm sistemlerde hareket artefaktını önlemek için hasta başının sabit olması gerekir. Hasta başının sabitlenmesi için kafa tutucu mekanizma kullanılır. KIBT cihazlarında tarama süresi genellikle panoramik radyografi elde etme için gereken tarama süresinden daha fazladır (6,14,15,24).

#### **2.1.2.1.2. Görüntü Alanı (Field Of View (FOV))**

Görüntü alanı (Field of view) (FOV) KIBT cihazının tarama hacmini ifade eder (25). Bazı cihazlarda görüntü alanı sabittir, bazı cihazlarda birden fazla görüntü alanı vardır ve amaca göre incelenmek istenen alanın boyutu seçilebilir (26). KIBT kolimasyonunda primer X-ışını ilgili alana verilecek olan radyasyonun sınırlanmasına izin verir. Bu işlev görüntü alanına uyacak şekilde ışınlama alanını kısıtlayarak dozu azaltmayı sağlar. Hastanın ekspozür dozunu azaltır ve saçılan radyasyonu azaltarak görüntü kalitesini artırır (10,14). FOV değerindeki farklılıklar piksel sayısını değiştirmez. Ancak, küçük FOV değeri seçilmişse daha küçük bir voksel boyutu görüntü üzerinde ifade edilebilir ve incelenen kesitteki küçük bir alan uzaysal çözünürlüğü daha yüksek olarak görüntülenir (26). X-ışını saçılımı (scatter) ya da gürültü (noise) miktarı görüntüleme alanının küçülmesi ile azalır çünkü küçük

görüntüleme alanlı cihazlar yüksek görüntü çözünürlüğü sağlar (25). FOV boyutu ile ilişkili teknik faktörler arasında voksel boyutu, kontrast-gürültü oranı ve görüntü artefaktları vardır. FOV'un artması sonucu saçılma artar, detektöre gelen sinyal azalır ve gürültü artar (27). Küçük FOV'da küçük voksel boyutu genellikle tanı doğruluğunu geliştirmek için tavsiye edilir. FOV seçilirken ilgili bölgenin teşhis işlevine göre seçilir (13). KIBT görüntülerinde FOV seçiminin üç boyutlu yüzey ölçüm hassasiyetini, çizgisel kemik ölçümünü ve kemik densitesini etkileyen parametre olduğu belirtilmiştir (13,28-30).

Görüntüleme alanının veya tarama hacminin boyutu öncelikli olarak dedektörün boyutuna ve şekline, ışın projeksiyon geometrisine ve ışının kolime edilebilmesine bağlıdır (15). Tarama hacminin şekli silindir veya küresel olabilir. Primer X-ışınlarının kolimasyonu ilgili alanın X-ışını ekspozurunu sınırlar. Alan boyutundaki sınırlamalar kişisel ihtiyaçları temelinde her hastaya göre seçilebilen optimum FOV'a bağlıdır. Tüm kraniofasial bölgenin taraması, geniş alan dedektörü ve dolayısıyla yüksek maliyet gerektirdiğinden konik ışın tasarımına dahil edilmesi zordur (14,15). Bir üretici (iCAT Extended Field of View model) 22 cm'lik yüksekliği tek bir hacimde üreten rotasyonel tarama yazılımı ekleyerek tarama hacmini genişletmiştir (14,15,31).

KIBT cihazları taranan alanın hacim ve yüksekliğine göre de farklılıklar gösterir. Bunlar aşağıda belirtildiği gibi gruplandırılabilir (7,15).

Lokalize alanı yaklaşık 5 cm ya da daha küçük cihazlar (örn. dentoalveolar, temporomandibular eklem)

Tek ark, 5-7 cm arasında olan cihazlar (örn. maksilla veya mandibula),

Maksillofasial, 10-15 cm olan cihazlar (mandibuladan nazıya uzanan)

Kraniofasial, 15 cm'den büyük alanı içeren cihazlar (mandibula alt sınırından kafa tepesine uzanan) (6,15)

#### **2.1.2.2. Dedektörler**

Bütün KIBT sistemlerinde, görüntüleri oluşturmak ve kaydetmek için alan dedektörü kullanılır (25). X-ışını dedektörleri, gelen X-ışını fotonlarını elektrik

sinyaline dönüştürür ve bu nedenle görüntüleme zincirinin önemli bir bileşenidir. Dönüşümdeki hız ve verimliliği dedektörün temel özellikleri gerçekleştirir. Dental KIBT görüntüleme farklı tipte dedektörler kullanılır (32). Başlangıçta KIBT cihazlarının çoğunda bir image intensifier tube/charge-coupled device (IIT/CCD) dedektör sistemleri kombinasyonu kullanılmıştır. Son zamanlarda ise flat panel dedektör (FPD) kullanılan sistemler öne çıkmıştır (6-8,11,14,33). IIT/CCD dedektör sistemler ile alınan görüntülerde, FPD ile alınan görüntülere oranla daha fazla görüntü kirliliği (noise) oluşur (34). IIT/CCD konfigürasyonundan kaynaklanan geometrik distorsiyonları azaltmak için ön işleme gereksinim duyulur (6-8,14,33). IIT/CCD konfigürasyonlu sistemler volümetrik veri setinde özellikle periferel yapılarda yanlış ölçümlere neden olur (6). FPD distorsiyonsuzdur ve daha yüksek bir doz verimi, daha geniş bir dinamik aralığı vardır. Ayrıca FPD sistemleri ile alınan görüntüler, IIT/CCD dedektör sistemleri ile alınan görüntülere göre daha küçük ve daha büyük bir FOV ile üretilebilir. FPD gadolinyum oksisülfid veya sezyum iyodür içeren sintilatör tabakasından oluşur (7,14,32,33). Flat panel dedektörlerin piksel boyutu IIT/ CCD kombinasyonu dedektörlerden daha küçük olup, yüksek geometrik çözünürlük sunar (25,33,35). FPD X-ışınlarına daha hassastır ve bu nedenle de bu sistemlerde hasta daha az radyasyona maruz kalır. Flat panel dedektör KIBT sistemlerinde metal artefaktı ve özellikle hareket artefaktı daha az oluşur. Bütün bu özellikleri nedeni ile KIBT sistemlerinde FPD daha çok tercih edilmektedir (6,14,15).

FPD'lerin performansını etkileyen bazı sınırlamalar vardır. Bunlar arasında radyasyon spektrumuna verilen yanıtın doğrusallığı, dedektör alanı boyunca verilen yanıtın çok istikrarlı olmaması ve bozuk pikseller sayılabilir. Bunların görüntü kalitesine etkileri, daha düşük ve daha yüksek dozlarla yapılan ışınlamalarda daha kolay fark edilir. FPD'nin bu yapısal kısıtlamalarının görüntü kalitesini etkilemediğinden emin olmak için dedektör kalibrasyonu periyodik olarak yapılmalıdır (25).

Dedektör elementlerinin boyutu (Dexel) gürültü ve uzaysal çözünürlüğü etkiler. Dedektör elementinin boyutunun azalmasıyla gürültü azalır ve uzaysal çözünürlük azalır (27).

### 2.1.2.2.1. Voksel Boyutu

KIBT'nin voksel boyutunun temel belirleyicileri, X-ışını tüpünün fokal spot boyutu, X-ışını geometrisinin konfigürasyonu, dedektörün piksel boyutu ve matriksidir. Fokal spot boyutu ve X-ışını geometrisinin konfigürasyonu geometrik yarı gölge derecesini belirler ve uzaysal çözünürlüğü sınırlar. Ancak fokal spot boyutunun küçülmesiyle X-ışını tüpünün maliyetini ve dolayısıyla KIBT ünitelerinin maliyetini artırır. Dedektör-obje mesafesi azaltılıp, kaynak-obje mesafesi artırılarak yarı gölge geometrisi minimuma indirilir. Maksillofasiyal KIBT'de dedektörün pozisyonu, hastanın omuzlarının üstünde ve hasta başının etrafında serbestçe dönebilmesi gerektiği için sınırlıdır. Sınırlamalar ayrıca kaynak-obje mesafesinin genişlemesine neden olur, çünkü KIBT ünitelerinin boyutunu artırır. Kaynak-obje mesafesi düşürülerek dedektörde projeksiyon görüntüleri büyütülür ve potansiyel uzaysal çözünürlük artırılır (14).

Projeksiyon görüntülerinin voksel boyutu başlıca dedektör matriks boyutuna ve projeksiyon geometrisine göre üreticiden üreticiye değişir. Ayrıca KIBT üniteleri voksel boyutu seçimi sunabilir. Bu seçenekler için görüntü dedektörü horizontal ve vertikal yönde piksel serileri boyunca bilgi toplar. Sekonder rekonstrüksiyon süresinin azalması, veri işlemede önemli derecede bir azalma bu piksel kutusunun veya demetinin sonucudur. Bu nedenle voksel boyutu görüntü edinme ve rekonstrüksiyonda belirtilmelidir (14).

Voksel boyutu gürültüyü, uzaysal çözünürlüğü ve artefaktı (parsiyel hacim etkisi) etkiler (27). Genellikle, voksel boyutu azalırsa uzaysal çözünürlük artar, ancak belirli bir düz panel piksel doldurma faktörü nedeniyle, daha yüksek bir radyasyon dozu gerekli olabilir. Voksel boyutu azalırsa, voksel başına daha az X-ışını düşer ve gürültü artar (14,27). Voksel boyutu artarsa uzaysal çözünürlük azalır ve daha fazla artefakt oluşur (27). Uzaysal çözünürlüğün ve voksel çözünürlüğünün artması sonucu sinyal-gürültü oranı arttığından genellikle "yumuşak" (smoother) görüntüler oluşur ve metalik restorasyonların neden olduğu artefaktlar azalır (14). Voksel boyutunun azalması gürültünün artmasına yol açar, X-ışını fotonları azaldığı için kontrast-gürültü oranı azalır. Kontrast ve uzaysal çözünürlük küçük voksel boyutu ile paralel ifade edilir (36,37).

#### 2.1.2.2.2. Gri Skala

KIBT'nin atenüasyon farklılıklarını gösterebilme yeterliliği, dedektörün küçük kontrast farklılıklarını tespit etme yeterliliğiyle ilişkilidir. Bu parametreye sistemin bit derinliği denir ve atenüasyonu gösterebilmek için kullanılabilen gri tonlarının sayısını belirler (14). Görüntülemeye, gri değer dağılımı matematiksel fonksiyon olarak kabul edilebilir (9). Günümüzde tüm KIBT ünitelerinde 8 bit ile 16 bit arasında değişen gri skala farklılıklarını kaydedebilen dedektör kullanılmaktadır (19). Skala belirlemede 12 bit dedektör kullanılırsa kontrastı görüntülemek için 4096 ton kullanılabilir. KIBT'de çok daha yüksek bit derinliği olan görüntüler mümkün olmasına rağmen, bu ilave bilgiler hesaplama zamanının artmasına yol açar ve dosya boyutlarını önemli ölçüde büyütür. BT ve KIBT'lerin rekonstrüksiyon görüntülerinin her bir voksel için atanan gri değerleri vardır. Genel olarak gri değerleri sayılardan oluşur, düşük sayı değerleri koyu voksellerle ilişkilidir. Vokselin açık veya koyu olduğu görselleştirme yazılımına bağlı olarak ekranda belirecektir. Belirli bir görüntü için olası gri değerlerin miktarı (yani gri değer aralığı) görüntünün bit derinliğine bağlıdır, n bitlik görüntünün 2<sup>n</sup> olası gri değeri (örneğin 12 bit= 2<sup>12</sup> = 4096 gri değer) vardır. BT görüntülemesinde kemik yoğunluğunun değerlendirilmesinde veya sınıflandırılmasında gri değerleri Hounsfield birimleri olarak ölçülür (32,38). Hounsfield üniteleri (HU) hava ve su absorpsiyonu ile ilgili olarak bir vokselin X-ışını absorpsiyonuna bağlı olarak açıklanır:

$$HU = 1000 \times \frac{\mu_{voksel} - \mu_{su}}{\mu_{su}}$$

$\mu_{voksel}$  ve  $\mu_{su}$  sırasıyla voksel ve su için doğrusal atenüasyon katsayılarıdır. Bu skalaya göre, suyun HU değeri 0, havanın HU değeri 1000 ( $\mu_{hava} = 0$ ) ve daha çok X-ışını absorbe eden materyallerin daha yüksek bir HU değeri vardır. HU implant yerleştirilmesi için trabeküler kemik sınıflandırılması ve lezyonlarının ayırıcı tanısı gibi çeşitli amaçlara hizmet edebilir. KIBT uygulamalarında HU'nun uygulanabilirliği, saçılan radyasyon ve veri kesilmesindeki hatalar (örneğin FOV dışında kitle içindeki gri değerleri etkileyen) gibi nedelerden dolayı engellenmektedir. HU doğruluğu ve tutarlılığı ile ilgili ortaya çıkan belirsizlik,

genellikle rutin klinik uygulama için çok büyüktür. Hatta KIBT görüntüleri için gri değerler psödo HU skala (örneğin minimum değeri-1000) boyunca dağıtılır. Mevcut dental KIBT sistemlerinde gri değerlerin nicel kullanımından kaçınılmalıdır (32,38,39).

### **2.1.2.2.3. Rekonstrüksiyon**

Temel projeksiyon verileri elde edildikten sonra, hacimsel veri seti oluşturmak bu verileri işlemek için gereklidir. Bu işleme primer rekonstrüksiyon denir. Tek bir konik ışın rotasyonu 40 sn'den daha az sürebilmesine rağmen 100-600 arasında kesit oluşturur. Piksel olarak atanan verilerin her biri 12-16 bit ile bir milyondan daha fazla piksel oluşturur (14,15). Bu verilerin rekonstrüksiyon hesaplaması karmaşıktır. Veriler genellikle bir bilgisayarda elde edilir ve ethernet kablosu ile bilgisayara aktarılır. Geleneksel BT'nin aksine, konik ışın rekonstrüksiyon verileri veri istasyon platformu yerine kişisel bilgisayarlara dayalı olarak yapılır. Rekonstrüksiyon zamanları kullanılan parametrelere, yazılım ve donanıma bağlı olarak değişir. Rekonstrüksiyonun hasta akışını sağlamak için kabul edilebilir bir süre içinde (5 dakikadan az) tamamlanması gerekir (14,15,31).

Rekonstrüksiyon süreci iki aşamadan oluşmaktadır:

1. Ön işleme aşaması: Bu aşama bilgisayarda gerçekleştirilir. Çok sayıdaki düzlemsel projeksiyon görüntüleri elde edilir edilmez, piksel hataları ve düzensiz ışınlama hataları için bu görüntülerin düzeltilmesi gerekir. Bu kusurları ortadan kaldırmak için rutin olarak görüntü kalibrasyonu yapılmalıdır (14,15,32). Bu aşama üreticiler arasında değişiklik gösterebilir (32).

2. Rekonstrüksiyon Aşaması: Kalan veri işleme adımları rekonstrüksiyon bilgisayarında yapılır. Düzeltilmiş görüntüler sinogram denilen özel bir gösterime dönüştürülür. Her bir projeksiyon görüntüsünden bir piksel satırına açılan kompozit bir görüntü geliştirilir. Bu nedenle ilk sinogram her projeksiyon için ilk satırının serisini içerecektir. Üç yüz projeksiyon olduğunda sinogram 300 satır içerecektir. Bu işlem radon dönüşümü olarak adlandırılır. Ortaya çıkan görüntü farklı genliklerin çoklu sinüs dalgalarını kapsar. Tüm kesitler rekonstrükte edilir edilmez, görüntüleme için tek bir hacimde bir araya getirilir (14,15). Rekonstrüksiyonla sadece üç



düzlemde (aksiyel, sagital, koronal) değil, oblik (çapraz, crossectional) ve panoramik olarak da görüntü oluşturulur (6,32).

Genel olarak, görüntü rekonstrüksiyonu üç kategoride gruplandırılabilir: filtrelenmiş back projeksiyon (FBP), cebirsel rekonstrüksiyon teknikleri (ARTs) ve istatistiksel yöntemler (32). KIBT’de en sık kullanılan rekonstrüksiyon algoritması modifiye Feldkamp algoritmasıdır. Feldkamp algoritması esasen fan ışın 2D rekonstrüksiyonunda kullanılan filtrelenmiş back projeksiyon yönteminin 3D uyarlamasıdır (8,15,21,32).

#### **2.1.2.2.4. Geometrik Kalibrasyon**

Görüntünün doğru şekilde rekonstrüksiyonu için görüntüleme sistemi geometrisinin kalibrasyonu gereklidir. Geometrik kalibrasyon, tipik olarak yüksek kontrastlı markörler içeren özel üretici test objelerinin veya mesafesi ve şekli bilinen nesnelerin kullanımı ile yapılır. Her bir projeksiyon görüntüsü için X-ışını kaynağı ve dedektörün pozisyonu tanımlanır. Geometrik kalibrasyon hataları görüntü rekonstrüksiyonunda çizgiler veya distorsiyonlar gibi belirgin olabilir (32).

#### **2.1.2.2.5. Ekran**

Hacimsel veri setleri mevcut voksellerin tümünün toplanmasıdır ve üç ortogonal planda (aksiyel, sagital, koronal) sekonder rekonstrüksiyon görüntüleri ekranda klinisyene sunulmaktadır. Ortogonal rekonstrüksiyon görüntülerinin optimum görselleştirilmesi pencere seviyesinin ve kemik penceresinin genişliğinin ayarlanmasına ve özel filtre uygulamasına bağlıdır (14,15). Dijital görüntüleme pencere kullanımı ve yakınlaştırma araçları olduğundan KIBT görüntülerinde ekran monitörü gereksinimi nispeten düşüktür. Görüntülerin kendi doğal çözünürlüğünde (örneğin ekran pikseli ve görüntü pikseli arasında 1:1 oranı) veya daha iyi optimum görüntü netliğinde (örneğin her görüntü pikseli için birden fazla ekran pikseli olan) görüntülenmesi gerekmektedir. Temel kriter monitörün boyut ve çözünürlüğü ile ilgilidir (32).

#### **2.1.2.2.5.1. Multiplanar Reformasyon ve Ray-Sum**

Hacimsel veri kümesinin izotropik yapısı gereği veri kümeleri ortogonal olmayan kesitler halinde oluşabilir. Birçok yazılım multiplanar reformasyon olarak adlandırılan çeşitli nonaksiyel iki boyutlu görüntüler sağlar. Multiplanar reformasyon modları oblik, eğik ve düzlemsel reformasyonları içerir (14,32). Her planda ortogonal görüntü bileşenlerinin çok sayıda olması ve komşu yapılarla ilgili zorluklar nedeniyle komşu vokselleri görselleştirebilmek için iki yöntem geliştirilmiştir (14,15). Basit anlatımla, görüntüdeki birbirine komşu voksellerin sayısının artırılmasıyla herhangi bir multiplanar görüntü kalınlaştırılabilir. Böylece hastanın belirli bir hacmini temsil eden görüntü tabakası oluşturulur. Buna ray-sum görüntü adı verilir. Tam kalınlıkta ray-sum görüntüleri lateral sefalometrik görüntüler gibi projeksiyonları oluşturmak için kullanılabilir. Konvansiyonel radyograflardan farklı olarak, bu görüntüler magnifikasyonsuz ve paralaks distorsiyonsuzdur. Ancak, bu teknik hacimsel veri kümesinin tamamını kullanır ve oluşan anatomik gürültü, görüntünün yorumlanmasını olumsuz etkiler (14).

#### **2.1.2.2.5.2. 3D Hacim Oluşturma**

Hacim oluşturma, seçili ekran ve birleşik voksellerin geniş hacimlerinin entegrasyonu ile 3 boyutlu görselleştirmesine izin veren tekniği ifade eder. Bu amaçla kullanılan iki farklı teknik mevcuttur.

İndirekt hacim oluşturma, segmentasyon olarak adlandırılan, tüm bir veri kümesinin görüntülenecek voksellerin gri skala seviyesinin parlaklığının veya yoğunluğunun seçimini gerektiren karmaşık bir süreçtir. Bu işlem teknik olarak zahmetlidir ve hesaplaması zordur, özel yazılım gerektirir. Ancak, derinliği olan bir hacimsel yüzey rekonstrüksiyonu sağlar.

Direkt hacim oluşturma çok daha basit bir işlemdir. En yaygın teknik maksimum yoğunluk projeksiyonudur. Maksimum yoğunluk projeksiyon görüntüleri belirli bir hacim içinde gözlemcinin bakışıyla her bir vokselle değerini sanal bir projeksiyon ışını boyunca değerlendirilerek elde edilir. Belirli bir eşiğin altındaki vokselle yoğunlukları ortadan kalkar (14,15).

### **2.1.3. Klinik Kullanımı**

Görüntü elde edilmesinde çok sayıda ışınlama parametreleri vardır. Bu ışınlama parametreleri belirtilmelidir. Tutarlı ve metodik bir görüntüleme tekniği, hasta radyasyon ekspoşürünü minimuma indirir ve meydana gelen görüntü kalitesini optimize eder (14).

#### **2.1.3.1. Hasta Seçim Kriteri**

Konik ışın ekpoşürü hastaya diğer dental radyografik işlemlerden daha yüksek radyasyon dozu verilmesine neden olur. Tanı amaçlı tüm görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi konik ışınli bilgisayarlı tomografi incelemelerinde de ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine uygun hareket edilmelidir. Olabilecek en az radyasyon miktarıyla, tanıya yönelik, olabilecek en kaliteli görüntüyü elde edebilme amaçlanmalıdır. Burada dikkat edilmesi gereken nokta “minumum” radyasyon değil, “optimum” radyasyon miktarının kullanılmasıdır (6,14). Ekspoşür gerekçesinin hastaya toplam potansiyel diagnostik faydası, radyasyon ekspoşürünün neden olduğu bireysel zarardan büyük olmalıdır. Şuan KIBT, en yaygın olarak patolojik durumların ve yapısal maksillofasial deformitelerin değerlendirilmesinde, preoperatif ortodonti değerlendirmesinde, implant yerleştirilmesi için mevcut kemiğin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. KIBT incelemesi için hasta kartında endikasyonun belirtilmesi veya talebin yazılı olması tavsiye edilir (14).

#### **2.1.3.2. Hastanın Hazırlanması**

Hasta tarayıcı üniteye yerleştirilmeden ve başın stabilizasyonu sağlanmadan önce uygun kişisel radyasyondan koruma bariyeri ile önlem alınmalıdır. Bu cihazların zorunlu kullanımı bölgesel veya federal kanunlarla düzenlenmiş olmasına rağmen, hastaya en azından bir koruyucu kurşun önlüğün uygun şekilde uygulanması tavsiye edilmektedir. Kurşun önlük özellikle gebe ve çocuk hastalar için tavsiye edilir. Tiroid ekspoşürünü azaltmak için taramaya engel olmamak şartıyla çoğunlukla kurşun boyunluk önerilir (14).

Her bir KIBT ünitesinde baş sabitlemesi için tek yöntem vardır. Çene tutucu, posterior veya lateral kafa desteği sağlayan çeşitli kafa tutucular vardır. Aynı zamanda hasta hareketleri, bir ya da daha fazla yöntemin uygulanması ile en aza indirilebilir. Baş hareketi olduğunda görüntü kalitesi ciddi bir şekilde düşer, bu nedenle hasta uyumu önemlidir (14).

X-ışını demeti ile ilgi alanının hizalanmasının uygun alanı görüntüleme kritik önemi vardır. Bu sayede hastanın radyasyon ekspozuru azaltılır ve saçılan radyasyon azaltılarak görüntü kalitesi optimize edilir. Genellikle yüzün topografik referans düzlemleri (örn: orta sagittal düzlem, Frankfort horizontal) veya iç referansları (oklüzal düzlem, palatinal düzlem) hastayı doğru konumlandırmak için dış lazer ışınlarıyla hizalandırılabilir. Taramadan önce, hastaya baş ve boyun bölgesindeki bütün metal objeleri çıkarması istenmelidir. Bunlar gözlük, takılar (küpe ve piersingler de dahil), metalik parsiyel protezlerdir. Plastik total hareketli protezlerin çıkarılmasına gerek yoktur. Aksi belirtilmediği sürece (örn: temporomandibular eklem kapalı görüntüsü veya ortodontik görüntüleme) dişlerin oklüzyonda olmaması istenen bir durumdur fakat çeneler tarama boyunca sabit tutulmalıdır. Dil basacağı veya pamuk rulo ile çenelerin sabit durması sağlanabilir. Dişlerin ayrılması, özellikle tek ark taramalarında yararlıdır. Karşı arktaki metalik restorasyonların neden olduğu saçılmalar bu sayede azaltılabilir. Hastanın ekspozurdan önce mümkün olduğunca hareketsiz kalması, burundan yavaşça nefes alması ve gözlerini kapatması sağlanmalıdır. Bu öneriler, hastanın başının önünden dedektör geçerken hareket etme olasılığını azaltır (14).

### **2.1.3.3. Görüntüleme Protokolü**

Görüntüleme protokolü, incelemenin amacına bağlı olarak KIBT görüntülemesi için kullanılacak teknik ışınlama parametreleri dizisidir. Görüntüleme protokolü hastanın en az miktarda radyasyon ekspozuru ile optimum kalitede görüntüler üretilmesi için geliştirilmiştir. Konik ışın üniteleri için genellikle üretici tarafından belirtilen görüntüleme protokolleri vardır. En yaygın görüntüleme protokolleri görüntüleme alanında, temel projeksiyon sayısında ve voksel çözünürlüğünde değişiklikler içerir. Operatör görüntüleme protokolünü seçerken tüm

parametrelerin hasta dozuna ve görüntü kalitesine etkisinin farkında olmalıdır. Diş hekimliğinde tanı amaçlı tüm görüntüleme yöntemlerinde ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine uyulmalıdır (14,32).

Projeksiyon sayısı; gürültüyü, uzaysal çözünürlüğü ve artefaktları etkiler (27). Temel projeksiyon görüntülerinin sayısının artırılması için çerçeve oranının ayarlanması daha az artefaktlı ve daha kaliteli rekonstrüksiyon görüntüleri sağlar. Projeksiyon verileri (150-600) ne kadar çok olursa, o görüntüden daha fazla bilgi, daha fazla çözünürlük, daha iyi yumuşak doku imajı elde edilir. Ancak projeksiyon görüntülerinin artması hasta dozunu artırır ve tarama süresini uzatır (6,14,15). Projeksiyon verilerinin oluşturduğu veri setlerinden multiplanar (aksiyal, sagittal ve koronal) ve üç boyutlu görüntüler oluşturulur. KIBT tarama üniteleri tarama sırasında tek bir rotasyon ile tüm temel görüntüleri elde edebildiğinden tarama süresi tıbbi spiral BT'ler ile karşılaştırıldığında daha hızlıdır (5-40 sn). Tipik bir tarama süresi 10-40 sn arasında değişse de aslında ekspozür süresi 2-5 sn'dir (31). Tarama süresinin daha hızlı olması genellikle hacimsel veri setlerinin rekonstrüksiyonu için temel görüntülerin daha az olması anlamına gelse de, hareket artefaktının azalmasını sağlar (7,33,40). Projeksiyon sayısı azaltıldığında görüntüde gürültü artar ve düşük örnekleme artefaktı oluşur, uzaysal çözünürlük azalır, ışınal çizgilenme artefaktı oluşur (27).

Tamamlanmamış, sınırlı veya kesilmiş taramalardan elde edilen rekonstrüksiyon görüntüleri, eksik bilgi nedeniyle sınırlı açı artefaktlarına neden olabilir. Tamamlanmayan ark taraması ile oluşturulan görüntülerde daha büyük periferik tek yönlü streaking artefaktlar ve orta düzlemde daha belirgin cupping artefaktlarına ve foton açığı artefaktlarına neden olur. Veri kaybı, hastanın anatomik bilgilerinin istatistiksel olarak kullanılması ve algoritma projeksiyon tamamlama tekniklerinin kullanımı ile bir miktar telafi edilebilir (14).

**Tablo 1: KIBT sistemlerinin karşılaştırmalı özellikleri.**

SATILCI/FİRMA GENEL MERKEZ	AFP IMAGING CORP. ELMSFORD, N.Y.	J. MORITA MANUFACTURING CORP., KYOTO, JAPAN	IMAGING SCIENCES INT., HATFIELD, PA	HITACHI MEDICAL SYSTEMS, TOKYO, JAPAN	IMTEC IMAGING (DISTRIBUTED BY KODAK DENTAL SYSTEMS), ARDMORE, OKLA.			SIRONA DENTAL SYSTEMS, CHARLOTTE, N.C.	PLANMECA OY, HELSINKI, FINLAND	TERARECON INC., SAN MATEO, CALIF.	EWOO TECHNOLOGY CO., LTD., GYEONGGI-DO, KOREA
					ILUMA Ultra Cone Beam CT Scanner	Galileos	ProMax 3D				
<b>KIBT İSMİ</b>	NewTom 3G	3D Accuitomo	i-CAT	CB MercurRay	ILUMA Ultra Cone Beam CT Scanner	Galileos	ProMax 3D	PreXion 3D	Picasso Trio		
<b>GRAYSACLE (BIT DEPTH)</b>	12	12	14	12	14	12-16	12	16			
<b>GÖRÜNTÜ DETEKTÖRÜ</b>	II/CCD	CsI/a-Si	CsI/a-Si	II/CCD	CsII/a-Si	PST	CsI/CMOS	CsI/a-Si	CsI/a-Si		
<b>VOKSEL BOYUTU</b>	0.07-0.2	0.125-2.0	0.12-0.4	0.1-0.5	0.1/0.2/0.3/0.4	0.15/0.3	0.15	0.07	0.1		
<b>TARAMA FAKTÖRÜ (DERECE/ÇERÇEVE)</b>	1/360°/x	1/180°,360°/x	1 veya 2/360°/ 156,306,612	1/360°/x	1/360°/x	1/210°/200	1/194°/x	1/360°/ 512,1024	1/360°/ 256,320		
<b>HASTA POZİSYONU</b>	Supine	Oturarak	Oturarak	Oturarak	Oturarak	Ayakta/ oturarak	Ayakta	Oturarak	Ayakta		
<b>YAZILIM</b>	NewTom 3G	i-Dixel	Xoran Cat / iVision	CBWorks	ILUMA VISION3D	GAL-AXIS 3D	Romexis 3D Explorer	—	EasyDent		
<b>TARAMA ZAMANI (S)</b>	5.6-36	8.5, 17	10-40	9.6	20-40	14	18	19/37	15/24		
<b>X-IŞINI KAYNAĞI</b>	Aralıklı	Sabit	Aralıklı	Sabit	Sabit	Aralıklı	Aralıklı	Sabit	Sabit		
<b>MA/KVP</b>	15 mak/110 mak	1-10/60-80	3-5/120	2-15/60-120	4-7/120	5-7/85	8-16/84	4/90	4-10/60-90		
<b>TARAMA HACMİ (ÇAP X YÜKSEKLİK) CM</b>	15 x 25	6 x 6, 4 x 4	(6, 8, 13, 27, 4) x 17	(5.12, 11.7, 15) x 25	(10-19) x (17-19)	15 x 15	8 x 8, 5 x 8, 5 x 4	8 x 8	8 x 5, 12 x 7		
<b>PRİMER REKONSTRÜKSİYON (DAK.)</b>	7-20	0.5	1-10	6	2.5	4.5	3	1.5-3	3-6		

II/CCD, IMAGE INTENSIFIER/CHARGE COUPLED DEVICE (GÖRÜNTÜ KOYULAŞTIRICI/ YÜKTEN BAĞLAŞIK AYGIT), CSII/A-SI, CESIUM IODIDE/AMORPHOUS SILICON FLAT PANEL (SEZYUM İYODİD/AMORF SİLİKONLU DÜZ PANEL); CMOS, COMPLEMENTARY METAL OXIDE SEMICONDUCTOR (TAMAMLAYICI METAL OKSİT YARI İLETKEN); PST, PROPRIETARY SIEMENS TECHNOLOGY.

#### **2.1.3.4. Görüntü Optimizasyonu**

KIBT yazılımlarının çoğunda parlaklık, kontrast ve keskinleştirme ayarlamaları yapılması mümkündür. Monitörde izlenen görüntüyü optimize etmek ve tanıyı kolaylaştırmak, kemik yapıları desteklemek için kontrast ve parlaklık parametrelerini ayarlamak gerekir. KIBT ünitelerinde konik ışın görüntüleri arasında büyük değişkenlik vardır. Görüntüler aynı ünite içinde gerçekleştirilen tarama sayısına bağlı olarak değişebilir.

KIBT özel yazılımları hazır pencere/seviye ayarlama sağlayabilse de, her tarama için bunların ayarlanması tavsiye edilir. Bu parametreler ayarlandıktan sonra, keskinleştirme, filtreleme ve kenar algoritmaları gibi başka iyileştirmeler uygulanabilir. Bu fonksiyonların kullanımı görüntüde gürültü artışının etkilerine karşı ölçüp tartılmalıdır (14).

#### **2.1.3.5. Raporlama, Arşivleme, Çıktı ve Düzenleme**

Konik ışın görüntüleme sadece hasta ekspozurunun teknik bileşenlerini içerir, fakat elde edilen hacimsel veri setini yorumlamak mesleki bir sorumluluktur. Görüntünün dökümanite edilmesi hastanın tıbbi kayıtlarının önemli bir parçasıdır. Görüntü raporlama uygun bölgeyi görüntülemek için biçimlendirilen bir dizi görüntüden oluşur ve görüntüye ait önemli bulguların yorumlanmasını içerir (14).

KIBT görüntüleme, taramadan oluşan hacimsel görüntü verileri ve operatör tarafından oluşturulan görüntü raporları olarak iki tip veri üretir. Bu iki veri setinin de arşivlenmesi ve iletilmesi gerekmektedir. Veri yedekleme genellikle ham veya işlenmiş görüntü formatında gerçekleştirilir. Görüntü verilerinin çıktısında özel yazılımlarda genellikle DICOM dosya formatı standarttır (14).

#### **2.1.4. KIBT Görüntü Kalitesi**

Bir medikal görüntünün temel görüntü kalitesi uzaysal çözünürlük, kontrast, gürültü ve artefakt parametreleri ile belirlenir (32).

#### **2.1.4.1. Çözünürlük**

Günümüzde yaygın olarak katı hal X-ışını dedektörlerinde megapikseller kullanılır. Bu cihazlar yüksek diagnostik kalitedeki görüntüleriyle milimetrenin altında bir uzaysal çözünürlük sağlar (14,40,41). Görüntü çözünürlüğünü voksel boyutu belirler. KIBT'ler 0.4 ile 0.125 mm arasında değişen voksel çözünürlüğünde görüntüler üretir. Tüm kesitler için bu özellik karakteristiktir ve uzaysal çözünürlük seviyesi maksillofasiyal uygulamalar için geçerlidir (14).

Projeksiyon görüntülerinin netliğini belirlemede fokal spot boyutu, ışın kaynağı-obje mesafesi ve dedektör-obje mesafesi önemli faktörlerdir. Işın kaynağı-obje mesafesi arttıkça fokal spot bulanıklığı azalarak görüntü keskinleşir. Işın kaynağı obje mesafesinin azalması ise yüksek geometrik magnifikasyona neden olur. Objede-dedektör mesafesinin azalması daha küçük bir dedektör kullanım alanına izin verir. Ayrıca, obje-dedektör mesafesi arttıkça saçılan radyasyon artar. FOV'u artırmak ve fokal spot bulanıklılığını azaltmak için dedektör-obje mesafesi azaltılabilir (32).

Uzaysal çözünürlük veya netlik bir görüntüdeki küçük yapıları ayırt etme yeteneğini ifade eder (27,32). KIBT görüntülemesinde, uzaysal çözünürlük fokal spot boyutu, dedektör elementlerinin boyutu, yumuşatma filtreleri ve voksel boyutu gibi birçok faktör tarafından belirlenir. KIBT'ler bilgisayarlı tomografi ile karşılaştırıldığında genel olarak yüksek bir uzaysal çözünürlük sağladığı kabul edilir. Ancak daha küçük dedektör elemanı ve voksel boyutu kullanımına bağlı olarak farklılıklar bildirilmiştir (32).

#### **2.1.4.2. Kontrast**

Radyografik görüntülerdeki kontrast farklı yoğunluklardaki dokuların veya materyallerin ayırt etme yeteneği olarak tanımlanır (27,32). Kontrast dedektörün dinamik aralığına (ekspozur değerinin saptanabilir aralığı), ekspozur faktörlerine ve rekonstrüksiyon görüntülerinin bit derinliğine bağlı olarak değişir. Ayrıca, algılanan kontrast ekranın pencere/seviye ayarlarına bağlıdır. En temel haliyle kontrast bir



görüntünün iki bölgesi arasındaki ortalama voksel değeri farklılıklarını gösterir. Kontrast görüntüleme sisteminin geniş bir alan özelliğidir (32).

Kontrast, hasta üzerinden iletilen X-ışını fotonlarının uzaysal varyasyonlarıdır. Kontrast görüntü bölgeleri arasında farkın ölçümünü verir. İletilen yoğunluklardaki farklılıklar atom numarası, densitesi, kalınlığı farklı olan dokuların X-ışını atenüasyonlarının farklılıklarının sonucudur. KIBT'nin kontrast çözünürlüğünü temel iki faktör sınırlar. Saçılan radyasyon görüntüdeki gürültünün artmasına neden olur, ayrıca KIBT sisteminde kontrastın azalmasına neden olan önemli bir faktördür. X-ışını saçılımı background sinyallerine eklenerek kontrastı azaltır. Bu görüntülerin kalitesi düşer ve tam olarak anatomiye yansıtılmaz. Flat panel dedektör sistemlerine dayanan çok sayıda artefakt vardır. Doğunluk, karanlık akım ve kötü pikseller doğrusallığın bozulmasına katkıda bulunur. Ayrıca panelin farklı bölgelerinin radyasyona duyarlılığı tüm bölgelerde homojen olmayabilir (14,15).

#### **2.1.4.3. KIBT'de Görüntü Artefaktları**

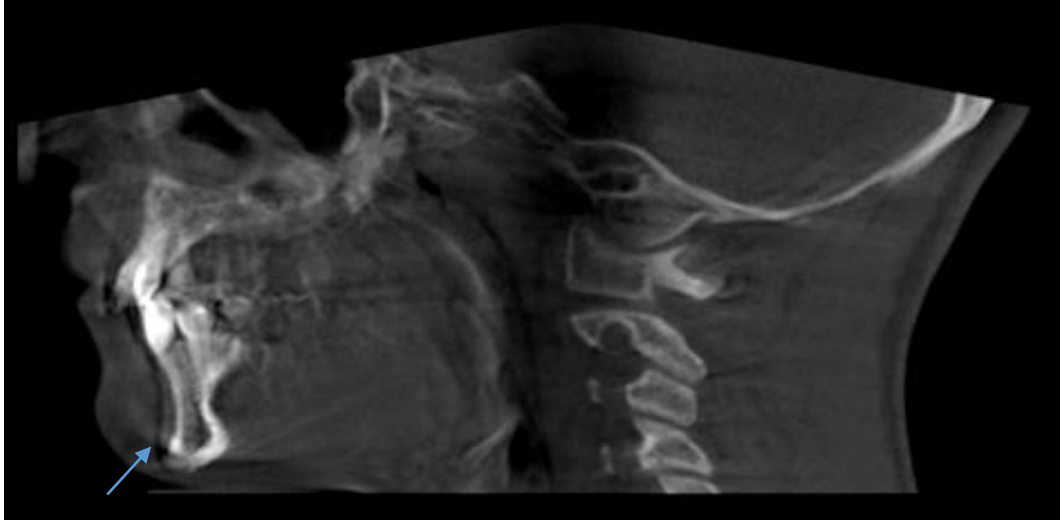
Artefakt, görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyen ve incelenen sistemde bir karşılığı bulunmayan istenmeyen görüntülerdir. Artefaktlar görüntülenmek istenen nesne ile ilgili olmayan distorsiyon veya bozuklukları ifade eder. Artefaktlar görüntünün elde edilmesi sırasında fiziksel işlemlerdeki kısıtlılıklara bağlı oluşabilir. KIBT'de görüntü kalitesini bozan temel faktör görüntü artefaktıdır. Artefaktlar görüntüde belirsizlik oluşturabilir ve patolojileri taklit edebilir (6,14,42-45). Artefakt oluşumunda çoğu kez birden çok etken rol oynamaktadır (46). Konik ışınli bilgisayarlı tomografide artefaktlar etiyolojisine göre sınıflandırılabilir. Bunlar (6,14,26,45);

1. Hastadan kaynaklanan artefaktlar
2. Fiziki ortamdan kaynaklanan artefaktlar
3. Cihazdan kaynaklanan artefaktlar
4. Teknik faktörlerden kaynaklanan artefaktlar

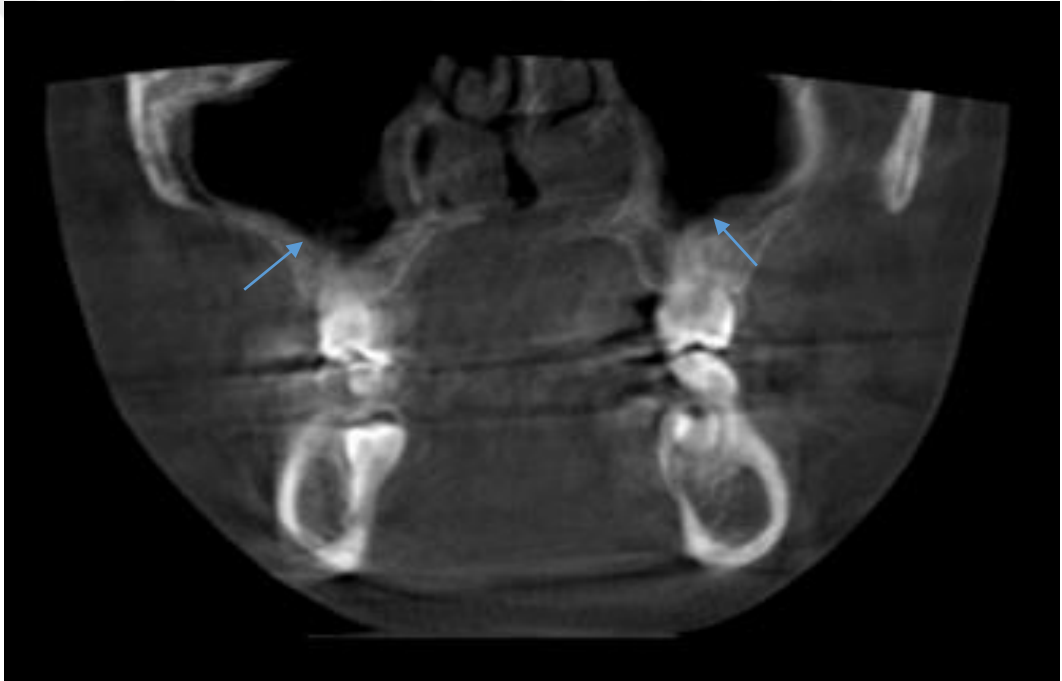
### **2.1.4.3.1. Hastadan Kaynaklanan Artefaktlar**

#### **2.1.4.3.1.1. Hareket Artefaktı**

Hasta hareketi rekonstrüksiyon görüntülerinde net olmayan yanlış veri kayıtlarına neden olabilir. Çekim sırasında hastanın başı hareket ederse veride yarı gölge gibi görünen kayıt kayıpları ortaya çıkar (6,14,42,47). Hareket artefaktları ışın kaynağı, nesne ve dedektör ile ilişkili bir problemden kaynaklanabilir. Tarama süresince nesne hareket ederse hareket esnasında rekonstrüksiyonda kayıp oluşur. Bunun nedeni rekonstrüksiyon işleminde hareket esnasındaki bilgilerin kaydedilememesidir (6,14,42). Hareket sonucu piksellerin tarama alanı içindeki yerleri değişir ve çizgisel artefaktlar meydana gelir. Özellikle yüksek yoğunluktaki yapıların hareketi ile çok belirgin artefaktlar meydana gelir (46). KIBT makinalarının görüntüleme zamanları kabaca 5-40 sn arasında değişmektedir. Dolayısıyla bazı minör hareketleri hastaların başıyla yapabilmeleri için yeterli zaman vardır. Tipik olarak hareket artefaktında çift konturlar mevcuttur (Resim 1 ve 2). Tarama işlemi sırasında hastanın başının yeterli sabitlenmesi hastanın hareketlerini sınırlamaya yardım etmelidir. Konumlandırma yardımcılarının kullanımı çoğu hastanın hareket etmesini önlemede yararlı olmaktadır. Bununla birlikte bazı durumlarda, (örn. pediatrik hastalarda) hastayı hareketsiz hale getirmek için sedasyon gerekebilir. Mümkün olduğunca tarama süresini azaltmak artefakt oluşumunu en aza indirmeye yardımcı olur (9,42,47). Gelecekte daha hızlı dedektör okuma sağlayabilecek dedektör donanımlarıyla, tarama süresinin ve hastanın hareket etme ihtimalinin azaltılacağı varsayılmaktadır. Hareket artefaktı başın stabilizasyonu sağlanarak ve ışınlama süresi kısa tutularak önlenir (14,26,42). Hareket sadece artefakt oluşumuna neden olmaz, aynı zamanda hem uzaysal hem de kontrast çözünürlüğünün azalmasına neden olur. Hareket artefaktının önlenmesinde sistemlerin hızlandırılması yanında, hastanın hareketsiz hale getirilmesi ve solunum hareketlerinin istemli kontrolü de büyük önem taşır (46).



**Resim 1:** Hareket artefaktı nedeniyle mandibula sınırlarında çift kontur (ok).



**Resim 2:** Hareket artefaktı nedeniyle maksilla sınırlarında çift kontur (oklar).

#### 2.1.4.3.1.2. Metalik Materyaller

Tarama alanında metalik objelerin varlığı şiddetli streaking artefaktına neden olur (45,48) (Resim 3). Dental restorasyonlar, cerrahi plaklar, dental implantlar ve pinler gibi metalik objeler bu tür artefaktlara neden olur (48). İncelenecek objeler absorpsiyonu yüksek materyaller içerdiğinde materyalin arkasında detektöre kaydedilen sinyal sıfır veya sıfıra yakın olur (9). Çok yoğun objeler tarandığında ışın

sertleşmesi (beam hardening), parsiyel hacim etkisi ve alising artefaktına neden olabilir (45).

Metal artefaktını önlemek için taramaya başlamadan önce hastanın takı gibi metal nesnelere çıkarması istenir (45). Diş dolgusu, protezler ve cerrahi klips gibi bazı metal nesnelere tarama alanından uzaklaştırmak her zaman mümkün olmayabilir. Bu durumda, kVp artırılarak parsiyel hacim etkisi azaltılabilir (45). Ayrıca metal artefaktını önlemek için dental restorasyonlar FOV'un dışında bırakılabilir, hasta pozisyonu değiştirilebilir, dental arklar birbirinden ayrılabilir (49).

*Metal artefaktı düzeltme yazılımları:*

Özel yazılım düzeltmeleri ile streaking artefaktı büyük ölçüde azaltılabilir. Metal artefaktı azaltma yazılımlarının kullanışı bazı durumlarda sınırlıdır. Bu yazılımlarla metal implantlar etrafındaki streaking artefaktının kaldırılmasına rağmen tanıda esas önemli olan metal-doku arayüzündeki detay kaybı devam eder. Işın sertleşmesi düzeltme yazılımı metalik nesnelere de tararken ışın sertleşmesi artefaktını en aza indirmek için kullanılabilir (45,48).

Yapılan çalışmalarda metal artefaktı azaltma yazılımı kullanmanın gri değer üzerine anlamlı bir etkisi olmadığı belirtilmiştir (50). Metal artefaktı azaltma yazılımının metalik objelerin varlığında kontrast-gürültü oranının artması ile ilişkili olduğu görülmüştür. Ayrıca metal artefaktı azaltma yazılımlarının rekonstrüksiyon zamanını artırdığı belirtilmiştir (37).



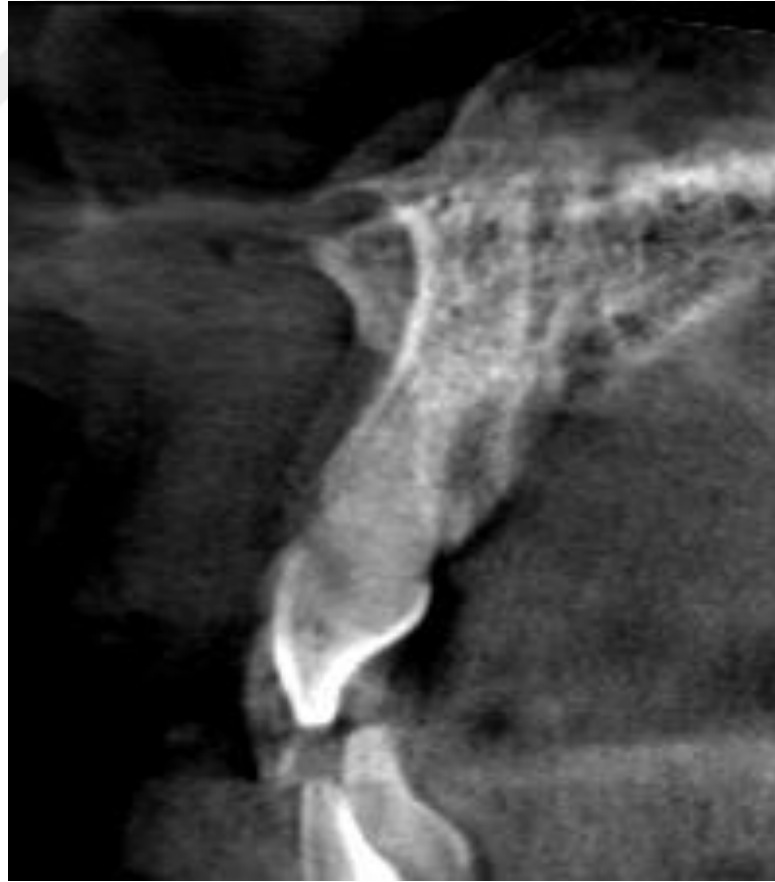
**Resim 3:** Metal restorasyon nedeniyle oluşan artefakt (ok).

#### **2.1.4.3.2. Fiziki Ortamdan Kaynaklanan Artefaktlar**

##### **2.1.4.3.2.1. Görüntü Gürültüsü (Noise)**

Fotonların büyük bir kısmı Compton saçılması ile etkileşime geçer ve saçılan radyasyon üretir. X-ışını demeti doğrultusunda bulunan objelerin gerçek atenüasyonları ile her yönden gelen saçılan fotonların neden olduğu atenüasyonlar, dedektör tarafından fazladan kaydedilir. Bu ilave atenüasyonlara gürültü (noise) adı verilir (6,14,15). Gürültü, veri elde etme doğruluğunun azalmasını ve bazı verilerin organizmadaki gerçek değerinin yansıtılmamasını ifade eder (48). KIBT görüntülerinde gürültü düşük kontrast çözünürlüğünü azaltarak düşük yoğunluklu dokuların ayırt edilmesini güçleştirir (48) (Resim 4). Gürültü genellikle artefaktlarla aynı sınıflamada yer almamasına rağmen görüntünün bozulmasına neden olan faktörlerdendir. Saçılan radyasyon miktarı birincil X-ışını bulunan dokunun toplam kütlesi ile orantılıdır; objenin kalınlığı ve alan boyutunun artması ile saçılan radyasyon artar. KIBT’de görüntü üretimi için bu saçılan radyasyonun katkısı primer ışıktan daha büyük olabilir (6,14). KIBT rekonstrüksiyon görüntülerinde iki tür

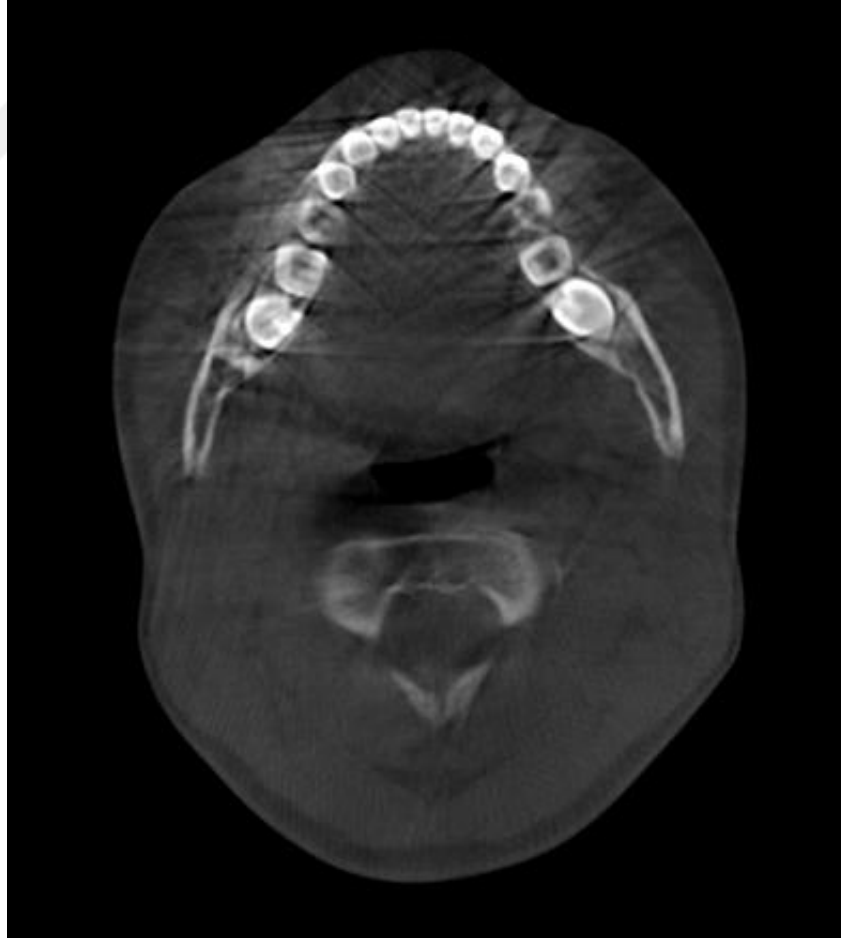
gürültü göz önünde tutulmalıdır: dönüş hatalarından kaynaklanan gürültü veya elektriksel gürültü olarak adlandırılan dedektör sistemlerinin gürültüsü ve Poisson yasasından dolayı X-ışını homojenitesindeki değişikliklerden oluşan kuantum gürültüsüdür (9,24). Elektriksel gürültü, dedektör sistemlerinin X-ışını absorpsiyonu etkinliği ile ilgili doğal bozunmasıdır (6,14,26,32). Kuantum gürültü temelde görüntü kalitesi ile ilişkilidir ve ekspozur dozunun, doku geçirgenliğinin ve voksel boyutunun bir fonksiyonudur. Gürültü kontrast çözünürlüğünün temel belirleyicisidir (48). Gürültü şu durumlarda azaltılabilir; piksel büyürse gürültü azalır fakat düşük rezolüsyonlu görüntülere neden olur, kesit kalınlığı artarsa (voksel boyutu büyürse), mAs artarsa, kVp azalır, dedektör verimliliği artarsa gürültü azaltılabilir (6,14,26). Doz azaltılması için KIBT cihazları tıbbi bilgisayarlı tomografi cihazlarına göre çok daha düşük miliamperlerde çalışır. Bu şekilde sinyal-gürültü oranı BT'lerde daha düşüktür. Diğer bir deyişle KIBT görüntülerinde yüksek gürültü seviyesi beklenebilir (6,9,14,42).



**Resim 4:** Görüntüde gürültü (noise).

#### 2.1.4.3.2.2. Saçılma Artefaktları

X-ışınlarının hasta ile etkileşimi esnasında açığa çıkan sekonder radyasyon görüntü üzerinde istenmeyen etkilere neden olur. Saçılma, KIBT görüntülerinde artefakta neden olan çok önemli faktörlerdendir. Radyografik görüntü işlemenin arkasındaki temel kavram kaynaktan detektöre ulaşan fotonların ölçümüdür. Saçılma diğer bir deyişle, madde ile etkileşimden sonra yolundan sapan fotonlardan kaynaklanır. Ancak, yeni kuşak cihazlarda bu etki hesaplanarak giderilebilmektedir (9,26,42). Saçılma KIBT’de görüntü kalitesini sınırlayan temel nedenlerden biridir. Saçılma ışın sertleşmesi artefaktına benzeyen çizgilere neden olur (42) (Resim 5). Fakat saçılan radyasyon FOV boyunca düzensiz gri seviyesi oluşturur. FOV’daki bu düzensizlik KIBT’nin sayısal analizlerde kullanılmasını engeller. Saçılma yumuşak doku kontrastını ve diğer dokuların densite değerlerini azaltır (9,42).



**Resim 5:** Görüntü üzerindeki saçılmaya bağlı düzensiz gri seviyesi.

### 2.1.4.3.2.3. Işın Sertleşmesi (Beam Hardening Artefaktı)

Artefaktlar KIBT verilerinin elde edilmesinde fiziksel işlemlerle ilgili sınırlamalara neden olabilir. X-ışını demeti, bir nesnenin içinden geçerken yüksek enerjili fotonlar geçer, düşük enerjili fotonlar absorbe edilir. Heterojen yapıdaki ışınların düşük enerjili olanları, objeyi geçerken kolayca absorbe edildiğinden demetin ortalama enerjisi artar, yani sertleşir. Işın sertleşmesi olarak adlandırılan bu durum, iki tip artefaktla sonuçlanır. Bunlardan birincisi “cupping artefaktı” olarak bilinen, farklı absorpsiyonların sonucu metalik yapıların görüntüsündeki bozulmalar; ikincisi ise “streaking” olarak bilinen ve iki dens cisim arasında görülen çizgiler ve koyu bantlardır (6,14,45,48).

Işın sertleşmesi, artefaktların en önemli nedenlerinden biridir (51). X-ışını kaynağından yayılan polikromatik yapıdaki ışın demeti, incelenen nesnenin içinden geçerken, düşük dalga boyundaki alt enerji seviyesindeki ışınlar önemli ölçüde absorbe edilir (9). Bu durumda, X- ışın demeti özellikle kalın ve yoğun objelerden geçerken yüksek enerjili fotonlar daha az absorbe olacağından, densite değerleri yoğun olan obje ya da dokular arasında kalan düşük yoğunluktaki oluşumların voksel değerleri olduğundan daha düşük hesaplanır.

İncelenen bölgede, yoğun objeden uzaklaştıkça atenüasyon değeri azalmış olacak ve ‘cupping’ adı verilen hipodens çukurlaşma şeklinde görüntüler izlenecektir (6) (Resim 6). Cupping artefaktının uniform silindirik bir obje görüntülendiğinde oluştuğu gösterilmiştir. X-ışını uniform silindirik objenin merkezinden geçerken, penetre olduğu maddenin daha kalın olmasından dolayı daha fazla sertleşirken, objenin kenarlarından geçen X-ışın demeti daha az sertleşir (42,48). Metalik objeler gibi yüksek densiteli cisimler, sertleşen bu ışınların transmisyonunu ve dedektörlere ulaşmasını engeller ve bu durum volumetik data görüntüsünde koyu çizgiler (dark band) oluşması şeklinde sonuçlanır (Resim 6). Görüntülerde yoğun cismin etrafından yayılan ışınal çizgilenmeler de streaking (ışınal yönde parlama) artefaktıdır (6,9) (Resim 6).

Ekspozur koşulları fotonların enerjisini etkileyerek artefakt oluşumunda büyük rol oynayabilir. Bazı çalışmalarda ışın sertleşmesini azaltmak için yüksek kVp ile görüntüleme teknikleri önerilmiştir. Işın sertleşmesinde rol alan diğer faktörler



arasında cihazın dönüş dercesi, X-ışınının konfigürasyonu ve veri işlemede kullanılan algoritmanın türü yer alır.

Klinik pratikte ışın sertleşmesi (beam hardening) artefaktını önlemek için, metal objelerin uzaklaştırılması, ışın sertleşmesine duyarlı (ör: metalik restorsyonlar, dental implantlar) tarama bölgelerinden kaçınılması ve antagonist çenedeki sabit protezler için dental arkların ayrılması, uygulama alanının küçültülmesi (FOV'un düşürülmesi), hasta pozisyonunun değiştirilmesi ve kesit kalınlığının azaltılarak mAs'nin artırılması ve üretici firmaların önerdiği değişik yazılım algoritmalarının kullanılması tavsiye edilmektedir (6,14,26).

Çalışmalarda titanyum gibi hafif metallerin KIBT cihazlarındaki standart kVp ile alınan görüntülerde yoğun ışın sertleşmesi oluşturduğu gösterilmiştir (9,52).

Üreticiler filtrasyonla, kalibrasyon düzeltmeleriyle, ve ışın sertleşmesini düzeltme yazılımı ile ışın sertleşmesi artefaktlarını en aza indirmeye çalışmaktadır (26,42,45,48).

**Filtrasyon:** Filtrelerin kullanılması, düşük enerjili X-ışınlarının objeye ulaşmadan filtre sayesinde absorbe edilerek ışın kalitesinin artmasını sağlar (26). Düşük enerji bileşenleri hastayı geçmeden önce, genellikle düz bir zayıflatıcı metalik materyal ile filtrelenir (42,45).

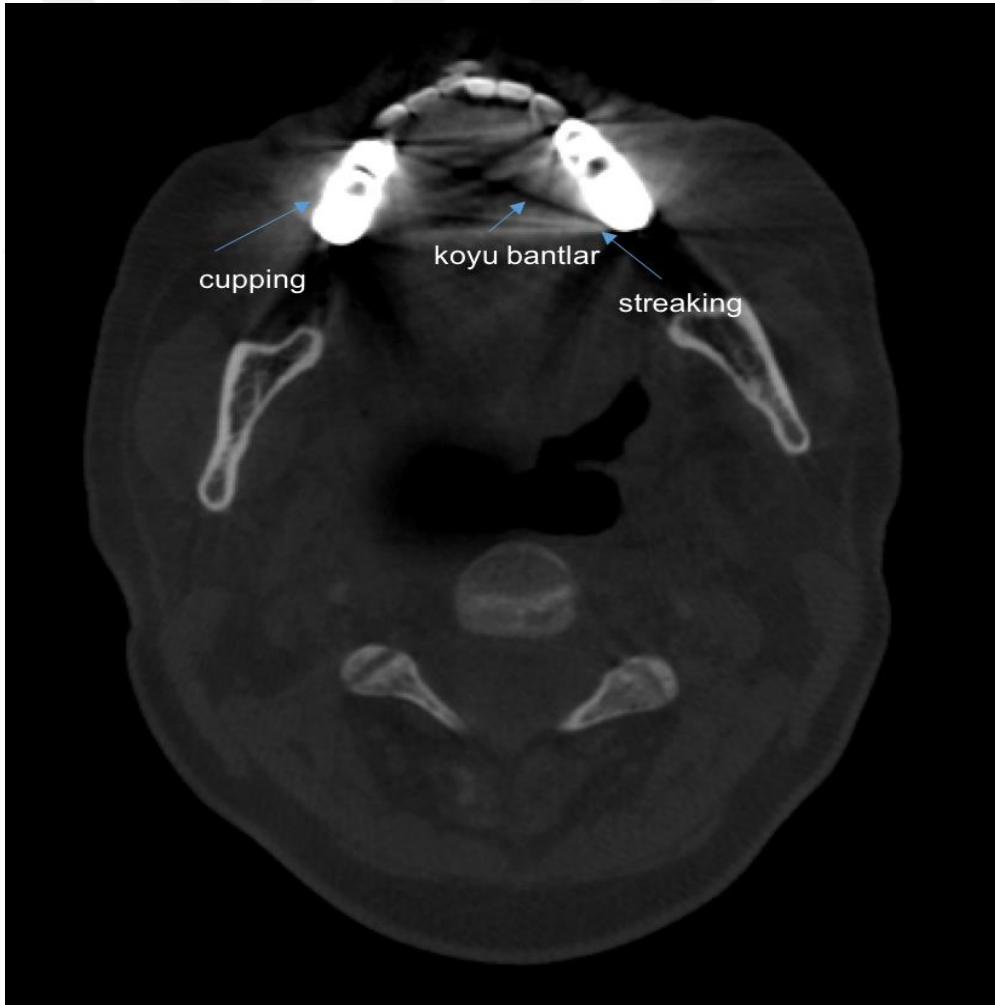
**Kalibrasyon düzeltme:** Üreticiler belli büyüklüklerde fantomlar kullanarak tarayıcıları kalibre ederler (45). Bu kalibrasyon düzeltmeleri hastaların farklı bölgelerindeki ışın sertleşmesi için özel bir telafi imkanı sunar (42,45).

**Işın sertleşmesi düzeltme yazılımı:** Kemik bölgelerinin rekonstrüksiyonunda iterative düzeltme algoritması uygulanabilir. Bu beyin taramalarında kemik-yumuşak doku arayüzünün bulanıklığını en aza indirmeye yardımcı olur ve ayrıca homojen olmayan kesitlerde koyu bantların görünüşünü azaltır (42,45).

Üreticilerin artefakt kaldırma algoritmaları ve projeksiyon sayısını artırmaları ile birlikte, KIBT görüntülerindeki klinik deneyimler özellikle diş ve çene görüntülemesi için tasarlanmış olan ikincil rekonstrüksiyonlarda metal artefakt seviyesinin düşmesini sağlamıştır (7)

Yapılan çalışmalarda metal artefakt azaltma algoritmalarının önemli ölçüde gürültüyü azalttığı, ancak rekonstrüksiyon süresini artırdığı bildirilmiştir (37). Ayrıca, metal artefaktı azaltma programları çeşitli çalışmalarda araştırılmıştır. Bu programları kullanmanın voksel gri değerine ve kemik defektinin teşhis doğruluğu üzerine anlamlı bir etkisi olmadığı belirlenmiştir (50,53). Artefakt azaltma yazılımının endodontik tedavi görmüş dişlerde kök kırığının tespitinde teşhis doğruluğunu azalttığı belirtilmiştir (54).

Işın sertleşmesinin neden olduğu cupping artefaktını azaltmak için bakır filtrasyon uygulamasının faydalı olduğu görülmüştür. Yoğunluktaki artış detektör için cupping artefaktını doğurur. Benzer sonuçlar rekonstrüksiyon için öncelikli KIBT projeksiyon verileri uygulanan diğer çıkarma algoritmalarıyla da elde edilmiştir.



**Resim 6:** Metal içeren kron restorasyonlarının etrafında oluşan cupping artefaktı, ışınsal çizgilenmeler (streaking artefaktı) ve koyu bantlar (oklar).

#### **2.1.4.3.2.4. Parsiyel Hacim Etkisi (Partial Volume Effect)**

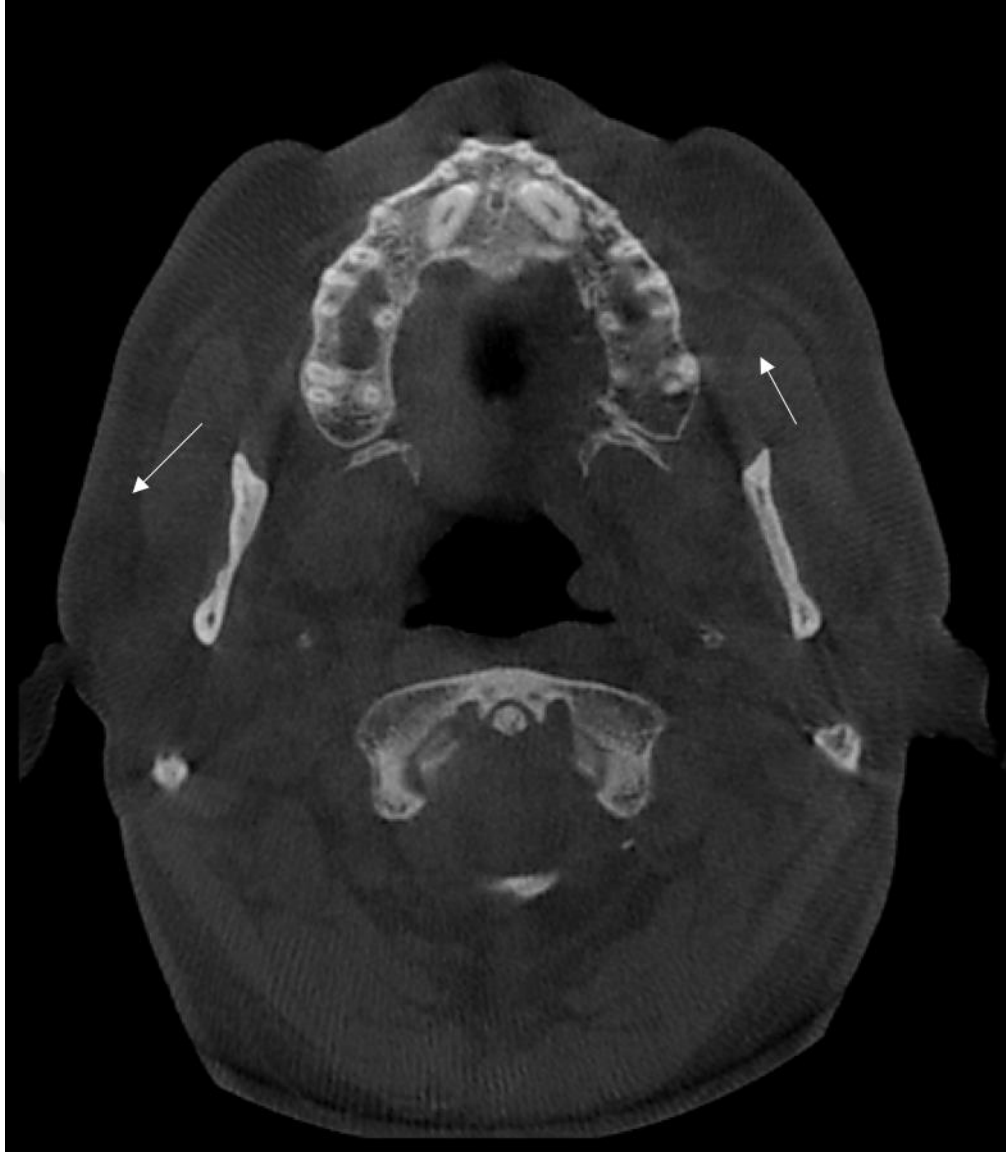
Vokselin atenüasyon değeri ancak vokselin içini dolduran dokunun tek bir doku olması durumunda söz konusudur. Voksel içinde tek bir dokunun bulunması durumunda, vokselin piksele yansıttığı X-ışını atenüasyon değeri tamamıyla o dokunun atenüasyon değeri ile uyumlu olur. Seçilen tarama vokselinin boyutu, görüntülenecek objenin boyutundan daha büyük olduğu zaman parsiyel hacim etkisi meydana gelir (6,14,15,42,45). Eğer bir doku, vokselin volümünü tamamen dolduramıyorsa başka bir ifade ile voksel boyutundan daha büyük seçilmişse, aynı voksel içinde bulunan diğer doku ile birlikte ortalama densite alınarak piksellere yansıtılacağından, doku yoğunluğu gerçeğinden farklı olarak ölçülecektir. Yani parsiyel hacim etkisi, vokselin içerdiği dokularda hatalı densite ölçümlerine neden olur ki sıklıkla bu durum densite değerleri birbirinden çok farklı olan komşu bölgelerde, (kemik-yumuşak doku, kemik-hava, metal-hava gibi) doku düzlemleri arasında homojen bir yoğunluk olarak izlenir. Örneğin, bir bölgede 1 mm'lik bir voksel hem kemiği ve hem de komşu yumuşak dokuları içerebilir. Bu durumda görüntülenen piksel ne kemiği ne de yumuşak dokuyu temsil eder, aslında farklı parlaklık değerlerinin bir ağırlıklı ortalaması meydana gelir. Elde edilen görüntülerde sınırlar piksel yoğunluk seviyesinin homojenitesi veya “adım” görünümü ile sunulabilir. Bu etki, komşu yapıları yüksek kontrastlı keskin kenarlarda görülür (14).

Parsiyel hacim etkisini tamamen önlemek mümkün değildir. Bu artefaktın bir ölçüde engellenebilmesi için kesit kalınlığının azaltılması ve gantry açısının değiştirilmesi faydalı olacaktır (6,14,15,26,42,48).

#### **2.1.4.3.2.5. Düşük Örnekleme (Undersampling)**

Tarama sırasında görüntü elde etmek için kullanılan temel projeksiyon datasını oluşturan görüntü sayısı az olduğu zaman düşük örnekleme oluşur. Veri örneklerindeki azalma yanlış yorumlamalara, düzensiz sınırlara, düşük çözünürlüklü ve gürültülü (noise) görüntülere neden olur (6,14,15,45). Bunun sonucu görüntüler üzerinde düz çizgilenmeler olarak görülür (Resim 7). Temel projeksiyon datasını oluşturan görüntü sayısı artırılarak bu artefakt azaltılabilir. Günümüzde kullanılan

cihazların çoğunda temel projeksiyon datasını oluşturan görüntü sayısı artırılmadığı için, bu artefakt özellikle düşük dozla yapılan taramalarda kaçınılmazdır (6,14).



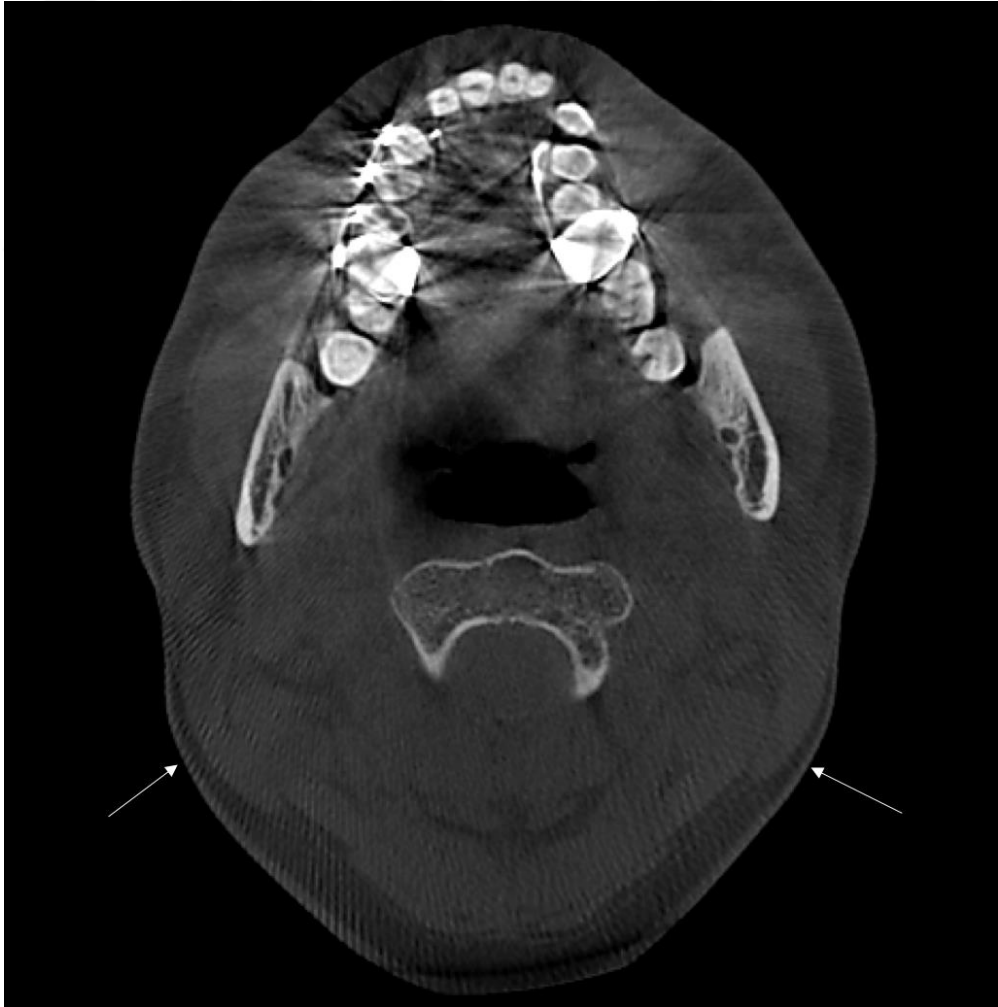
**Resim 7:** Görüntüde düşük örnekleme (undersampling) artefaktına bağlı çizgilenmeler.

#### 2.1.4.3.2.6. Aliasing Tipi Artefakt

Genellikle intensite eğrisinin frekansı (iniş ve çıkışların sayısı) arttıkça, bunların görüntüyü oluşturan son eğriye aktarımı güçleşir. Bu iniş ve çıkışlar ise genellikle küçük yapılar ve ince ayrıntıları belirlemektedir. Bu olaya aliasing etkisi adı verilir (46). Aliasing artefaktlar konik ışın görüntüsünün çevresinde hafif dalgalanmalar şeklinde görülür (9,47) (Resim 8). Aliasing tüm dijital sistemlerin bir

karakteristiğidir. Aliasing tipi artefaktlar pratikte en çok metalik klips ve yabancı cisimler, kemik protüberansları, diş dolguları ile ortaya çıkmaktadır. Ama bu nedenler ile meydana gelen artefaktların oluşumunda parsiyel hacim etkisi dedektörlerin doğrusal olmayan tepkileri ve düşük örnekleme (undersampling) gibi etkenlerin de rol oynadığı unutulmamalıdır (9,46,47). Aliasing tipi artefaktlara karşı örnekleme sayısı ve sıklığının artırmak (uzun tarama zamanı), daha küçük ve birbirine yakın dedektörler kullanmak gibi önlemler alınabilir (45,46).

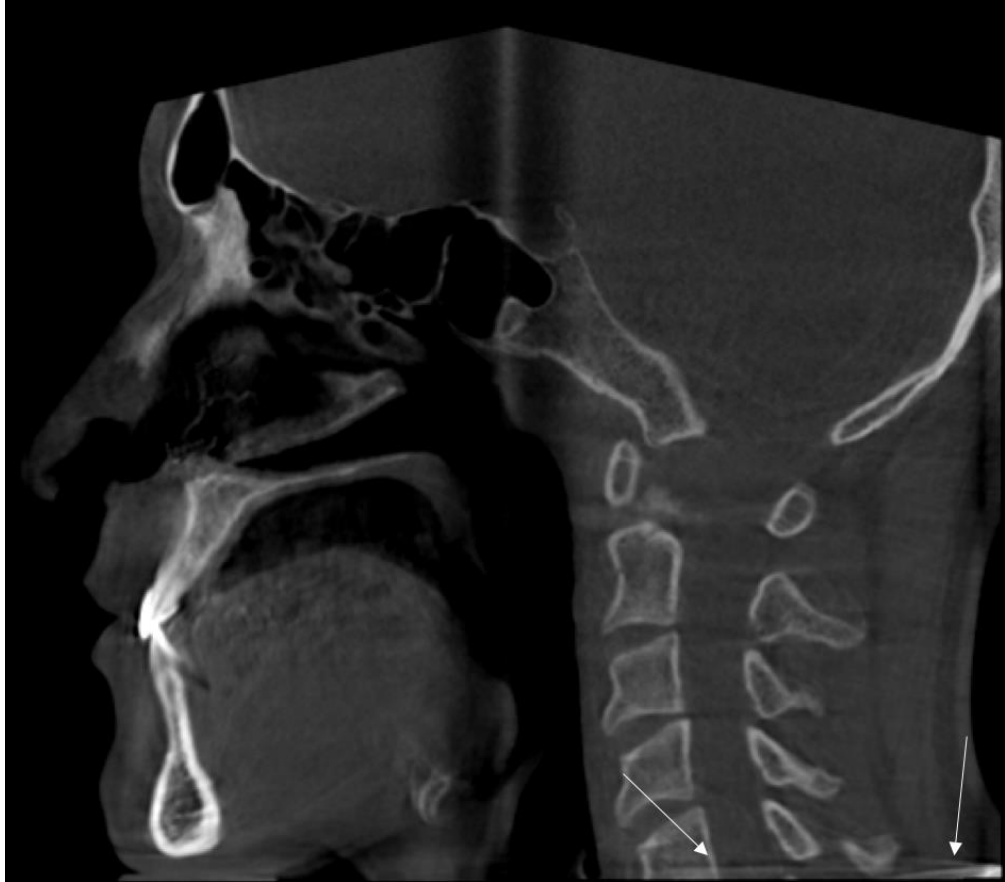
Yapılacak inceleme sırasında Nyquist frekansının belirlediği kurallara dikkatle uymak gerekir. Kemik ve yumuşak doku gibi keskin yoğunluk farkı bulunan dokuların incelenmesi sırasında bu geçişlerin daha yumuşatılması (smoothing) ile karakterize özel algoritmaların kullanılması bir çözüm olarak önerilmiştir. Ancak bu tür işlemlerin çözünürlük kaybına neden olabileceği unutulmamalıdır (46).



**Resim 8:** Görüntü çevresindeki dalgalanmalar şeklinde görülen aliasing tipi artefakt (oklar).

#### 2.1.4.3.2.7. Konik Işın Etkisi (Cone Beam Effect)

Taranan hacmin süperior ve inferiorunda periferal kısımlarda, oluşan doğal bir artefaktır. Hasta etrafında horizontal olarak rotasyon yapan x-ışını demetinin merkezden perifere doğru ayrılmasına bağlı olarak, projeksiyon datası tüm piksellerce toplanırken, periferal yapılara ait verilen bilgisi, dedektör piksellerinin dış sırasında daha az atenuasyonla kaydedildiği için azalır (6,14,15,47,49). Konik ışın etkisi sonucu periferal kısımlar görüntü merkezine göre yoğunluğu azalmış ve daha gürültülü görünür (47) (Resim 9). Konik ışın etkisi, tarama hacminin periferik kısımlarında imaj distorsiyonu, streaking artefakt ve periferal gürültü (noise) olarak karşımıza çıkan artefaktır. Konik ışın tekniğinin doğası gereği bu artefaktı tamamen ortadan kaldırmak mümkün değildir. Fakat bir yandan üretici firmalar tarafından azaltılmaya çalışırken, diğer taraftan da klinik olarak incelenecek alan, X-ışını demetinin horizontal aksına yaklaştırılarak ya da FOV'un küçültülmesi ile X-ışını demeti daha dar bir alana kolime edilerek azaltılabilir (6,14,15).



**Resim 9:** KIBT görüntüsünün inferiorunda periferal kısımlarda oluşan konik ışın etkisi (oklar).

### **2.1.4.3.3. Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar**

#### **2.1.4.3.3.1. Halka (Ring) Şeklinde Artefaktlar**

Dedektörün algılanmasında dengesizlik, bir bozukluk (ortamın ısısının düşük olması, ısınmamış dedektör gibi) ya da cihaz kalibrasyonunun yetersizliğinden kaynaklanan dairesel çizgiler, merkezde izlenen ring (halka) artefaktıdır (6,26,46) (Resim 10). Ring artefaktları dönme ekseninin konumunun etrafında ortalanmış eş merkezli halkalar gibi görülür (47). Ortası homojen görüntülerde çok belirginlerdir. Dairesel yörünge ve farklı örnekleme işlemi sayesinde, bu tutarsızlıklar kaynağın hareket düzlemiyle eş düzlemlerde (KIBT’de aksiyel düzlem) halkalar gibi görünür (6,9,42). Tarama esnasında her açısal pozisyonda dedektörün aynı noktada ya da alanda yaptığı tekrarlı okumalar neticesinde ortaya çıkar. Ring (halka) artefaktı, dedektörün ve ortamın optimal şartlarda hazır bulundurulması ve cihazın rutin bakımlarının yapılmasıyla azaltılabilir (6). Ayrıca detektör kalibrasyonu ve yazılım düzeltmeleri ring artefaktını en aza indirmek için kullanılabilir (49).



**Resim 10:** Tarayıcıya bağlı olarak oluşan halka (ring) artefaktı (ok).

#### **2.1.4.3.4. Teknik Faktörlerin Yanlış Kullanılmasından Kaynaklanan Artefaktlar:**

Kullanıcı tarafından mA, ekspozür süresi ve kesit kalınlığı değerlerinin yanlış seçilmesi, hastaya hatalı pozisyon verilmesi bu artefakta neden olacaktır (26).

Tüp ve dedektörlerin yanlış konumlandırılmaları sonucu artefaktlar ortaya çıkabilir. Yanlış konumlandırma en çok gantry açıklığının merkezi ile tarama alanının merkezinin aynı noktada çakışmasından kaynaklanır. Tüp ve dedektörlerin gantry açıklığı ve birbirlerine karşı konumlarının yanlış seçilmesi sonucu, eşmerkez



denilen bu nokta doğru olarak belirlenemez. Sonuçta özel bir artefakt ortaya çıkar(“toning Forg”) (46).

Tüpün yapım hatalarına bağlı olarak da artefaktlar meydana gelebilir. Eğer ışınlama sırasında tüp veriminde değişiklikler olur ise, toplanan verilerde de değişiklikler olacaktır. Bu ise artefakt oluşumuna neden olacaktır. Diğer nedenler ise yüksek voltaj atlamaları ve voltaj oynamalarının bulunmasıdır. Bu olayların hepsi anlık X-ışını veriminin artmasına veya azalmasına neden olurlar. Bu değişimlerin sayısal değerleri etkileyerek farklı sonuçlar elde edilmesi ile çizgisel artefaktlar ortaya çıkar (46).

### **2.1.5. Güçlükler ve Sınırlamalar**

Konik ışın görüntülemenin diş hekimliği uygulamaları için uygun hale getirilmiş bir çok özelliği ve sınırlamaları vardır.

KIBT ekipmanları BT ile karşılaştırıldığında boyutları ve fiziksel olarak kapladığı alan önemli ölçüde düşüktür. Ayrıca maliyeti dörtte bir, beşte bir oranında daha düşüktür. Bu iki özellik KIBT cihazlarını diş hekimliği uygulamaları için daha kullanışlı hale getirir (14).

KIBT cihazları konvansiyonel BT’ler ile karşılaştırıldığında tarama süresi daha azdır. Çoğu KIBT cihazı 40 sn’nin altı bir sürede taramayı gerçekleştirir. Bunun nedeni KIBT cihazlarında tek bir tarama ile görüntülerinin oluşturulmasıdır. Tarama zamanı elde edilen temel görüntü sayısına, FOV’a, çözünürlüğe ve rekonstrüksiyon algoritmasına bağlı olarak değişir (14,15).

#### **2.1.5.1. KIBT ve BT’de Radyasyon Dozları**

BT görüntülerinde radyasyon-doz parametresi ilk önce hasta güvenliğiyle ilgilidir, ancak görüntü kalitesiyle de ilişkilidir. Konvansiyonel spiral BT basit modelinde, radyasyon dozu voltajın (kVp) ve tüp akımının (mA) artmasıyla orantılı olarak artar, ayrıca piksel boyutu, kesit kalınlığı veya aralık artarsa radyasyon dozu azaltılabilir. Diğer parametreler sabit tutulduğunda, radyasyon dozu arttığında genellikle gürültü azalır ve gelişmiş kontrast çözünürlüğü sağlanır (6).

Bilgisayarlı tomografi tetkiklerinde, alınan radyasyon dozu, konvansiyonel röntgen tetkikleri ile kıyaslandığında, çok daha fazladır. Bir akciğer röntgeninde organ dozu yaklaşık 0.01-0.15 mGy iken toraks BT’de 10-20 mGy dir. Hatta 64 kesit BT-koroner anjiyografide bu doz yaklaşık 80 mGy’a kadar çıkar (6).

Son yirmi yılda bilgisayarlı tomografi kullanımı hızla artış gösterdi. BT’nin tanısal anlamda önemli tıbbi yararları olmasına karşın, radyasyonla ilişkili kanser oluşumunda büyük riski vardır. BT kullanımında hızla artışa bağlı olarak oluşan kanser riski, gelecekte toplumsal bir sağlık problemi olarak karşımıza çıkabilir. Bu nedenle BT kullanımına karar vermeden önce kar/zarar oranı iyi düşünülmelidir. Bilgisayarlı tomografi endikasyonu konulmadan önce diğer yöntemler değerlendirilmelidir. BT tetkiki mutlaka gerekli ise doz kontrol yöntemleri veya uygun çekim parametreleri seçilmelidir (6).

Tarama programlarında yüksek dozda radyasyon alındığı bilinmeli, özellikle çocukların ve kadınların daha büyük risk altında oldukları düşünülerek gereklilik sorgulanmalıdır. Bu konuda radyasyon riskleri araştırma ve yayınlama kurumları daha aktif çalışmalı, toplumu ve hekimleri bu konuda bilinçlendirmelidir (6).

Özellikle baş boyun bölgesi taramalarında radyasyon dozu önemli bir faktördür (21). KIBT’nin normal BT’ye göre en önemli avantajı radyasyon dozunun az olmasıdır. Dijital panoramik radyografi, KIBT ve medikal cihazlarının efektif doz ölçümleri ile ilgili değişik kaynaklarda çok farklı rakamlar verilir. Yayımlanan raporlara göre KIBT cihazlarının efektif radyasyon dozları (2005 Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi) 52  $\mu$ Sv ve 1025  $\mu$ Sv arasında değişen oranlardadır. Bu oran KIBT cihazının tipine, modeline ve uygulama protokolüne ve FOV değerine göre değişir (6,14).

Efektif doz; dijital panoramik radyografide ortalama 13.3  $\mu$ Sv, konik ışıklı bilgisayarlı tomografide (ICRP 2007 verilerine göre) 19-368  $\mu$ Sv ve başın bilgisayarlı tomografisinde 1400-2100  $\mu$ Sv olarak verilmiştir. Bu rakamların altında ve üstünde değerler veren çok sayıda çalışma vardır (6).

Cihazların efektif doz zararında yukarıdaki değerlerin ortalaması alınıp karşılaştırıldığında, KIBT cihazlarının efektif doz zararı, dijital panoramik yöntemlerden yaklaşık 14 kat daha fazladır. Buna karşın KIBT cihazlarının efektif

doz zararı, bilgisayarlı tomografi doz değerlerinden yaklaşık 9-10 kat daha düşüktür. Bu rakamlar kesin rakamlar olmayıp, yöntemlerin karşılaştırılmasında fikir vermesi açısından önemlidir (6).

Küçük FOV'a sahip KIBT cihazları, büyük FOV'a sahip KIBT cihazlarına göre maliyet, görüntü çözünürlüğü ve radyasyon dozu açısından daha avantajlıdır (6,21). X-ışını demetinin yalnızca incelenecek olan bölgeye doğrultulması ile ışınlanan alanın boyutu küçültülmekte ve alınan radyasyon dozu minimum düzeyde kalmaktadır. Bir kısım konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazları ile tek bir çene ya da 2-3 dişi içeren küçük alanlarda tarama yapmak üzere ayarlamalar yapılabilmektedir (6).

Avrupa Radyasyondan Korunma Komisyonuna göre KIBT incelemeleri rutin olarak kullanılmamalıdır. Bu yöntem hastanın teşhis ve tedavisine yeni bir bilgi katacak ise uygulanmalıdır. Bu konuda özellikle genç ve çocuk hastalarda daha dikkatli davranılmalıdır (6).

#### **2.1.6. KIBT'nin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları**

KIBT verilerinin rekonstrüksiyon ve görüntülemesi kişisel bilgisayarlar kullanılarak yapılır. Bazı üreticiler implant yerleştirme ve ortodontik analiz gibi özel uygulamalar için genişletilmiş bir yazılım sağlar (14).

KIBT dentomaksillofasiyal bölgenin ve boynun kaliteli görüntülerini vermesi, milimetrik düzeyde inceleme ve yüksek diagnostik kalitede bilgiler sağlaması nedeni ile Ağız, Diş ve Çene Radyolojisinin sınırlarını genişletmiştir.

KIBT, panoramik ve konvansiyonel radyografik uygulamaların yetersiz olduğu vakalarda, bunları tamamlayan ve daha fazla diagnostik bilgiler veren yöntemdir. Bu cihazlar, diş hekimliğinin tüm alanlarında teşhis ve tedavi uygulamalarında geniş yer tutar. Patolojilerin tansında, sınırlarının ve hatta içeriklerinin (katı, sıvı, jel) belirlenmesinde faydalı bilgiler verir. Tükürük bezi, TME ve maksiller sinüslerin incelenmesinde, maksillofasiyal travma ve implant uygulamalarında kullanılır (6).

KIBT ile elde edilen kraniyofasiyal görüntüler ile belirli kategorilerde bilgi sağlanmasıyla ortodontide; tedavi, gelişim ve kraniyofasiyal veriler arasındaki karmaşık ilişkiyi yorumlamak amacıyla;

Normal ve anormal anatominin tespiti,

Kök uzunluğu ve kök hizalanmasına karar verme,

Çene boyutu ve gerekli diş mesafesi arasındaki ilişkiyi saptama,

Uzaysal maksillo-mandibular ilişkinin tespiti

Temporomandibular eklemin durumunun tespiti,

Eski, şimdi ve beklenen kraniyofasiyal gelişme boyutu ve yönünün tespiti,

Kraniyofasiyal anatomiye tedavinin etkilerini saptama

Supernümerer ve gömük dişlerin tespiti ve lokalizasyonu için kullanılmaktadır (16,40).

Ayrıca Literatürde klinik olarak CBCT'nin birçok kullanım alanı gösterilmiştir. Bunlar: Gömük dişler ve ağız içi anomaliler, hava yolu analizi, alveol kemik yüksekliği ve hacminin değerlendirilmesi, temporomandibular eklem morfolojisidir (16,40).

Yumuşak dokuların görüntülenmesinde sınırlı olması bir yana bırakılırsa; KIBT'ler baş ve yüz bölgesinin sert dokularının incelenmesinde tartışmasız bir yere sahiptir. KIBT görüntülenmesi maksillofasiyal bölgedeki sert dokuların görüntülenmesine yönelik yeni bir teknolojidir. Medikal BT'lerle karşılaştırıldığında net, submilimetrik çözünürlüğe sahip görüntülerin daha kısa ışınlama süreleri ve dozlarıyla daha düşük maliyetli olarak elde edilmesini sağlar. Bu teknolojinin artan bir hızla yaygınlaşması uygulayıcılara maksillofasiyal bölgede diagnozdan görüntü rehberliği ile birlikte planlanan ortognatik cerrahi işlemlere kadar geniş bir yelpazede üç boyutlu temsillerin yapılabilmesine olanak tanımaktadır. Üç boyutlu görüntülerin şu an mevcut radyasyon dozlarının düşürülmesiyle; ileride kullanımlarının daha da yaygın hâle gelmesini sağlayacaktır (40).

### 2.1.6.1. Endodontik Uygulamalarda KIBT

Endodontik teşhis ve tedavi planlamasında radyografik muayene önemli yer tutar. KIBT, endodontik patolojilerin teşhisinde, kanal yapılarının incelenmesinde, kök kırıklarının ve travmaların değerlendirilmesinde, eksternal ve internal kök rezorpsiyonlarının analizinde, endodontik cerrahi öncesi ve endodontik implant planlamasında kullanılır (6).

Endodontik tedaviler sırasında kanal morfolojileri ve çevre dokular ile olan komşuluklarının üç boyutlu olarak incelenmesi, bu yapılara ait patolojilerin detaylı olarak belirlenmeleri oldukça önemlidir. Sağlayacağı görsel avantajlar göz önünde bulundurulduğunda KIBT'nin endodonti alanında yoğun olarak kullanılması gereken bir teşhis aracı olduğu çeşitli çalışmalarda rapor edilmiştir (41). Ayrıca KIBT görüntüleri üzerinde yapılan Hounsfield (gri renk) ölçümleri sonucunda biyopsiye oranla daha güvenilir sonuçlar verdiği bu sayede doğru teşhisin radyografik olarak yapılarak gereksiz cerrahi girişimin önlenebileceği belirtilmiştir (55).

Konvansiyonel film ve dijital sensörlerle elde edilen periapikal radyogram ve imajlarda üç boyutlu yapıların iki boyutlu görüntüsü elde edilir. Bu yöntemlerde diğer yapıların görüntü üzerine süperpozisyonu söz konusudur. Kesit görüntülerde bu problemler ortadan kalkar. Endodontik uygulamalarda küçük FOV'lu konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılması önerilir (6).

Endodontide hastalıkların göstergesi olan kök ucundaki radyolusent değişiklikler, periapikal radogramlarda gayet iyi görülür. Ancak radyolusensin görülebilmesi için kemikte yıkımın ilerlemesi ve belirli bir seviyeye gelmesi gerekir. KIBT ile, periapikal hastalıklar henüz başlangıç aşamasındayken, yani kemik yıkımının henüz belirgin olmadığı evrelerde erken teşhis yapılabilir. Mevcut patoloji ilerlemeden kanal tedavisinin yapılması, muhtemel kemik yıkımını önleyerek endodontik tedavinin başarı yüzdesini artırır. Kist ve granülomanın ayırıcı tanısının yapılmasında, endodontik cerrahiye gereksinim olup olmadığının kararının verilmesinde de KIBT kullanılır (6).

KIBT, kanalların sayısını ve lokalizasyonunu, pulpa odasının boyutunu ve kalsifikasyon derecesini, kök yapısını, yönünü ve eğriliğini, iatrojenik defektleri ve çürüğün genişliğini içeren diş morfolojisi ile ilgili bilgiler sunar. Ayrıca komşu

yapılarla (maksiller sinüs, mandibular kanal ve mental foramen gibi) dışın ilişkisini gösterir.

KIBT hem horizontal hem de vertikal kök kırıklarının belirlenmesinde de kullanılır. Kök kırığının saptanmasında KIBT'nin kullanılması ile farklı açılardan birçok kez periapikal radyografi alınması gerekliliği ortadan kalkar ve kırık hattının lokalizasyonu hatasız olarak yapılabilir. Vertikal kök kırıklarında kırık hattı kök boyunca periodontal ligamente kadar ilerler. Vertikal kök kırıklarının başlanıcında, fragmanlar henüz tam olarak birbirinden ayrılmadığı için bunların klinik ve radyolojik teşhisi zordur. Radyogram üzerinde izlenen radyolüsent hat, yetersiz doldurulmuş kök kanalı, diğer köklerin kemiksel izdüşümü veya farklı bir radyolojik görüntüden ayırt edilemez. Bu kırıklar, KIBT ile görülür. Fragmanlar arasında zamanla yumuşak doku oluşur ve kök parçaları birbirinden ayrılır. Bu safhadan sonra konvansiyonel yöntemlerle alınan radyogramlarda kırık hattı görülebilir (6).

İnternal ve eksternal kök rezorpsiyon alanlarının gerçek sınırları, konumu ve dercesi, KIBT ile gösterilebilir. Bu lezyonları konvansiyonel yöntemlerle görebilmek için farklı açılardan görüntü almak gerekir.

KIBT kök perforasyonlarında da kullanılır. İntraoral radyograflar üç boyutlu anatomik yapıları iki boyutlu olarak gösterdiği için radyogramlarda mezial yada distal yönlü perforasyonlar görülür. Ancak bukkal veya lingual yüzeyde bulunan perforasyonları tanımlamaz. Bukkal veya lingual perforasyonlar KIBT ile görüntülenebilir. KIBT endodontik apikal cerrahi vakalarında da kullanılabilir (6).

KIBT'nin kök kanal sisteminin anatomisini tam olarak göstermesi (56), kök kanalının gerçek uzunluğu hakkında yüksek duyarlılıkta olması (57), periapikal hastalıkların henüz başlangıç aşamasındayken, yani kemik yıkımının radyografik olarak henüz belirgin olmadığı durumlarda bile teşhis edebilmesi (56), lezyonun kemikte yaptığı perforasyonları tam olarak göstermesi (2), lezyonun gerçek boyutlarını birebir yansıtması (58-60), bu görüntülerin üzerinde ölçümler yapılmasına imkan sağlaması ve bu sayede lezyon iyileşme takibinin doğrulukla gerçekleştirilebilmesi (61,62), alınan görüntülerde hacim ölçülebilmesi ve endodontik cerrahi planlanan bölgelerdeki kompleks anatomik yapılara zarar vermenin engellenmesi gibi bir çok avantajı vardır.

KIBT'nin bu avantajların yanında doldurulmuş kök kanallarında perforasyon tespitinde, kök kanal tedavisi ve post uygulanması sonrasında oluşan kırıkların ve kırık aletlerin tespitinde hassasiyetinin azaldığı göz önünde bulundurulmalıdır (63). Bunun nedeni kanal dolgu patlarının ve kırık kanal aletlerinin, KIBT görüntülerinde ışınsal yönde parlama (streaking) yapabilmesidir (6).

KIBT görüntüleme tedavideki birçok avantajı göz önünde bulundurulduğunda azaltılmış radyasyon dozları ve daha iyi çözünürlüklerde yeni tarayıcıların kullanımıyla endodontik tedavi planlaması ve değerlendirmesi için ilk tercih olma potansiyeline sahiptir. Ancak, endodontik vakalar tek tek değerlendirilmelidir ve KIBT kullanımı, endodontik problemlerin uygun tedavisini sağlamak için geleneksel görüntüleme yöntemlerinden yeterli bilgi sağlanamadığı durumlar için düşünülmelidir (64).

## **2.2. Kök Kanal Dolgu Maddeleri**

Kök kanal tedavisinde güncel görüş, kanalların mekanik olarak temizlenmesinin ardından iritan özellik taşımayan bakterisid ilaçlarla yıkanması ve yine toksik olmayan dolgu ve patlarla tıkanmasıdır. Genelde kök kanal boşluğunun tamamı guta-perka ile tıkanır ve geride kalan boşluklar da pat veya siman şeklinde uyumlandırılabilen materyalle doldurulur (65). Kök kanal dolgu patları kanal içindeki düzensizlikleri doldurmakta ve gut-perkanın uyumunu artırmaktadır. Hangi dolgu yöntemi kullanılırsa kullanılsın, beraberinde kök kanal dolgu patı kullanılmasının tedavinin başarısını artıracığına inanılmaktadır. Patlar kor dolgu maddesi ve duvarlar arasını ve kanal düzensizliklerini dolduran, başarılı bir iyileşmede önem taşıyan materyallerdir. Guta-perka gibi katı materyaller kanal içine yerleştirildiğinde materyal kök kanal sistemiyle ne kadar uyumlu olursa olsun, genellikle kök kanal duvarları ile dolgu materyali arasında bir boşluk kalmaktadır. Bu nedenle katı materyallerin yarı katı materyaller ile birlikte kullanılması gerekmektedir. Bu oran yaklaşık % 95 oranında biyolojik olarak inert sayılabilen guta-perka olmalı, geride kalan bölüm ise en fazla % 5 oranında pat içermelidir (66).

### **2.2.1. Kök Kanal Dolgu Patlarının Kanal Dolgu Maddeleri İle Beraber Kullanılmasının Temel Amaçları**

Kanal dolgu patları, antibakteriyel etkinlikleri ile kök kanallarında dezenfeksiyon etkisi gösterirler. Dolgu maddesi ile dentin duvarları arasında kalan boşluğu doldurarak kanalın tamamen dolmasını ve tıkanmayı sağlamaktadır. Kanal dolgu patları plastik veya yarı sıvı şeklinde kanala yerleştirildikten sonra, kanalda sertleşip dentin duvarları ile esas kanal dolgu maddesini birbirine bağlamaktadırlar. Kanal dolgu patının kanal içinde oluşturduğu akışkanlık yardımıyla, kanal dolgusu kolayca uygulanmaktadır (66).

### **2.2.2. Radyoopasite**

İdeal bir kök kanal patının sahip olması gereken en önemli özelliklerden biri, radyografya saptanabilmesine, komşu anatomik yapılardan rahatlıkla ayırt edilebilmesine ve kök kanal dolgusunun kalitesinin değerlendirilebilmesine yardımcı olan radyoopasite özelliğidir (67-69). Tüm patlar belirli ölçüde radyoopasite göstermektedir. Fazla kanallar, rezorptif alanlar, kök kırıkları, foramen apikalenin şekli ve konumu ve patın kanaldaki durumu, ilgilenilen diğer yapılar bu sayede belirgin olarak görülebilmektedir (66). Restoratif materyaller prensip olarak mine ve dentin ile karşılaştırıldıklarında yeterli radyoopasitede olmalıdır (70). Dental materyallerin radyoopasiteleri sıklıkla mine, dentin ve alüminyum radyoopasiteleri ile karşılaştırılarak değerlendirilir (70,71). Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu'nun (72) belirlediği yönergeye göre kök kanal patlarının radyoopasitesi 3 mm alüminyum'a (Al) eşdeğer ya da daha fazla olmalıdır (67,69,73).

Radyoopasite materyalin kalınlığı ile doğrudan ilişkilidir. Gutta-perka ve kök kanal dolgu maddesinin kalınlığı kök kanal dolumunun radyoopasitesini etkiler (73). Özellikle apikal kısımda gutta-perka kalınlığı azalır ve kanal patı genel radyoopaklığı etkileyen bir faktör haline gelir (73).



### 2.2.3. Guta Perka

Guta-perka konlarının % 75'i çinko oksit, % 20'si guta perkadır. Guta-perka saf moleküler yapısında poliizoprenin trans-izomeridir ve yaklaşık % 60 kristal formdadır. Guta-perka karışımı üç ayrı formdadır. Bunlar  $\alpha$  ve  $\beta$  olarak adlandırılan iki kristal form ve amorf şekildir. Bir tür ağaçtan elde edilen guta-perka temel olarak  $\alpha$  fazındadır ve termoplastik kök kanalı dolgu yöntemlerinde kullanılmaktadır. Geleneksel guta-perka konlar ise,  $\beta$  fazındadır ve 42-47<sup>0</sup> C ısılarında  $\alpha$  fazına dönüşürler. Isıtılmaya devam edildiğinde 53-59<sup>0</sup> C arasında amorf yapı kazanırlar. Bu faz değişiklikleri hacimsel değişikliklere de neden olur. Daha yüksek derecelerde ısıtıldığında guta-perkada daha fazla bir büzülme meydana gelir. Isıtılan guta-perkanın tıkama sağlayabilmesi için basınçla uygulanması gerekir. Diş hekimliğinde kullanılan guta-perkanın yumuşama derecesi 64<sup>0</sup>C, erime dercesi 100<sup>0</sup>C, parçalanma derecesi 150<sup>0</sup>C'dir. Yumuşadığında kıvamını bir süre devam ettirir ve bu durumda istenen yere adaptasyonu yapılabilir. Guta-perka su veya sulu maddelerle birleşmez, organik sıvılarda erir. Guta-perka içeriğine katılan maddelerle radyopak özellik kazanır ve bu nedenle dental filmlerde kolaylıkla görülür. % 1-18 oranlarında radyopasite veren metal sülfat içerir. Bununla beraber farklı firma ürünlerinin değişik radyopasite göstermesi bu konuda standardizasyon gereksinimini göstermektedir (66).

### 2.2.4. Kanal Patları

#### 2.2.4.1. Çinko Oksit Öjenol İçeren Patlar

Endodontide uzun yıllar kullanılan kanal dolgu maddelerinin büyük çoğunluğunun içeriğinden değişik farmakolojik etkinlikleri düşünülerek yapılan ilaveler çıkarıldığında, ana bileşen olarak çinko oksit öjenolün (ZOE) bulunduğu görülmektedir. ZOE esaslı kanal patlarının ortak özellikleri nemsiz ortamda yavaş sertleşmeleri ve kolay şekil verilebilmeleridir. Sertleştikten sonra hacimsel değişimlerinin az olduğu ve bu yüzden apikal örtülemelerinin iyi olduğu iddia edilmektedir. Sertleşme reaksiyonu öjenolün karıştırıldıktan sonra çinkooksit partiküllerini ıslatması ile gerçekleşir. Bu olayon başlaması için ortamda az da olsa

su moleküllerinin bulunması gerekmektedir. Çinko oksit öjenol kimyasal ve fiziksel işlemler sonucunda çinko öjenolat kristalleri ((C<sub>10</sub>H<sub>11</sub>O<sub>2</sub>)Zn ) matriksi arasına gömülmüş ve sertleşmiş çinko oksit kristalleri oluşturarak donan bir bileşiktir. Suyun yardımıyla öjenol ve çinkooksit arasında sınırlı oranda şelat bağları oluşur ve çino öjenol kristallerinden yapılı matris ortaya çıkar. Bu matris içerisinde çinko oksit partikülleri gömülmüş olarak bulunur. Bu rasksiyon meydana gelirken yan ürün olarak su açığa çıkar ve sertleşme reaksiyonu tekrar stimüle olur. Ortamda suyun bulunması, çinko oksitin partikül ebatları, pH ve ilave edilen ajanlar donma reaksiyonunda önemli faktörlerdir. Karışımın sertleşmesi çinko öjenolat oluşumundan dolayıdır. Isı ve nemlilikteki artış, partikül ebatlarındaki azalış donma süresini kısaltır. ZOE patlarına temas eden taze dentin de serbest öjenol miktarına bağlı olarak sertlik artar. Sertleşme tamamlandıktan sonra kütle içindeki çinko öjenolat kristalleri arasında serbest öjenol kalır. Bunun su ile temasta açığa çıkması patın dekompoze olmasına dolayısıyla patın fiziksel özelliklerinin azalmasına yol açar. Serbest öjenol, dentinin sertliğinin artmasından daha fazla olarak sitotoksitesinin yüksek olmasından dolayı önem taşır (66,74).

ZOE bazlı patlar kolaylıkla hazırlanabilirler. Kolay karıştırılabilirler, yerleştirme ve sertleşmeden önce radyografik kontrol için yeterli süre mevcuttur. Organik çözücülerle uzaklaştırılabilirler. Farklı ZOE patlarının radyoopasitesi 5, 16-7, 97 mm Al arasında değişir ve bu yeterli kabul edilir.

Çinko oksit öjenollü patlarda örtme yeteneğinin artırılması için mono ve dikarboksilik asitler (pyridin-2-karboksilik asit) ilave edilmektedir. Ayrıca öjenole beyaz akrilik tozu da katılmaktadır. Akışkanlığın artırılması için benzen sülfonomik asit de ilave edilmektedir (66).

#### **2.2.4.1.1. Sealite Regular**

Patında diiyodo timol, çinko oksit, radyoopak maddeler ve yardımcı maddeler içerir. Likiti öjenol ve yardımcı maddeler içerir. Toz/likit oranı: 4 kaşık/ 7 damladır. Akıcılık oranı 25-35 mm, çalışma süresi ≤35 dak, film kalınlığı ≤50µm, radyoopasitesi ≥ 3mm aliminyum.

#### **2.2.4.1.2. Endofill**

Düşük viskozitesi, kök kanallarına iyi adaptasyon ve penetrasyon göstermesi ve düşük stotoksisitesine rağmen yaygın olarak kullanılan bir kanal patıdır. Bu patlar göreceli olarak iyi mekanik ve örtüleme özelliklerine sahiptir. Genel sağlık üzerine olumsuz etkileri yoktur ve alerjik reaksiyonlar nadir olarak görülür. Antimikrobiyal özellikleri yeni karıştırıldığında iyidir. Stotoksisiteleri düşü ya da orta düzeydedir. Karıştırıldıktan çok kısa süre sonra mutajenite gözlenir. Ancak bu hasta için tehlikeli boyutta değildir (66).

#### **2.2.4.2. Epoksi Esaslı Patlar**

##### **2.2.4.2.1. AH26**

İlk defa Schroeder tarafından 1954 yılında sunulan AH26 kök kanal dolgu maddesi rezin grubu bir preparattır. Tozunda gümüş, titanyum oksit, heksametilen tetramin, likitinde bisfenol diglisidil eter bulunmaktadır. Toz içinde radyoopaklaştırıcı olarak bizmut oksit ilave edilmiştir. Radyoopistesisi oldukça yeterlidir (6.66 mm Al kalınlığına eşdeğer). Kitle hacminin sabit kalması, nemli ortamda bile polimerize olabilmesi, dentine yüksek adaptasyon niteliği (Grossman 1976, McComb ve Smith, 1976) bu patın bazı önemli özelliklerindedir. Yavaş yavaş donan bir pattır (yaklaşık 34 saat).Karıştırma oranı toz/likit 3/1'dir. Karıştırmadan sonra cam üzerinde ısıtılırsa vizkozitesi azalmaktadır. Böylece patın kanal gönderilmesi güç olan olgularda kullanımı kolaylaşır. Kanal içinde de vücut ısısı nedeniyle viskozitesinde azalma olmaktadır (66).

##### **2.2.4.2.2. AH Plus**

AH26'nın epoksi amin kimyası korunarak ve renkleşme eğilimi ve formaldehitin açığa çıkışı ortadan kaldırılarak AH Plus (Dentsply/ De Trey) geliştirilmiştir. Pata gerektiğinde metaryalin sökülmesini kolaylaştıran termoplastik özellik kazandırılmıştır. Çabuk ve kolay karışma için AH 26'daki toz/likit sistem yerine çift patlı sistem halinde sunulmuştur. A ve B patları eşit hacimlerde kullanılır.

Ağırlık olarak ise, bu oran A patı 1 gr, B patı 1.18 gr şeklindedir. Homojen bir kıvam elde edilinceye kadar metal spatüle karıştırılır. Spatüller kullanım sonrası alkol veya aseton ile temizlenir. Çalışma süresi 23<sup>0</sup> C de minimum 4 saattir. Donma süresi 37<sup>0</sup> C'de 8 saattir. Radyoopasitesi AH 26'ya göre artırılmıştır. İki pat karıştırıldıktan sonra 'poliaadition reaksiyonu' başlar. Bu etkileşimle artık artık monomer kalmadığı ileri sürülmektedir. Materyalin büzülmesi ve erirliği azaltılarak boyutsal stabilite sağlanmıştır. Film kalınlığı 26 µm'dir (ISO 6876;50 µm). Akma özelliği kolay karışmayı sağlar. Kanala kolay yerleştirilmesi amacıyla hafif tiksotropik olarak hazırlanmıştır. Akma değeri 36 mm'dir. Kanalda kalabilen artık alkol, kanal duvarlarına adezyonunu olumsuz etkileyebilir (66). Diepoksiye ilave olarak rayoopak doldurucular ve aerosil içermektedir. Doldurucuların absorpsiyon özelliklerinden dolayı radyoopasitesi artmıştır. Uygulama sırasındaki viskozite ve erime özellikleri doldurucularla da ilgili olduğundan ortalama 8 µm'lik partikül büyüklüğünde kalsiyum wolframate ve ortalama 1.5 µm partikülatlarında zirkonyum oksit içermektedir. Karıştırılıp polimerize olmuş AH Plus ağırlık olarak % 76 doldurucu içerir. Diğer bölümünde polimerler, aerosil ve pigment vardır.

#### **2.2.4.2.3. 2Seal**

Kullanım kolaylığı ve doğru oranda karışımı sağlamak için eğilebilen ve dönebilen ağız içi uçları olan 2 Seal easymiX ürünü de piyasaya sunulmuştur. 4 saatte donar. Radyoopasitesi yoğundur. Formülü AH Plus patına benzer (66).

#### **2.2.4.3. Kalsiyum Hidroksit İçeren Patlar**

##### **2.2.4.3.1. Sealapex**

Kalsiyum hidroksit esaslı öjenol içemeyen polimerik bir kanal dolgu maddesidir. İçeriğinde % 25 kalsiyum hidroksit, % 18.6 baryum sülfat, % 6,5 çinko oksit, % 5.1 titanyum dioksit, % 1 çinko stearat ve etil tolüen sülfonamid, poli (metilen) salisilat, rezin, izobutil salisilat metil, salisilat ve pigment ve submikron silikat bulunmaktadır. Karıştırıldıktan sonra ısıya bağlı olarak uzun süre çalışma

kolaylığı göstermektedir ve imalatçı firmaya göre uygulama sonrası kanalda yaklaşık 40 dakika sonra donmaktadır (66).

#### **2.2.4.4. Biyoseramik Esaslı Patlar**

##### **2.2.4.4.1. MTA- Fillapex**

MTA içerikli kanal patı geliştirilme çabasının sebebi MTA'in mükemmel biyouyumlu, biyoaktivite ve osteokondüktive özelliğinden kaynaklanmaktadır (75) Fiziksel ve biyolojik özelliklerinin iyi olması sebebiyle endodontik tedavide geniş kullanım alanı bulan MTA'nın orijinal formülü kanal patı olarak kullanılmasına imkan sağlayacak şekilde değiştirilerek, akışkanlık, serleşme zamanı ve bağlanma gibi özellikleri geliştirilmiş ve MTA esaslı kanal patları üretilmiştir.

Son yıllarda tanıtılan MTA Fillapex kanal patı MTA esaslı bir pat/pat sistemidir. Çeşitli rezin birleşenlerden oluşan bu kanal patı ayrıca bizmut oksit ve silika nanopartikülleri içerir. Üreticileri bu kanal patının yüksek radyoopasite, düşük çözünürlük, kolay manipülasyon, uzun çalışma zamanı ve sertleşme esnasında genleşme gibi özelliklere sahip olduğunu iddia etmektedirler. MTA Fillapex kanal patının bağlanma dayanımı ile ilgili bilgiler sınırlıdır. Assmann ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, MTA Fillapex kanal patı ile yaygın olarak kullanılan AH Plus kanal patının dentine bağlanma dayanımları arasında önemli bir fark olmadığı bildirilmiştir (76). Bir diğer çalışmada ise MTA Fillapex kanal dolgu patının bağlantı dayanımının AH 26 kök kanal dolgu patından daha düşük olduğu belirtilmiştir (77).

MTA fillapeks kanal patı içeriğinde MTA, salisilat rezin, doğal rezin, bizmut oksit ve silika bulunmaktadır. Son yapılan çalışmalar bu kanal patının fizikokimyasal olarak iyi bir radyoopasiteye, akışkanlığa ve bazik bir pH'a sahip olduğunu göstermiştir (78). Üretici bu kanal patının iyi bir çalışma zamanı olduğunu, düşük çözünürlükte olduğunu ve kolay uygulanabilir olduğunu söylemiştir.

#### 2.2.4.4.2. Well Root ST

Biyoseramikler tıp ve diş hekimliğinde kullanılmak üzere vücudun zarar gören veya işlevini yitiren organlarının onarımı, yeniden yapılandırılması veya yerini alması amacıyla özel olarak tasarlanan seramik esaslı biomalzemelerdir. Bunlar arasında alümina ve zirkonyum, biyoaktif cam, cam seramik, kompozitler, hidroksiapatit, rezorbe olabilen kalsiyum fosfatlar ve radyoterapi camları bulunmaktadır.

Kalsiyum-silikat-fosfat içerenler büzüşme göstermeyen, biyolojik ortamlarda kimyasal olarak stabil olan, canlı doku temasında iltihabi ileri tepki uyandırmayan, toksisitesi az olan materyallerdir. Materyaller hidroksiapatit oluşturmakta, dentin ve dolgu arasındaki bağlanmayı arttırabilmektedir. Kanal dolgusu sonrası sertlikleri artmakta, donma sırasında yüksek ph göstermekte ve böylece antibakteriyel etki sağlamaktadırlar. Örtücülükleri iyidir. Bu kapsamda olan kanal patları Bioaggregate, İRoot SP ve Well-Root ST örnek olarak verilebilir.

### **3. GEREÇ ve YÖNTEM**

Bu çalışma Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Kliniğinde, Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi etik kurulu'nun 27/05/2015 tarih 133 sayılı (No: 72867572-050-1705) izni alınarak gerçekleştirildi. Bu tez çalışmasında, çekilmiş insan kesici dişlerine kanal tedavisi uygulanıp, alınan KIBT görüntülerinde, farklı kök kanal dolgu patlarının karşılaştırılmasıyla, kök kanal dolgu patlarıyla ilişkili oluşan artefaktların tipleri belirlendi ve oluşan artefaktların hacimleri ölçülerek, oluşan artefaktlar değerlendirildi.

#### **3.1. Örneklerin Hazırlanması**

##### **3.1.1. Dişlerin Seçimi**

Çalışma için öncelikle yaşları 18 ile 45 yaş arası değişen hastalardan periodontal ve ortodontik sebeplerle çekilmiş, 63 tane tek köklü, apikal forameni açık olmayan, mine ve kök kırığı/ çatlağı bulunmayan, dentinde herhangi bir çürüğü olmayan, tek köklü ve tek kanallı çekilmiş insan daimi kesici dişleri seçildi. Çekilmiş dişleri toplanan bireylere dişlerin ne amaçla kullanılacağına belirtildiği hasta onam formları imzalatıldı. Çalışmada kullanılacak dişler birbirine yakın kök boyuna ve kalınlığına sahip dişler arasından seçildi. Dişlerin tek köklü, tek kanallı olduğu ve kırık bulunmadığı herbir diştten periapikal radyograf alınarak saptandı. Birden fazla kanallı ve kökleri olan dişler çalışma dışı bırakıldı ve yerlerine aynı şartları sağlayan insan daimi kesici dişleri seçildi.

##### **3.1.2. Dişlerin Hazırlanması**

Dişler üzerindeki yabancı dokular ve sert kalıntılar Scaler (Hu-Friedy, Chicago, USA) kullanılarak temizlendi. Temizlenen dişlerin herbiri tek tek ayrı kutularda, % 0.1'lik timol solüsyonunda, 4 °C saklandı. Dişler 7'şerli gruplara ayrılıp numaralandırıldı ve toplamda 9 grup (A, B, C, D, E, F, G, H, I) oluşturuldu (Resim 11).



**Resim 11:** Dişlerin 7'şerli gruplara ayrılıp numaralandırılması ve toplamda 9 grup (A, B, C, D, E, F, G, H, I) oluşturulması.

### 3.1.3. Dişlerin Başlangıç Radyograflarının Alınması

Çalışma için seçilen dişler önce tek tek slikon ölçü maddesinin (Zetaplus, Zhermack SpA, Italy) içine vertikal pozisyonda yerleştirildi ve sabitlendi. Ardından dişlerin herbirinden periapikal radyograf alındı. Olacak şekilde konumlandırıldı. Görüntüleme prosedüründe film tutucu kullanılarak paralel teknikle, 2 numara fosfor plak (31 x 41 mm) (Digora SPP, Soredex; Orion Corporation, Helsinki, Finland) ile görüntüler elde edildi. X-ışını kaynağı (PlanmecaIntra, Helsinki, Finland; 63 kVp, 8 mA ve 0.32 sn ve toplam filtrasyon: 2 mm Al eşdeğeri; fokal spot-film mesafesi 40 cm) deney boyunca aynı pozisyonda sabit tutuldu (Resim 12). Bu prosedür herbir dişin radyografinin elde edilmesi için tekrarlandı.





**Resim 12:** Başlangıç radyografi için X-ışını kaynağı, diş ve filmin paralel teknikle konumlandırılması.

Tüm radyograflar Digora Optime fosfor plak tarayıcı cihazında (Soredex, Tuusula Finland) ard arda, bekletilmeden tarandı. Digora Windows (Digora 2.8 ver. Soredex, Tuusula Finland), yazılım programı kullanılarak tüm dişlerin kök uzunları ölçüldü ve kök morfolojileri değerlendirildi (Reim 13). Değerlendirme sonrasında tek kanallı kesici insan dişleri çalışmaya dahil edildi. Birden fazla kanallı dişler çalışma dışı bırakıldı ve yerlerine aynı şartları sağlayan insan daimi kesici dişleri seçildi.



**Resim 13:** Diş örneklerinin başlangıç radyografı

#### **3.1.4. Dişlerin Kök Kanallarının Kemo-Mekanik Preparasyonu**

63 çekilmiş tek köklü kesici diş rutin kök kanal tedavisi uygulandı. Apikal forameni açık olmayan, #15 K tipi eğenin apikalde sıkıştığı çekilmiş insan kesici dişleri seçildi. Kök uzunluğu dijital kumpas (Max-Extra Dijital Kumpas, Numan Özkara Makina Sanayi ve Dış Ticaret LTD, ŞTİ, Karaköy, İstanbul) kullanılarak ölçüldü (Resim 14). Kök uzunluğu 14 mm olacak şekilde dişlerin kronları ve gerekiyorsa kök kısımları kesilerek çıkarıldı.



**Resim 14:** Kesici dişlerin dijital kumpas ile kök uzunluğunun ölçülmesi.

Çalışma boyunu saptamak için Souza ve ark. (79) tarafından kullanılan yöntemden yararlanıldı. Bu yöntemde göre kök kanalına 15 no'lu K-File (Mailefer, Mailefer Holding, İsviçre) kanal eğesi ile kanala girilerek kök kanal yolunun belirlenmesi ve açılması işlemi yapıldı. 15 no'lu K tipi kanal eğesinin ucu majör foramende görüldüğü zaman, kök kanal eğesi 1 mm geri çekilerek lastik rondel sabitlendi. Daha sonra kök kanal boyu ölçümünü yapmak için kök kanalından çıkarıldı ve endodontik cetvel (Dentsply Mailefer, Ballaigues, İsviçre) kullanılarak çalışma boyu belirlendi.

Kök kanalları ProTaper kanal aletleri (Dentsply Mailefer, Ballaigues, İsviçre) ile üretici tavsiyesi üzerine saat yönünde crown down yöntemine göre SX kullanılarak genişletildi. Kök kanal genişletmesi sırasıyla ProTaper S1, S2, F1, F2, F3 kullanılarak saat yönünde ana apikal eğe F4 olacak şekilde yapıldı. Preparasyon boyunca dişlere her bir eğe değişiminde sırasıyla % 2.5' lik NaOCI ve % 17 'lik EDTA uygulandı. Preparasyon boyunca dişlere her bir eğe değişiminde sırasıyla 2 ml % 2,5' lik NaOCI (Wizard, Rehber kimya, İstanbul, Türkiye), 2 ml distile su ve 2 ml % 17'lik EDTA (Werax, Spot Dental, İzmir-Türkiye) toplam süre 3 dakika olacak şekilde uygulandı. Preparasyon sonrası, sırasıyla 3 ml % 2,5'luk NaOCI (Wizard, Rehber Kimya, İstanbul), distile su, 3 ml % 17'lik EDTA (Werax, Spot Dental, İzmir-Türkiye) ve sonrasında 1 dak boyunca distile su ile irrigasyon yapıldı. Bütün yapılan irrigasyon işlemleri esnasında 5 ml'lik enjektörlerin gövdeleri (Genject, SAYBERK, Ankara) ve uç kısım için de 27 gauge yandan perfore irrigasyon iğnesi (Endo-EZE, Ultradent, Utah-USA) kullanıldı. Her bir örnek için enjektör gövdesi ve iğne değiştirildi. Genişletme ve yıkama işlemleri bitmiş olan dişler % 0,1'lik timol (GBL, Gül Biyoloji Laboratuvarı Ltd Şti., İstanbul) solüsyonu bulunan şeffaf tekli patoloji kapları içerisinde 4°C'de (Lg buzdolabı, LG Company, Güney Kore) bekletildi.

### 3.1.5. Dişlerin Kök Kanal Dolumu

#### 3.1.5.1. Kök Kanal Patlarının Seçimi

Çalışmada güncel ve farklı içerikli kök kanal patları kullanıldı. Çalışmada kök kanal dolgu materyali olarak 8 kök kanal patı ve gutta perka değerlendirildi. Bir tip polimerik kalsiyum hidroksit esaslı, iki tip çinko oksit öjenol içerikli, üç tip epoksi rezin grubu ve iki tip bioseramik içerikli kanal patları kullanıldı (Tablo 2).

Polimerik kalsiyum hidroksit esaslı kök kanal dolgu patı olarak Sealapex (Kerr Italia, Via Passanti 332, Salerno, Italia) (Resim 15) kullanıldı.



**Resim 15:** Çalışmada kullanılan polimerik kalsiyum hidroksit esaslı kök kanal dolgu patı Sealapex.

Çinko oksit öjenol esaslı kök kanal dolgu patı olarak Sealite Regular (Produits Denataires Pierre Rolland, Zone Industrielle du Phare, Gustave Eiffel, Merignac, France) (Resim 16) ve Endofill (Produits Dentaires SA, Rue des Bosquets Vevey, Switzerland) (Resim 17) kullanıldı.



**Resim 16:** Çalışmada kullanılan çinko oksit öjenol esaslı kök kanal dolgu patı Sealite Regular.



**Resim 17:** Çalışmada kullanılan çinko oksit öjenol esaslı kök kanal dolgu patı Endofill.

Epoksi rezin esaslı kök kanal dolgu patı olarak AH 26 (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany) (Resim 18), AH Plus (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany) (Resim 19) ve 2Seal (VDW GmbH, Bayerwaldstr, Munich, Germany) (Resim 20) kullanıldı.



**Resim 18:** Çalışmada kullanılan epoksi rezin esaslı kök kanal dolgu patı olan AH 26.



**Resim 19:** Çalışmada kullanılan epoksi rezin esaslı kök kanal dolgu patı olan AH Plus.



**Resim 20:** Çalışmada kullanılan epoksi rezin esaslı kök kanal dolgu patı olan 2Seal.

Biyoseramik esaslı kök kanal dolgu patlarından, MTA grubu olarak MTA Fillapex (Angelus Industria de Produtos Odontologicos S/A, Rua Waldir Landgraf, Bairro Lindóia, Londrina, Brasil) (Resim 21) ve kalsiyum-silikat-fosfat içeren Well Root ST (Wericom, Toegyongdan, Chuncheon-Si, Gangwon-Do, Korea) (Resim 22) kullanıldı.



**Resim 21:** Çalışmada kullanılan biyoseramik esaslı kök kanal dolgu patlarından, MTA grubu olarak MTA Fillapex.



**Resim 22:** Çalışmada kullanılan biyoseramik esaslı kök kanal dolgu patlarından kalsiyum-silikat-fosfat içeren Well Root ST.



**Tablo 2:** Çalışmada kullanılan kök kanal dolgu patlarının içeriği, ve üretici firmaları

<i>Materyal</i>	<i>Tipi</i>	<i>İçeriği</i>	<i>Radyopak madde</i>	<i>Üretici</i>
<i>AH plus</i>	Epoksi rezin	Pat A: epoksi rezin, kalsiyum tungstat, zirkonyum oksit, silika, demir oksit pigmentleri, Pat B: dibenzil diamin, adamantan amin, trisiklodekan- diamin, kalsiyum tungstat, zirkonyum oksit, silika, silikon yağı	zirkonyum oksit, silika, demir oksit	Dentsply DeTrey Gmbh, Konstanz, Germany
<i>Sealapex</i>	Kalsiyum hidroksit	kalsiyum oksit, bizmut trioksit, çinko oksit, sub-mikron silika, titanyum dioksit, çinko stearat, trikalsiyum fosfat, silikon dioksit, etil toluen sulfonamid, poli(metil metil salisilat) rezin, isobutil salisilat, pigment	bizmut trioksit, çinko oksit, silika, titanyum dioksit,	Kerr Italia, Via Passanti 332, Salerno, Italia
<i>2 Seal</i>	Epoksi rezin	Pat A: epoksi resin, kalsiyum tungstat, zirkonyum oksit, silika, demir oksit pigmentleri, Pat B: dibenzil diamin, adamantan amin, trisiklodekan- diamin, kalsiyum tungstat, zirkonyum oksit, silika, silikon yağı	zirkonyum oksit, silika	VDW Gmbh, Bayerwaldstr, Munich, Germany
<i>AH 26</i>	Epoksi rezin	Toz: Bizmut oksit, metenamin, gümüş, titanyum dioksit, Likit: Bisfenol A diglisidil eter	Bizmut oksit, gümüş, titanyum dioksit	Dentsply DeTrey Gmbh, Konstanz, Germany
<i>Sealite Regular</i>	Çinko oksit öjenol	Toz: Enoksolon, diiyodo timol, çinko oksit, baryum sulfat, gümüş, Likit: öjenol	çinko oksit, baryum sulfat, gümüş,	Pierre Rolland, Merignac, France
<i>Endofill</i>	Çinko oksit öjenol	Toz: Timol iyodid, polioksimetilen, hidrokortizon asetat, deksametazon asetat Likit: öjenol	-	SA, Rue des Bosquets Vevey, Switzerland
<i>MTA Fillapex</i>	Bio seramik (MTA)	Baz Pat: Salisilat resin, doğal, resin, kalsiyum tungstat, nanopartiküllü silika, pigmentler, bizmut oksit Katalizör Pat: Dilue resin, Mineral Trioksit Agregat, nanopartiküllü silika, pigmentler	bizmut oksit, kalsiyum tungstat silika	Angelus, Londrina, Brasil
<i>Well Root ST</i>	Bio seramik (kalsiyum silikat)	Kalsiyum silikat, zirkonyum oksit, doldurucu ajanlar	zirkonyum oksit	Wericom, Chuncheon-Si, Gangwon-Do, Korea
<i>Guta perka</i>		Çinko oksit, guta perka, baryum sulfat	Baryum sulfat, çinko oksit	Dentsply DeTrey Gmbh, Konstanz, Germany

*Materyal bilgileri çalışmada kullanılan ürünlerin prospektüslerinden elde edilmiştir.*

### 3.1.5.2. Dişlerin Kök Kanal Dolumunun Yapılması

Herbir grup (A, B, C, D, E, F, G, H) farklı kök kanal patı ve gutta perka ile kontrol grubu (I) gutta-perka ile dolduruldu.

**A grubu:** AH Plus kanal patı üretici firma önerisi üzerine 1:1 oranında karıştırılarak hazırlandı. A grubu (n=7) AH Plus (Dentsply DeTrey Gmbh, Konstanz, Germany) kanal patı ve gutta-perka (Dentsply Maillefer, Ballaigus, Switzerland) ile

basit tek kon tekniğiyle dolduruldu. İşlemler sırasında köklerin timol solüsyonunda beklemesi ve KIBT taraması sırasında su dolu fantomda beklemesi gerektiğinden kök kanalına sıvı girişinin engellenmesi amacıyla kök kanalı doldurulduktan sonra, kök uçları ve kanal ağızları siyanoakrilat yapıştırıcı (Alcan Boya Hırdavat San. Tic. Ltd. Şti., İstanbul) kullanılarak kapatıldı. Kanal dolumu tamamlanan dişler % 0,1'lik Timol (Gül Biyoloji Laboratuvarı Ltd Şti, İstanbul) solüsyonu bulunan şeffaf tekli patoloji kapları içerisinde bekletildi.

**B grubu:** Sealapex kanal patı üretici firma önerisi üzerine 1:1 oranında karıştırılarak hazırlandı. B grubu (n=7) Sealapex (Kerr Italia, Via Passanti 332, Salerno, Italia) kanal patı ve gutta-perka (Dentsply Maillefer, Ballaigus, Switzerland) ile basit tek kon tekniğiyle dolduruldu. İşlemler sırasında köklerin timol solüsyonunda beklemesi ve KIBT taraması sırasında su dolu fantomda beklemesi gerektiğinden kök kanalına sıvı girişinin engellenmesi amacıyla kök kanalı doldurulduktan sonra, kök uçları ve kanal ağızları siyanoakrilat yapıştırıcı (Alcan Boya Hırdavat San. Tic. Ltd. Şti, İstanbul) kullanılarak kapatıldı. kanal dolumu tamamlanan dişler % 0,1'lik timol (Gül Biyoloji Laboratuvarı Ltd Şti., İstanbul) solüsyonu bulunan şeffaf tekli patoloji kapları içerisinde bekletildi.

**C grubu:** 2Seal kanal patı üretici firma önerisi üzerine 1:1 oranında karıştırılarak hazırlandı. C grubu (n=7) 2 Seal (VDW GmbH, Bayerwaldstr, Munich, Germany) kanal patı ve gutta-perka (Dentsply Maillefer, Ballaigus, Switzerland) ile basit tek kon tekniğiyle dolduruldu. İşlemler sırasında köklerin timol solüsyonunda beklemesi ve KIBT taraması sırasında su dolu fantomda beklemesi gerektiğinden kök kanalına sıvı girişinin engellenmesi amacıyla kök kanalı doldurulduktan sonra, kök uçları ve kanal ağızları siyanoakrilat yapıştırıcı (Alcan Boya Hırdavat San. Tic. Ltd. Şti., İstanbul) kullanılarak kapatıldı. Kanal dolumu tamamlanan dişler % 0,1'lik timol (Gül Biyoloji Laboratuvarı Ltd Şti, İstanbul) solüsyonu bulunan şeffaf tekli patoloji kapları içerisinde bekletildi.

**D grubu:** AH 26 kanal patı üretici firma önerisi üzerine 2,3:1 oranında karıştırılarak hazırlandı. D grubu (n=7) AH 26 (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany) kanal patı ve gutta-perka (Dentsply Maillefer, Ballaigus, Switzerland) ile basit tek kon tekniğiyle dolduruldu. İşlemler sırasında köklerin timol solüsyonunda

beklemesi ve KIBT taraması sırasında su dolu fantomda beklemesi gerektiğinden kök kanalına sıvı girişinin engellenmesi amacıyla kök kanalı doldurulduktan sonra, kök uçları ve kanal ağızları siyanoakrilat yapıştırıcı (Alcan Boya Hırdavat San. Tic. Ltd. Şti., İstanbul) kullanılarak kapatıldı. kanal dolumu tamamlanan dişler % 0,1'lik timol (Gül Biyoloji Laboratuvarı Ltd Şti., İstanbul) solüsyonu bulunan şeffaf tekli patoloji kapları içerisinde bekletildi.

**E grubu:** Sealite Regular kanal patı üretici firma önerisi üzerine 4/7 oranında karıştırılarak hazırlandı. E grubu (n=7) Sealite (Produits Denataires Pierre Rolland, Zone Industrielle du Phare, Gustave Eiffel, Merignac, France) kanal patı ve gutta-perka (Dentsply Maillefer, Ballaigus, Switzerland) ile basit tek kon tekniğiyle dolduruldu. İşlemler sırasında köklerin timol solüsyonunda beklemesi ve KIBT taraması sırasında su dolu fantomda beklemesi gerektiğinden kök kanalına sıvı girişinin engellenmesi amacıyla kök kanalı doldurulduktan sonra, kök uçları ve kanal ağızları siyanoakrilat yapıştırıcı (Alcan Boya Hırdavat San. Tic. Ltd. Şti., İstanbul) kullanılarak kapatıldı. kanal dolumu tamamlanan dişler % 0,1'lik timol (Gül Biyoloji Laboratuvarı Ltd Şti., İstanbul) solüsyonu bulunan şeffaf tekli patoloji kapları içerisinde bekletildi.

**F grubu:** Endofill kanal patı üretici firma önerisi üzerine 4/7 oranında karıştırılarak hazırlandı. F grubu (n=7) Endofill (SA, Rue des Bosquets Vevey, Switzerland) kanal patı ve gutta-perka (Dentsply Maillefer, Ballaigus, Switzerland) ile basit tek kon tekniğiyle dolduruldu. İşlemler sırasında köklerin timol solüsyonunda beklemesi ve KIBT taraması sırasında su dolu fantomda beklemesi gerektiğinden kök kanalına sıvı girişinin engellenmesi amacıyla kök kanalı doldurulduktan sonra, kök uçları ve kanal ağızları siyanoakrilat yapıştırıcı (Alcan Boya Hırdavat San. Tic. Ltd. Şti., İstanbul) kullanılarak kapatıldı. kanal dolumu tamamlanan dişler % 0,1'lik timol (Gül Biyoloji Laboratuvarı Ltd Şti., İstanbul) solüsyonu bulunan şeffaf tekli patoloji kapları içerisinde bekletildi.

**G grubu:** MTA Fillapex kanal patı üretici firma önerisi üzerine 1:1 oranında karıştırılarak hazırlandı. G grubu (n=7) MTA Fillapex (Angelus Industria de Produtos Odontologicos S/A, Rua Waldir Landgraf, Bairro Lindóia, Londrina, Brasil) kanal patı ve gutta-perka (Dentsply Maillefer, Ballaigus, Switzerland) ile

basit tek kon tekniğiyle dolduruldu. İşlemler sırasında köklerin timol solüsyonunda beklemesi ve KIBT taraması sırasında su dolu fantomda beklemesi gerektiğinden kök kanalına sıvı girişinin engellenmesi amacıyla kök kanalı doldurulduktan sonra, kök uçları ve kanal ağızları siyanoakrilat yapıştırıcı (Alcan Boya Hırdavat San. Tic. Ltd. Şti., İstanbul) kullanılarak kapatıldı. kanal dolumu tamamlanan dişler % 0,1'lik timol (Gül Biyoloji Laboratuvarı Ltd Şti, İstanbul) solüsyonu bulunan şeffaf tekli patoloji kapları içerisinde bekletildi.

**H Grubu:** Well Root ST kanal patı üretici firma önerisi üzerine 1:1 oranında karıştırılarak hazırlandı. G grubu (n=7) Well Root (Wericom, Toegyegongdan, Chuncheon-Si, Gangwon-Do, Korea) kanal patı ve gutta-perka (Dentsply Maillefer, Ballaigus, Switzerland) ile basit tek kon tekniğiyle dolduruldu. İşlemler sırasında köklerin timol solüsyonunda beklemesi ve KIBT taraması sırasında su dolu fantomda beklemesi gerektiğinden kök kanalına sıvı girişinin engellenmesi amacıyla kök kanalı doldurulduktan sonra, kök uçları ve kanal ağızları siyanoakrilat yapıştırıcı (Alcan Boya Hırdavat San. Tic. Ltd. Şti, İstanbul) kullanılarak kapatıldı. Kanal dolumu tamamlanan dişler % 0,1'lik timol (Gül Biyoloji Laboratuvarı Ltd Şti., İstanbul) solüsyonu bulunan şeffaf tekli patoloji kapları içerisinde bekletildi.

**I Grubu:** Sadece gutta perka (Dentsply Maillefer, Ballaigus, Switzerland) ile basit tek kon tekniğiyle dolduruldu. İşlemler sırasında köklerin timol solüsyonunda beklemesi ve KIBT taraması sırasında su dolu fantomda beklemesi gerektiğinden kök kanalına sıvı girişinin engellenmesi amacıyla kök kanalı doldurulduktan sonra, kök uçları ve kanal ağızları siyanoakrilat yapıştırıcı (Alcan Boya Hırdavat San. Tic. Ltd. Şti, İstanbul) kullanılarak kapatıldı. Kanal dolumu tamamlanan dişler % 0,1'lik timol (Gül Biyoloji Laboratuvarı Ltd Şti, İstanbul) solüsyonu bulunan şeffaf tekli patoloji kapları içerisinde bekletildi.

Bu patların her biri üretici firmanın önerdiği karıştırma oranında hazırlandı. Kanal patlarının sertleşme süreleri farklılık gösterdiğinden, tüm patlar için üretici firmanın önerdiği sertleşme süresi kadar beklendi. Ardından dişlerin KIBT görüntüleri alındı.

### 3.1.6. Dişlerin KIBT Görüntülerinin Alımı

Herbir diş kökü önce Süleyman Demirel Üniversitesi Anatomi Labaratuvarından alınan, dişleri çıkartılmış, diş soketleri boş erişkin insan kuru mandibulası üzerine yerleştirildi (Resim 23). Diş kökleri kuru mandibulanın ikinci premolar diş soketine kırmızı mum yardımıyla sabitlendi. Böylece KIBT taraması boyunca diş köklerinin hareket etmesi önlendi.



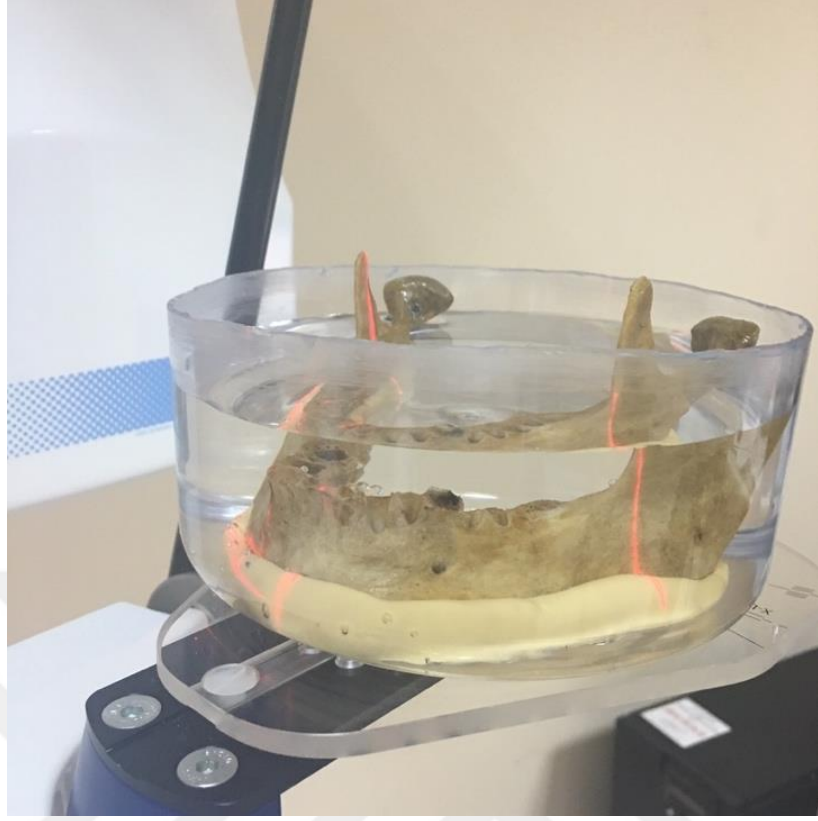
**Resim 23:** Çalışmada kullanılan yetişkin insan kuru mandibulası.

Kuru mandibula 15 x 15 x 15 cm boyunda, 2 mm kalınlıkta şeffaf plastik kutuya silikon ölçü maddesi yardımıyla midsagital sagittal düzlemi ile çakışacak şekilde sabitlendi (Resim 24). Yumuşak doku simülasyonu için plastik kutu içerisine su doldurularak su fontomu oluşturuldu.



**Resim 24:** Kuru mandibulanın plastik kutu içerisine silikon ölçü maddesi yardımıyla sabitlenmesi.

Kuru mandibulanın etrafında 20 mm su kalınlığı elde edilerek ortalama bir yetişkin insan yumuşak doku kalınlığı oluşturuldu. Fantom çene tutucu aparat kullanılarak pozisyonlandırıldı. Midsagital düzlem yer düzlemiyle dik, mandibula tabanı yere paralel olarak konumlandırıldı (Resim 25).



**Resim 25:** Çalışmada kullanılan kuru mandibula etrefina su doldurularak oluşturulan fantomunun KIBT taraması için çene tutucu üzerindeki görüntüsü.

Kök kanal tedavisi tamamlanmış herbir diş kök örneği için ayrı olacak şekilde 4 KIBT (Planmeca ProMax 3D Mid, Helsinki, Finland, 2011) taraması yapıldı. Her bir dişin görüntülenmesinde flat panel dedektör sistemi olan KIBT cihazı 90 kVp, 10 mA olarak ayarlandı. KIBT taramalarında çözünürlük ayarları değiştirilmedi.

1. taramada  $0.4 \text{ mm}^3$  voksel boyutunda, 200 X 60 mm FOV alanında, 13,6 sn ışınlama süresinde, artefakt azaltma algoritması kullanılmadan görüntüleme yapıldı.

2. taramada  $0.4 \text{ mm}^3$  voksel boyutunda, 200 X 60 mm FOV alanında, 13,6 sn ışınlama süresinde, yüksek artefakt azaltma algoritması kullanılarak görüntüleme yapıldı.

3.taramada  $0.2 \text{ mm}^3$  voksel boyutunda 40 X 50 mm FOV alanında, 12.1 sn ışınlama süresinde, artefakt azaltma algoritması kullanılmadan görüntüleme yapıldı.

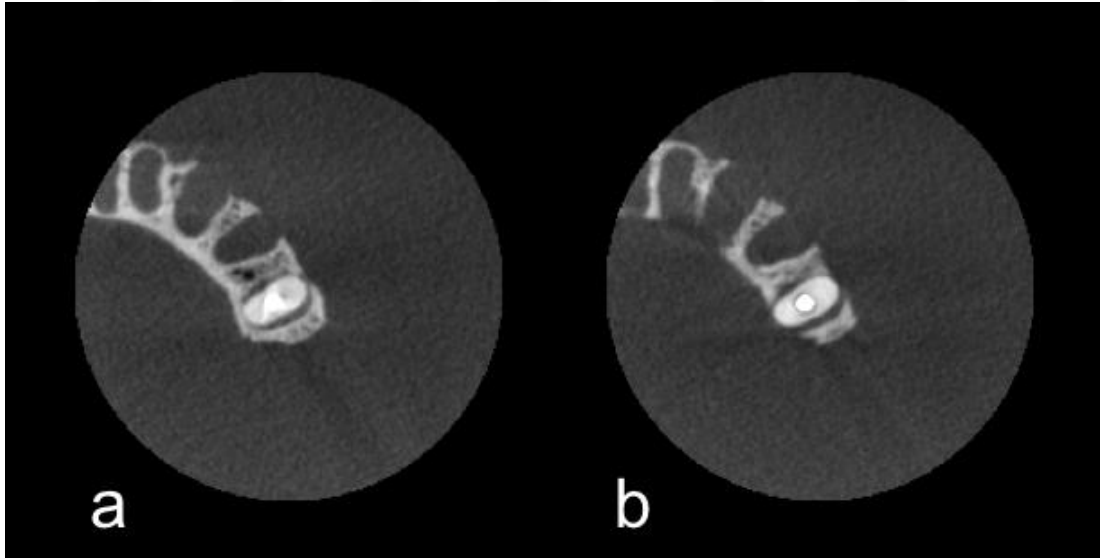
4. taramada  $0.2 \text{ mm}^3$  voksel boyutunda 40 X 50 mm FOV alanında, 12.1 sn ışınlama süresinde, yüksek artefakt azaltma algoritması kullanılarak görüntüleme yapıldı.

1. ve 2. taramada DAP (dose area product, üretilen alan dozu) değeri 1245 mGy x cm<sup>2</sup> olarak gözlemlendi, 3. ve 4. taramada DAP (dose area product, üretilen alan dozu) değeri 557 mGy x cm<sup>2</sup> olarak gözlemlendi.

### 3.2. Diş Örneklerinin Kibt Görüntülerinde İncelenmesi

Tüm örneklerden toplamda 252 KIBT taraması gerçekleştirildi. 126 KIBT taramasında yüksek artefakt azaltma algoritması kullanılırken, diğer 126 KIBT taramasında artefakt azaltma algoritması kullanılmadı. Yüksek artefakt azaltma algoritması kullanılan görüntülerde artefakt oluşumu izlenmedi. Ayrıca bu görüntülerde kök kanal dolgu maddesi ve kök kanal duvarı arasında hipodens bir alan gözlemlendi. Bu nedenle yüksek artefakt kaldırma algoritması kullanılan 126 KIBT taramasında artefakt tipi ve artefakt hacmi değerlendirilmedi.

Alınan KIBT görüntüleri 21,5“ HP s2231a LCD monitörde (HP, Houston, ABD), 1920 X 1080 piksel ekran çözünürlüğünde, 32 bit renk derinliğinde değerlendirildi.

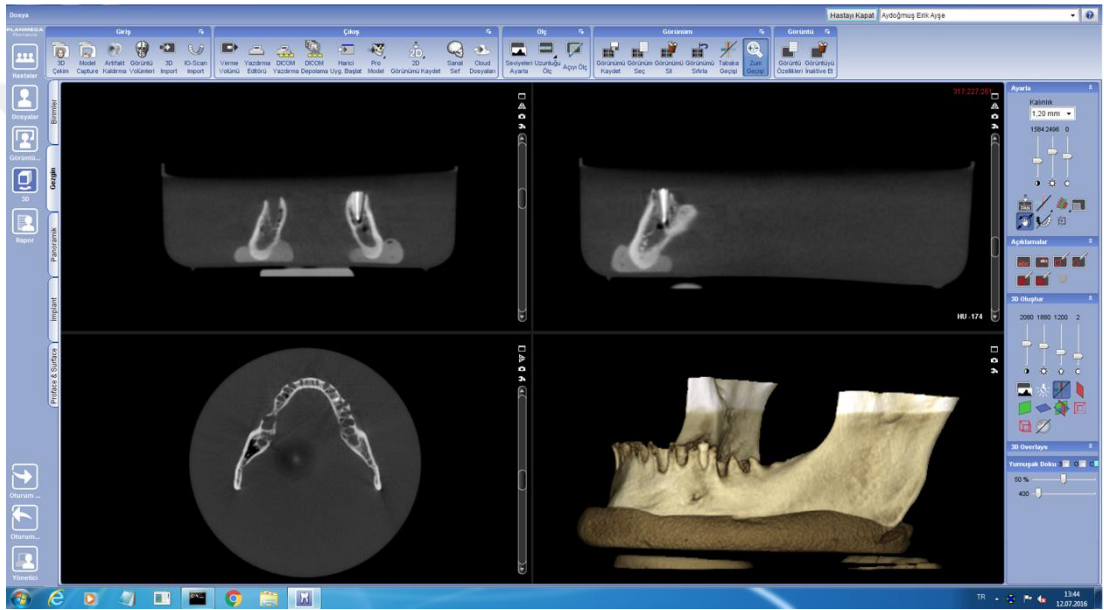


**Resim 26:** Çalışma örneklerinin birinden alınan a) küçük FOV'da artefakt azaltma algoritması kullanılmayan KIBT görüntüsü, b) küçük FOV'da artefakt azaltma algoritması kullanılan KIBT görüntüsü



### 3.2.1. KIBT Görüntülerinde Artefakt Tiplerinin İncelenmesi

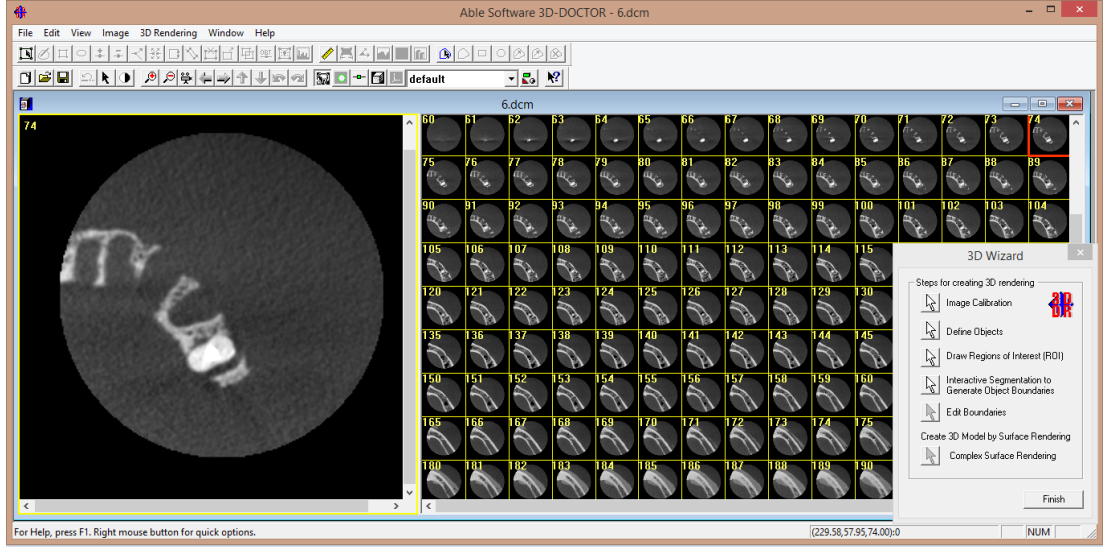
Alınan görüntüler Romexis yazılımında (Planmeca Oy, Helsinki, Finland) incelendi (Resim 26). Tüm KIBT görüntülerinde aksiyel kesitte oluşan artefaktlar incelendi. Tüm görüntülerde diş kökü apekten itibaren 7 mm ölçülerek apikal ve koronal olmak üzere iki eşit bölümde değerlendirildi. Kökün apikal ve koronal bölgede oluşan cupping artefaktı ve streaking artefaktı incelendi. Gözlemlenen artefaktlar var yok olarak kaydedildi. 2 hafta sonra, görüntülerin % 20'sinde inceleme tekrarlanarak gözlemci içi uyuma bakıldı.



**Resim 27:** Alınan KIBT görüntülerinin Romexis yazılımında incelenmesi.

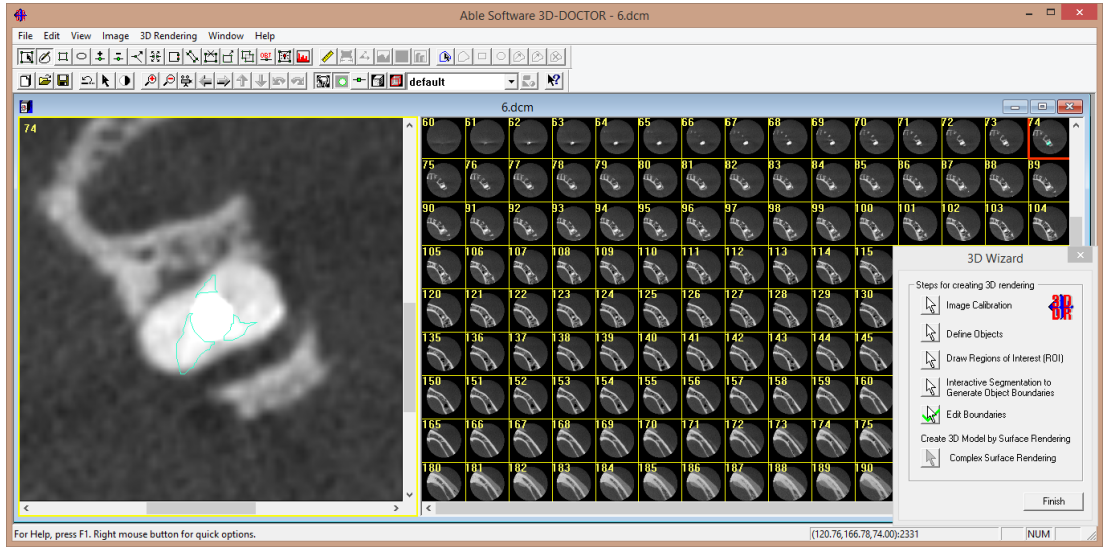
### 3.2.2. KIBT Görüntülerinde Oluşan Artefakt Hacimlerinin Ölçülmesi

Tüm örneklerin KIBT görüntüleri DICOM dosyaları olarak 3D DOCTOR (Able Software Corp, Lexington, MA, USA) yazılım programına aktarılarak hacimsel ölçümleri yapıldı (Resim 27). 3D DOCTOR yazılım programında aktarılan görüntüler görüntü kalitesini artırmak için gözlemci tarafından gri değer 2800 eşik değerinde ayarlandı.



**Resim 28:** Artefakt hacmi ölçümü için örneklerin KIBT görüntülerinin DICOM dosyaları olarak 3D DOCTOR yazılım programına aktarılması.

3D DOCTOR yazılım programı aksiyel kesitte her bir apiko-koronal seviyede artefaktlar izlendi. İzlenebilen streaking artefaktı sınırları her bir kesitte mouse kullanılarak renkli olarak çizildi (Resim 28). Otomatik olarak 2 farklı kesit kalınlığında (0.20mm ve 0.40 mm) her bir kesit üzerinde belirlenen alanların toplam hacminin hesaplanması 3D DOCTOR yazılım programı ile yapıldı. 2 hafta sonra, görüntülerin % 20'sinde inceleme tekrarlanarak gözlemci içi uyuma bakıldı.



**Resim 29:** 3D DOCTOR yazılım programında izlenen streaking artefaktlarının çizilmesi.

### 3.3. İstatistiksel Analiz

Bu tez çalışmasında verilerin istatistiksel analizi için SPSS (Version 18.0, Chicago, USA) programı kullanıldı. Kök kanal patlarının oluşturduğu artefakt hacimleri ve artefakt tipleri değerlendirildiğinde gözlemci içi uyuma bakmak için nonparametrik testlerden olan Cohen'nin kappa ölçüsü hesaplandı. Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tipleri koronal ve apikal bölgede Tukey testi kullanılarak değerlendirildi. Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tiplerinin frekans ve yüzde dağılımları çapraz tablo (crosstab) yöntemi ile analiz edildi. Koronal ve apikal bölgede göre artefakt tipleri Ki-kare testi kullanılarak değerlendirildi. Koronal ve apikal bölgede oluşan artefakt tiplerinin frekans ve yüzde dağılımları çapraz tablo (crosstab) yöntemi ile analiz edildi. Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tipleri FOV ve voksel boyutuna göre Tukey testi kullanılarak değerlendirildi. FOV ve voksel boyutuna göre oluşan artefakt tiplerinin frekans ve yüzde dağılımları çapraz tablo (crosstab) yöntemi ile analiz edildi. Kök kanal patlarının oluşturduğu artefakt hacimleri çoklu karşılaştırmalar için parametrik testlerden tek yönlü Anova ve Tukey testi kullanılarak değerlendirildi. FOV'a göre kök kanal patlarının oluşturduğu artefakt hacimleri nonparametrik Kruskal Wallis testi kullanılarak değerlendirildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Gözlemci içi Uyumun Değerlendirilmesi

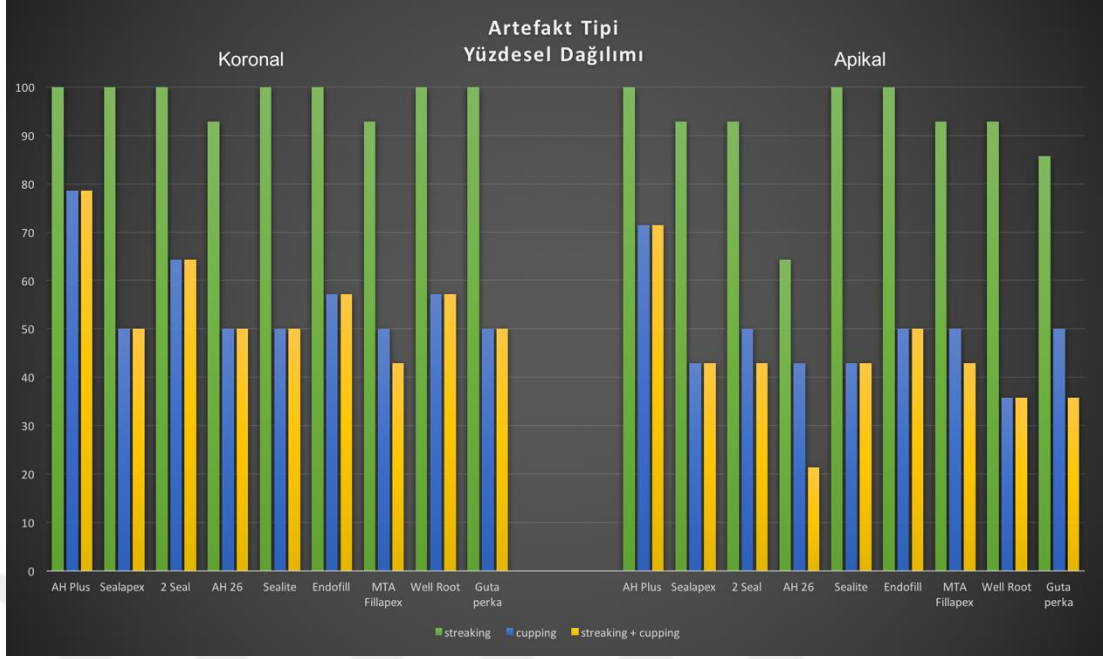
Artefakt hacim ölçümlerinin ve artefakt tiplerinin belirlenmesi için, ikinci kez tekrarlanmasıyla elde edilen verilerin, nonparametrik testlerden olan Cohen'in kappa test istatistiği ile değerlendirilmesi ile gözlemci içi uyum ölçüldü ( $k=0,57$ ,  $k=0,84$ ). Gözlemci içi uyumu değerlendirmek için 24 KIBT görüntüsünde ikinci kez artefakt hacmi ölçüldü ve artefakt tipi belirlendi. Kabul edilen kappa değerinin belirlenmesinde 0,0-0,20 önemsiz uyuma, 0,21-0,40 orta derece uyuma, 0,41-0,60 ekseriyetle uyuma, 0,61-0,80 önemli derecede uyuma, 0,81-1,00 mükemmel uyuma olarak yorumlanır (80). Bu tez çalışmasında artefakt hacimleri ölçümünde gözlemci içi ekseriyetle uyuma, artefakt tipinin belirlenmesinde ise mükemmel derece uyuma olduğu belirlendi.

**Tablo 3:** Artefakt hacmi ve artefakt tipinin değerlendirilmesinde gözlemci içi uyumun kappa değeri ve uyum yüzdesini gösteren tablodur.

	Kappa değeri	Uyum yüzdesi (%)
Artefakt hacmi	0,57	58
Artefakt tipi	0,84	83

### 4.2. Kök Kanal Dolgu Patlarına göre Artefakt Tipleri Karşılaştırıldığında

Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tipleri bir gözlemci tarafından belirlendi (Grafik 1).



**Grafik 1.** Kök kanal dolgu patlarının koronal ve apikal bölgede oluşturdukları artefakt tiplerinin yüzde dağılımları gösterilmektedir.

Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tiplerinin frekans ve yüzde dağılımları çapraz tablo (crosstab) yöntemi ile analiz edildi.

Kök kanal patlarının oluşturduğu artefakt tipleri koronal ve apikal bölgede Tukey testi kullanılarak değerlendirildi. Koronal bölgede artefakt tipleri bakımından kök kanal dolgu patları arasında fark görülmedi ( $p>0,05$ ).

Apikal kısımda gözlenen streaking artefaktı sayısı bakımından AH 26 kök kanal patı AH Plus, Sealite Regular ve Endofill kök kanal patlarının oluşturduğu artefakt sayısından istatistiksel olarak anlamlı derecede azdır ( $p=0,02$ ). Apikal bölgede gözlenen diğer artefakt tipleri açısından hiçbir kök kanal patı arasında fark görülmedi ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4:** Araştırmada kullanılan kök kanal dolgu patlarının, kökün koronal ve apikalinde oluşturdukları artefakt tiplerine göre frekans ve yüzde dağılımlarını gösteren tablodur.

Kök kanal dolgu patı	koronal			apikal		
	streaking n (%)	cupping n (%)	streaking + cupping n(%)	streaking n(%)	cupping n(%)	streaking+cupping n(%)
AH Plus	14 (100)	11 (78,57)	11 (78,57)	14 (100)	10 (71,43)	10 (71,43)
Sealapex	14 (100)	7 (50)	7 (50)	13 (92,86)	6 (42,86)	6 (42,86)
2 Seal	14 (100)	9 (64,29)	9 (64,29)	13 (92,86)	7 (50)	6 (42,86)
AH 26	13 (92,86)	7 (50)	7 (50)	9 (64,29)	6 (42,86)	3 (21,43)
Sealite Regular	14 (100)	7 (50)	7 (50)	14 (100)	6 (42,86)	6 (42,86)
Endofill	14 (100)	8 (57,14)	8 (57,14)	14 (100)	7 (50)	7 (50)
MTA Fillapex	13 (92,86)	7 (50)	6 (42,86)	13 (92,86)	7 (50)	6 (42,86)
Well Root ST	14 (100)	8 (57,14)	8 (57,14)	13 (92,86)	5 (35,71)	5 (35,71)
Guta perka	14 (100)	7 (50)	7 (50)	12 (85,71)	7 (50)	5 (35,71)

#### 4.3. Koronal ve Apikal Bölgeye Göre Artefakt Tipleri Karşılaştırıldığında

Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tipleri apikal ve koronal bölgeye göre frekans ve yüzde dağılımları çapraz tablo (crosstab) yöntemiyle analiz edildi. Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tipleri analiz edildiğinde koronal bölgede % 98,41 oranında streaking artefaktı, % 57,14 oranında cupping artefaktı, % 55,6 oranında hem streaking hem cupping artefaktı birlikte gözlemlendi. Apikal bölgede % 91,27 oranında streaking artefaktı, % 48,41 oranında cupping artefaktı, % 42,86 oranında hem streaking hem cupping artefaktı birlikte gözlemlendi.

Koronal ve apikal bölgede artefakt tipleri Ki-kare testi kullanılarak analiz edildi. Koronal ve apikal bölgede artefakt tipleri değerlendirildiğinde artefakt tiplerinin hepsinde istatistiksel olarak fark görüldü ( $p < 0,01$ ).

**Tablo 5:** Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tiplerinin koronal ve apikal bölgeye göre frekans ve yüzde dağılımlarını gösteren tablodur.

	<i>streaking</i> <i>n (%)</i>	<i>cupping</i> <i>n (%)</i>	<i>streaking+ cupping</i> <i>n (%)</i>
<i>koronal</i>	124 (98,41)	72 (57,14)	70 (55,6)
<i>apikal</i>	115 (91,27)	61 (48,41)	54 (42,86)
<i>p</i>	0,007*	0,006*	0,003*

\* $p < 0,01$

#### 4.5. FOV'a Göre Artefakt Tipleri Karşılaştırıldığında

Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tipleri FOV'a göre tek yönlü Anova testi ile analiz edildi. Koronal bölgede büyük FOV ve küçük FOV arasında streaking artefaktı bakımından istatistiksel olarak farklı değilken ( $p > 0,05$ ), küçük FOV ve voksel boyutunda alınan görüntülerde cupping artefaktı istatistiksel olarak daha fazla görüldü ( $p = 0,004$ ).

Apikal bölgede küçük FOV ve voksel boyutunda alınan görüntülerde streaking artefaktı istatistiksel olarak daha az görülürken ( $p = 0,006$ ), cupping artefaktı istatistiksel olarak daha fazla görüldü ( $p = 0,003$ ).

**Tablo 6:** Farklı FOV'a göre kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tiplerinin koronal ve apikal bölgeye göre frekans ve yüzde dağılımlarını gösteren tablodur.

	<b>koronal</b>		<b>p</b>	<b>apikal</b>		<b>p</b>
	Büyük FOV	Küçük FOV		Büyük FOV	Küçük FOV	
<b>streaking</b> <b>n (%)</b>	63 (100)	61 (96,82)	0,15	63 (100)	52 (82,54)	0,006*
<b>cupping</b> <b>n (%)</b>	9 (14,29)	63 (100)	0,004*	4 (6,3)	57 (90,48)	0,003*
<b>streaking+</b> <b>cupping</b> <b>n (%)</b>	9 (14,29)	61 (96,82)	0,007*	4 (6,3)	50 (79,37)	0,005*

\* $p < 0,01$

Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tipleri FOV'a göre frekans ve yüzde dağılımları çapraz tablo (crosstab) yöntemi ile analiz edildi. Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt tipleri analiz edildiğinde büyük FOV ve voksel boyutunda alınan görüntülerde koronal bölgede streaking artefaktı % 100 oranında, cupping artefaktı % 14,29 oranında, hem streaking hem cupping artefaktı % 14,29 oranında gözlemlendi.

Büyük FOV ve voksel boyutunda alınan görüntülerde apikal bölgede streaking artefaktı % 100 oranında, % 6,3 oranında cupping artefaktı, hem streaking hem cupping artefaktı % 6,3 oranında gözlemlendi.

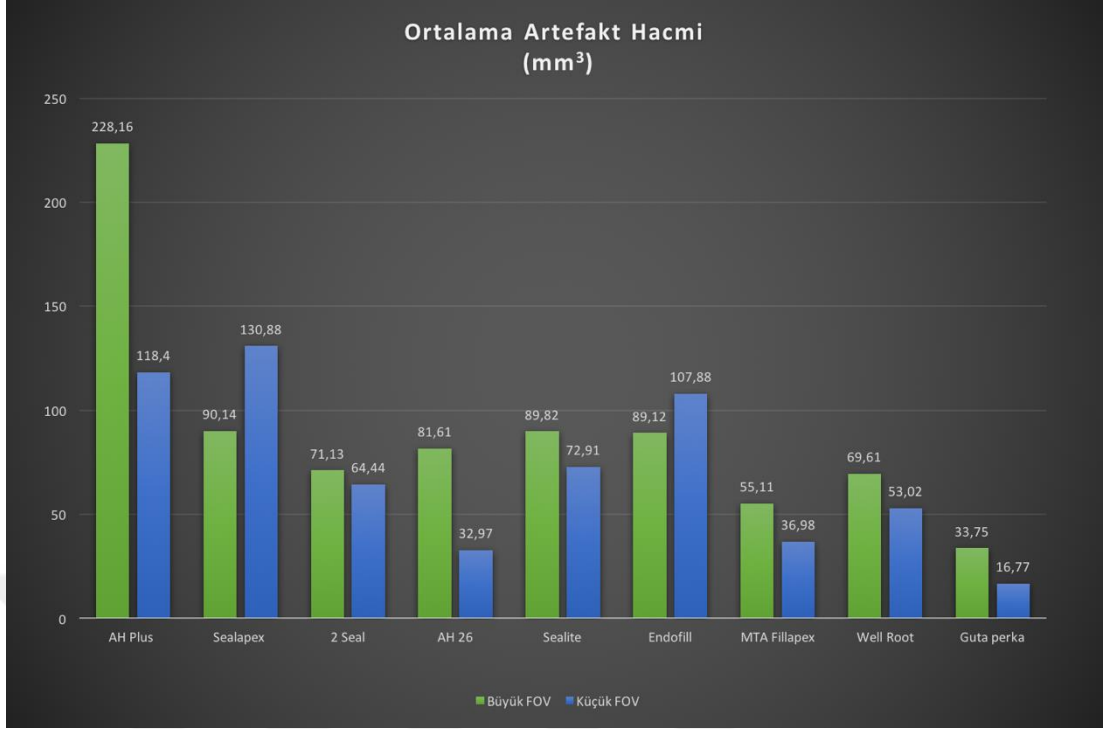
Küçük FOV'da koronal bölgede % 96,82 oranında streaking artefaktı, % 100 oranında cupping artefaktı, % 96,82 oranında hem streaking hem cupping artefaktı birlikte gözlemlendi.

Küçük FOV'da apikal bölgede % 82,54 oranında streaking artefaktı, % 90,48 oranında cupping, % 79,37 oranında hem streaking hem cupping artefaktı birlikte gözlemlendi.

#### **4.6. Kök Kanal Dolgu Maddelerinin Oluşturduğu Artefakt Hacimlerinin FOV'a Göre Karşılaştırılması**

Kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt hacimleri bir gözlemci tarafından ölçüm yapılarak belirlendi (Grafik 2).





**Grafik 2.** Farklı FOV’da elde edilmiş KIBT görüntülerinde, FOV’a göre kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu ortalama artefakt hacimleri gösterilmektedir.

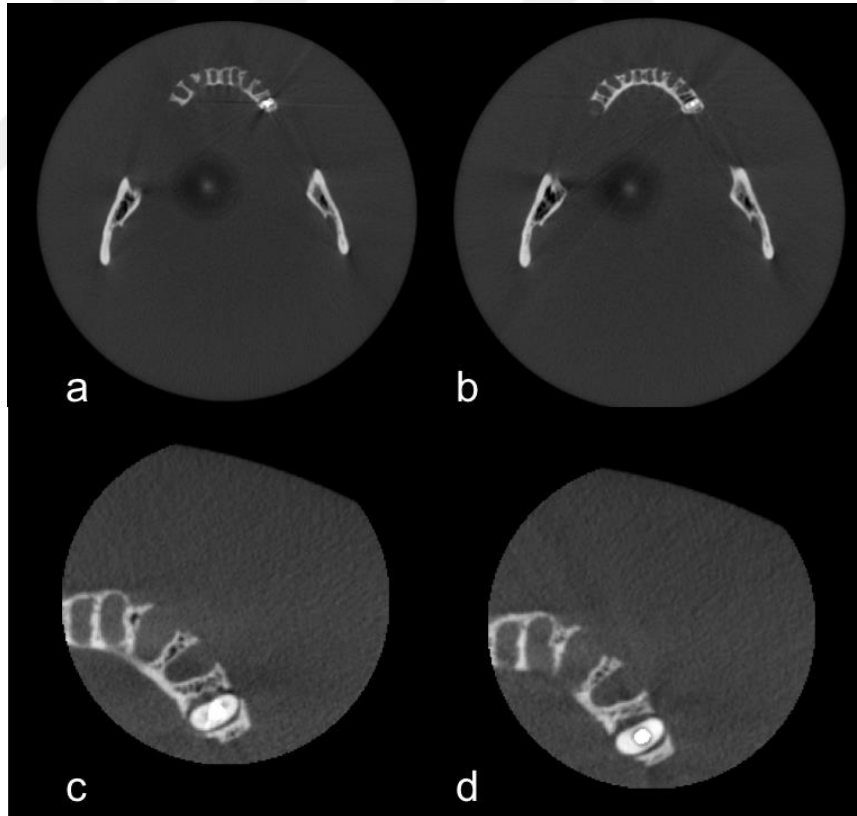
Bu tez çalışmasında kök kanal dolgu patlarının ortalama artefakt hacimleri değerlendirildiğinde büyük FOV’da elde edilen KIBT görüntülerinde en fazla artefakt hacmi ortalaması AH Plus kök kanal patında olduğu belirlendi. Ardından sırasıyla Sealapex, Sealite Regular, Endofill, AH 26, 2Seal, Well Root ST, MTA Fillapex ve guta perka konularının olduğu gözlemlendi. Küçük FOV’da elde edilen KIBT görüntülerinde en fazla artefakt hacmi ortalaması Sealapex kök kanal patında, ardından sırasıyla AH Plus, Endofill, Sealite Regular, 2Seal, Well Root ST, MTA Fillapex, AH 26 kök kanal dolgu patlarının ve guta perka konularının olduğu gözlemlendi. Farklı FOV’da elde edilmiş KIBT görüntülerinde, herbir kök kanal dolgu patının oluşturduğu artefakt hacmi, nonparametrik Kruskal Wallis testi kullanılarak değerlendirildi.

AH Plus ( $p=0,03$ ) ve AH 26 ( $p=0,02$ ) kanal patlarının büyük ve küçük FOV’daki çekimlerde artefakt hacimleri karşılaştırıldığında, küçük FOV’da görüntüleme artefakt hacminin anlamlı şekilde azaldığı belirlendi. Diğer patlarda ise FOV ve voksel küçüldüğünde, artefakt hacmi değişimi anlamlı ölçüde değişmediği görüldü.

Büyük FOV’da elde edilmiş KIBT görüntülerinde kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu ortalama artefakt hacimleri karşılaştırıldığında, AH Plus kök kanal dolgu patının diğer kök kanal patları ile istatistiksel olarak fazla olduğu görüldü ( $p=0,002$ ). Diğer kök kanal dolgu patları arasında ortalama artefakt hacimleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ( $p>0,05$ ).

Küçük FOV’da elde edilmiş KIBT görüntülerinde kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu ortalama artefakt hacimleri karşılaştırıldığında Sealapex kök kanal dolgu patının guta perkadan istatistiksel olarak fazla olduğu görüldü ( $p=0,03$ ). Diğer kök kanal dolgu patları arasında ortalama artefakt hacimleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ( $p>0,05$ ).

Küçük FOV’da ve voksel boyutunda elde edilmiş KIBT görüntülerinde en yüksek artefakt hacmi Sealapex’te gözlenmekle birlikte, tüm kök kanal dolgu patları için artefakt hacimleri arasında anlamlı fark bulunmadı.



**Resim 30:** AH Plus kök kanal dolgu patı uygulanmış diş örneğinin a) artefakt azaltma algoritması kullanılmayan büyük FOV’da KIBT görüntüsü, b) artefakt azaltma algoritması kullanılan büyük FOV’da KIBT görüntüsü, c) artefakt azaltma algoritması kullanılmayan küçük FOV’da KIBT görüntüsü, d) artefakt azaltma algoritması kullanılan KIBT görüntüsüdür.

**Tablo 7:** Farklı FOV’da elde edilmiş KIBT görüntülerinde FOV’a göre kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefakt hacimleri arasındaki istatistiksel fark gösterilmektedir.

Kök kanal patı	Ortalama artefakt hacmi (mm <sup>3</sup> )		P
	Büyük FOV	Küçük FOV	
<b>AH Plus</b>	228,16±37,71	118,4±33,81	0,03*
<b>Sealapex</b>	90,14±13,38	130,88±46,84	0,85
<b>Sealite Regular</b>	89,82±15,54	72,91±20,50	0,41
<b>Endofill</b>	89,12±14,07	107,88±28,74	0,95
<b>AH 26</b>	81,61±17,73	32,97±8,22	0,02*
<b>2 Seal</b>	71,13±17,07	64,44±9,06	0,95
<b>Well Root</b>	69,61±19,43	53,02±14,18	0,41
<b>MTA Fillapex</b>	55,11±6,31	36,98±10,66	0,18
<b>Guta perka</b>	33,75±7,81	16,77±3,87	0,09

\* p<0,05

**Tablo 8:** Farklı FOV’da elde edilmiş KIBT görüntülerinde farklı kök kanal dolgu patlarına göre artefakt hacimlerinin istatistiksel gösterimi

<b>Kök kanal patı</b>	<b>Ortalama artefakt hacmi (mm<sup>3</sup>)</b>	
	Büyük FOV	Küçük FOV
<b>AH Plus</b>	228,16±37,71 <sup>a</sup>	118,4±33,81 <sup>ab</sup>
<b>Sealapex</b>	90,14±13,38 <sup>b</sup>	130,88±46,84 <sup>a</sup>
<b>Sealite Regular</b>	89,82±15,54 <sup>b</sup>	72,91±20,50 <sup>ab</sup>
<b>Endofill</b>	89,12±14,07 <sup>b</sup>	107,88±28,74 <sup>ab</sup>
<b>AH 26</b>	81,61±17,73 <sup>b</sup>	32,97±8,22 <sup>ab</sup>
<b>2 Seal</b>	71,13±17,07 <sup>b</sup>	64,44±9,06 <sup>ab</sup>
<b>Well Root</b>	69,61±19,43 <sup>b</sup>	53,02±14,18 <sup>ab</sup>
<b>MTA Fillapex</b>	55,11±6,31 <sup>b</sup>	36,98±10,66 <sup>ab</sup>
<b>Guta perka</b>	33,75±7,81 <sup>b</sup>	16,77±3,87 <sup>b</sup>

Farklı harf belirtilen ortalamalar Tukey (p<0,05) çoklu karşılaştırma testine göre istatistiksel olarak farklıdır

## 5. TARTIŞMA

Radyografik görüntülerde artefaktlar düzensiz gri seviyesi ve bozulmalar oluşturarak görüntü kalitesini olumsuz yönde etkiler, klinisyenin teşhis doğruluğunun azalmasına ve yanlış teşhise neden olabilir. KIBT görüntülerinde oluşan artefaktların görüntü kalitesi üzerine etkileri günümüzde oldukça ilgi çeken ve üzerinde araştırmaların artarak devam ettiği konular arasındadır. Artefaktlar hastadan, fiziki ortamdan, cihazdan ve teknik faktörler gibi birçok nedenden kaynaklanabilir. KIBT görüntülerinde oluşturduğu artefaktlar açısından kök kanal dolgu maddeleri (3,4,81), kök kanal dolgu patları (82,83), kanal içi post materyalleri (84,85), dental implantlar (50,53,86-88), ortodontik braketler (89), dental amalgamlar restorasyonlar (5) yapılan çeşitli çalışmalarda incelenmiştir.

KIBT görüntülerinde ışın sertleşmesi artefaktlarının olması, dental yapıların görülmesini güçleştirdiği için kök rezorpsiyonlarında, artı kanalların varlığında ve özellikle vertikal kök kırığı vakalarında endodontik teşhisi zorlaştırabilir. Işın sertleşmesi artefaktlarının oluşturduğu hipodens çizgiler ile kök kırığının radyografik görünümünün benzer olması, kök kırıklarının yanlış teşhisine ve bazı durumlarda yanlış teşhis sonucu gereksiz diş çekimlerine neden olabilir (3,90). Neves ve ark. KIBT görüntülerinde vertikal kök kırığının teşhisini değerlendirmişler ve kanal içi materyallerin varlığında kök kırığı teşhisinin zorlaştırdığını bildirmişlerdir (3). Pinto ve ark. yaptıkları çalışmada KIBT görüntülerinde kök kırığı teşhisinde ışınlama parametrelerinin ve kanal içi materyallerin etkisini araştırmışlardır. Kök kırığı teşhisine, ışınlama parametrelerinin etkisi olmadığını ancak kanal içi materyallerin oluşturduğu artefaktın etkili olduğunu belirtmişlerdir (90). Bu tez çalışmasında, KIBT görüntülemesinde, endodontik teşhisi güçleştiren kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu artefaktları değerlendirmek amacıyla farklı kök kanal dolgu patlarıyla ilişkili artefakt tipleri değerlendirildi ve artefakt hacimleri ölçüldü. KIBT görüntülemesinde kanal patlarıyla ilişkili oluşan artefaktlara FOV ve voksel boyutu ile artefakt azaltma algoritmasının etkisini incelemek amacıyla bu çalışma planlandı.

Çalışmamızda daimi dişlerde kullanılan kök kanal dolgu patları değerlendirildiği için 18-45 yaş arası erişkin bireylerin çekilmiş dişleri kullanıldı. Kök kanallarında yaşla birlikte kalsifikasyon görülme oranı artacağından bu yaş

sınırı belirlendi. Yapılan çalışmalarla uyumlu olarak (4,77,91), periodontal ve ortodontik sebeplerle çekilmiş dişler çalışmaya dahil edildi. Kök rezorpsiyonu, mine ve kök kırığı/çatlağı, dentin çürüğü, dişlerde madde kaybı yaratacağı için çalışmaya dahil edilmedi. Bu durumun absorbe edilen ve saçılan radyasyon miktarını etkileyebileceği düşünüldü.

KIBT görüntülerinde çeşitli kök kanal dolgu patlarının ve kök kanal materyallerinin değerlendirildiği birçok çalışmada tek köklü insan dişleri kullanılmıştır (3,82,83,90). Literatürler doğrultusunda bu tez çalışmasında da tek köklü ve tek kanallı çekilmiş insan daimi kesici dişleri seçildi. Molar ve premolar dişlerin kök kanal anatomisinin daha kompleks olması, lateral kanal gibi oluşumların varlığı nedeniyle artefakt oluşumu etkilenebilir. Kök kanal anatomisine bağlı olumsuzlukları minimuma indirmek amacıyla tek köklü ve tek kanallı insan kesici dişleri kullanıldı.

Kök kanal dolgu madde miktarı oluşan artefakt miktarını etkileyeceği için bu çalışmada kök boyu ve kalınlığı birbirine yakın dişler seçildi. Ayrıca doku kalınlığının absorbe edilen ve saçılan radyasyon miktarına etkisi olacağı ve dolayısıyla oluşan artefaktı etkileyebileceği için kök kalınlığı birbirine yakın dişler çalışmaya dahil edildi (82). Bu amaçla çalışma başlangıcında, her bir dişten başlangıç radyografisi alınıp kök şekli ve boyu incelendi.

Dişler üzerindeki yabancı doku ve sert kalıntıların doku kalınlığına etkisini önlemek için dişler temizlendi. Seçilen dişlerin dentin tübüllerinin dehidrate olmasını önlemek ve ağız ortamını taklit etmek için yapılan çalışmalarla uyumlu olarak dişler % 0,1'lik timol solüsyonunda saklandı (92).

Dişlerden başlangıç radyografisi alınarak; kök kırığı, internal rezorpsiyon ve dental anomali olup olmadığı değerlendirilip kök anatomisi normal, tek kök kanalı olan dişler çalışmaya dahil edildi. Brito-Junior ve ark. yaptıkları çalışmada benzer şekilde dişlerden başlangıç radyografisi almışlardır (82). Başlangıç radyografisi için her bir diş tek tek silikon ölçü maddesine vertikal pozisyonda sabitlendi. Bu çalışmada dijital görüntüleme sistemi olarak fosfor plak tercih edildi. Fosfor plakla görüntü elde edildikten sonra, plaklar bekletilmeden tarandı. Yapılan çalışmalara göre gecikmiş

taramaların görüntü kalitesinde azalmaya neden olduğu bilinmektedir (93). Bu nedenle çalışmamızda fosfor plakların beklemeye ve ışığa maruziyeti önlenmiştir.

Dişlerin preperasyonu için literatürde çok çeşitli gereç ve yöntemler kullanılmıştır (79,94,95). Baca ve ark (96), Delgado ve ark (94), Ferrer Luque ve ark (97), ProTaper eğeler yardımıyla ana apikal eğe F4 olacak şekilde kök kanallarını prepare etmişlerdir. Bu tez çalışmasında da, daha önce yapılan çalışmalarla uyumlu olarak dişlerin preperasyonu crown down yöntemine göre ProTaper eğeler kullanarak ana apikal eğe F4 olacak şekilde tamamlandı.

Daha önce yapılan çalışmalarda uygulandığı gibi kök kanalları doldurulduktan sonra, kök uçları ve kanal ağızları siyanoakrilat yapıştırıcı kullanılarak kapatıldı (98-100). Siyanoakrilat yapıştırıcının radyoopasite özelliğinin olmadığı literatürde çeşitli çalışmalarda belirtilmiştir (101,102).

Literatürde günümüze kadar çeşitli kök kanal dolgu patlarının radyoopasitelerinin değerlendirildiği bir çok çalışma bulunmaktadır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda Epiphany, MM-Seal, EndoREZ, AH Plus, AH26, Endofill, Diaket, Endion, MTA, Roeko Seal, Sealite, Intrafill, Acroseal, Sealer 26, Sealapex, Activ GP kök kanal patları kullanılmıştır (67,69,73,92,103,104). Kullanılan kanal patları kalsiyum hidroksit, çinkooksit öjenol, epoksi rezin, bioseramik, cam iyonamer esaslı kök kanal dolgu patlarıdır.

Akçay ve ark. konvansiyonel ve dijital radyografilerde kök kanal dolgu patlarının radyoopasitelerini karşılaştırmışlardır. E-speed filmler, fosfor plak ve CCD sensörler kullanılarak alınan görüntülerde Resilon konları ve Epiphany, MM-Seal, EndoREZ ve AH Plus kök kanal dolgu patlarının radyoopasitelerini araştırmışlardır. Bu araştırmacılar, görüntüleme yöntemleri ve kök kanal dolgu maddeleri arasında anlamlı farklılık gözlemlemişler; konvansiyonel ve dijital radyografiler karşılaştırıldığında görüntüleme sistemlerinin kök kanal patlarının radyoopasitesini etkileyebileceğini bildirmişlerdir (92). Görduysus ve ark. kök kanal patlarının radyoopasitesini değerlendirdikleri çalışmada Diaket, Endion, ProRoot MTA, Endofil, Roeko Seal, Sealite, AH26, AH Plus kök kanal dolgu patını ve gutaperkayı kullanmışlardır. Kök kanal dolgu patlarının radyoopasitesini standart diskler oluşturarak ve şeffaf akrilik kanal simülasyonlarında incelemişlerdir. Kök kanal

dolgu patlarının guta perka ile birlikte kullanılmasının radyoopasiteyi etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Standart disk gruplarında kök kanal dolgu patlarının radyoopasiteleri karşılaştırıldığında AH Plus kök kanal dolgu patının radyoopasitesi en yüksek, Diaket kök kanal dolgu patının en az bulunmuştur. Kanal simülasyonlarında kök kanal dolgu patları guta perka ile birlikte kullanıldığında ise radyoopasitesi en yüksek olanı Sealite, en az olanı ise AH 26 olduğu bildirilmiştir (69).

Çalışmalarda kök kanal patlarının radyoopasiteleri değerlendirilirken seçilen yöntemle göre sonuçların değişebileceği bildirilmiştir. Bu nedenle bu tez çalışmasında klinik uygulama rehber alınarak KIBT görüntülerinde oluşan artefaktlar daimi insan dişlerinde değerlendirildi ve kanal patları guta perkayla birlikte kök içine uygulandı. KIBT çalışmalarında sert doku taklidi amacıyla kuru mandibula sıklıkla tercih edilmiştir (50,53,105,106) Bu çalışmada da, normal şartların ve klinik uygulamanın simülasyonunu sağlayabilmek için dişler, KIBT taraması öncesinde tek tek kuru mandibula soketine yerleştirildi.

Literatürde KIBT görüntülerinde kuru mandibula etrafında yumuşak doku kalınlığı oluşturmak için, kuru mandibulanın dental mum ile kaplanması (3, 53, 91, 107, 108), plastik ya da akrilik kutu içine yerleştirilen kuru mandibulanın etrafına su doldurularak su fantomu oluşturulması (10,23,36,82,83,109-111) gibi çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Diğer bir çalışmada, ağız radyolojisi araştırmalarında yumuşak doku kalınlığının taklit edilmesi için farklı kalınlıklarda akrilik rezin, dental mum, tahta ve su doldurulmuş polimetilmetakrilat kutu karşılaştırılmıştır. Tüm materyaller incelendiğinde 4 ve 8 mm mum ile 4 mm su kalınlığı hariç, diğer materyal kalınlıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Ayrıca 8-45 mm aralığında on farklı su kalınlığı uygulanarak yapılan çalışmada kalınlık değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (112). Çalışmalarda daha çok su fantomu tercih edildiği için, bu tez çalışmasında da yumuşak doku kalınlığı için kuru mandibula etrafında ortalama 20 mm su kalınlığı oluşturarak su fantomu kullanıldı.

Kanal dolgu maddelerinde radyopasite veren materyaller zirkonyum oksit, silika, demir oksit, bizmut oksit, bizmut trioksit, çinko oksit, titanyum dioksit,



gümüş, baryum sülfattır (6,66,104,113-115). Bizim çalışmamızda tüm bu farklı radyoopasite veren materyallerin değerlendirilebilmesi amacıyla farklı içerikli kök kanal dolgu patlarının çalışmaya dahil edilmesine dikkat edildi. Çalışmada kullanılan her bir kanal patının içeriğinde radyoopasite veren materyaller Tablo 2’de belirtildi.

Tanomaru-Filho ve ark. farklı içerikli kök kanal dolgu patlarının radyoopasitelerini karşılaştırmışlardır. Kök kanal dolgu patlarını 10 mm çapında; 1 mm kalınlığında disk örnekleri oluşturarak incelemişlerdir. Radyoopasiteler değerlendirildiğinde çinko oksit öjenol içerikli kök kanal patı olan Intrafill’in radyoopasitesinin en yüksek olduğu, ardından sırasıyla kalsiyum hidroksit içerikli kök kanal dolgu patları olan Sealer 26, Sealapex, Acroseal’in geldiği ve en az radyopak olan materyalin cam iyonomer içerikli Activ GP Sealer kök kanal patının olduğu belirtilmiştir (104). Tanomaru-Filho ve ark. AH Plus, Intrafill, Roeko Seal, Epiphany ve EndoRez kök kanal patlarının radyoopasitelerini 10 mm çapında; 1 mm kalınlığında disk örnekleri oluşturarak incelemişlerdir. Kök kanal patı örnekleri konvansiyonel okluzal radyograflar kullanılarak görüntülenmiştir. Çalışmanın sonucunda AH Plus kök kanal patını en radyopak olduğu, ardından sırasıyla Epiphany, EndoRez, Intrafill ve Roeko Seal’in geldiği bildirilmiştir (103). Kök kanal dolgu patlarının içerikleri değiştikçe radyoopasiteleri değişmektedir. Bundan yola çıkarak, kök kanal dolgu patlarının içerikleri KIBT görüntülerinde oluşan artefakt oranlarını etkileyebileceği için bu tez çalışmasında da kalsiyum hidroksit, çinkooksit öjenol, epoksi rezin ve biyoseramik esaslı kök kanal dolgu patları kullanıldı.

Literatürde kök kanal dolgu patlarının KIBT görüntülerinde oluşturduğu artefaktlarının değerlendirildiği bilinen tek bir çalışma vardır. Brito-Junior ve ark. tarafından yapılan bu çalışmada Endofill, Sealer 26, Fillapex ve AH Plus kök kanal dolgu patlarını kullanılmıştır. KIBT görüntülerinde iki farklı voksel boyutunda yapılan taramalarda oluşan streaking artefaktlarını var/yok olarak değerlendirmişlerdir (82). Bu tez çalışmasında da kök kanal dolgu patlarının çeşitliliğine göre oluşan cupping ve streaking artefaktlarını varlığı değerlendirildi. Literatürde dental restorasyonlarda artefakt alanını ölçen tek bir çalışma belirlenebilmiştir (5). Bu tez çalışmasında ise oluşan artefakt miktarını somut verilerle ortaya koyabilmek için hacim ölçümü yapılmıştır.

Bu tez çalışmasında AH Plus kök kanal dolgu patı büyük FOV’da elde edilen KIBT görüntülerinde istatistiksel olarak en fazla ortalama artefakt hacmi gösteren materyaldi ( $p<0,05$ ). Küçük FOV ve küçük vokselde elde edilen görüntülerde ise AH plus ve Sealapex materyalleri en fazla artefakt hacmini oluşturmakla birlikte, bu durum istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışmada incelenen hiçbir materyal artefakt hacmi açısından küçük FOV ve küçük vokselde elde edilen görüntülerde anlamlı fark göstermemiştir. AH Plus kök kanal dolgu patıyla ilişkili artefakt tipleri değerlendirildiğinde koronal ve apikal bölgede en sık görülen artefakt tipi streaking olmuştur.

Çalışmalarda göre AH Plus kök kanal patının radyoopasitesinin Sealapex (116), AH 26 (69), Endofill (68,69), MTA Fillapex (116) kök kanal patlarından ve gutaperkadan (68,69) daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu tez çalışmasında da, AH Plus kök kanal patının oluşturduğu artefakt hacmi ortalamasının büyük FOV ve büyük vokselde elde edilen KIBT görüntülerinde belirtilen kök kanal dolgu patları ve gutaperkadan istatistiksel olarak anlamlı şekilde büyük olduğu belirlenmiştir ( $p>0,05$ ). Bu durum, radyopasitesi yüksek olan materyallerde artefakt miktarı artar şeklindeki başlangıç hipotezimizi doğrulamaktadır.

Sealapex materyalinin radyopasitesiyle ilişkili çalışmalar incelendiğinde; opasitesinin AH 26 (73) ve MTA Fillapex’ten (106) yüksek olduğunu bildiren çalışmalar yer alırken, Endofill’den (117) ve MTA Fillapex’ten (116) daha az opasite gösterdiğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır. Her iki FOV’daki incelemelerde Sealapex, AH26, MTA Fillapex ve Endofill kök kanal patından daha büyük artefakt hacmi oluşturmuştur ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Brito-Junior ve ark. (82) tarafından yapılan çalışmada kullanılan materyaller olan AH Plus, Endofill, MTA Fillapex ve guta perka bu tez çalışmasında da değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda da Brito-Junior ve ark. tarafından elde edilen bulguları destekler şekilde streaking artefaktı FOV ve voksel boyutunun küçülmesiyle azalmış ve apikal kısımda bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Apikal kısımda AH 26 kök kanal dolgu patının oluşturduğu streaking artefaktı sayısı, AH Plus, Sealite Regular, Endofill kök kanal dolgu patlarının oluşturduğu streaking artefaktı sayısından istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha az

görülmüştür ( $p<0,05$ ). Apikal kısımda cupping artefakt tipi bakımından tüm kök kanal dolgu patları arasında istatistiksel farklılık görülmemiştir ( $p>0,05$ ). Görduysus ve ark. tarafından yapılan çalışmaya göre AH 26 kök kanal patının radyoopasitesi, AH Plus, Sealite ve Endofill kök kanal patının ve guta perka radyoopasitesinden düşüktür (69). AH 26 materyaliyle ilişkili olarak streaking artefaktının anlamlı şekilde az görülmesinin, AH 26 materyalinin daha düşük radyopasite göstermesiyle ilişkili olabileceği düşünülmüştür.

Çalışmamızda büyük FOV'da elde edilen KIBT görüntülerinde AH Plus kök kanal patının oluşturduğu artefakt hacminin ortalaması 2Seal ve Well Root ST kök kanal dolgu patlarına göre istatistiksel olarak yüksektir ( $p<0,05$ ). Diğer yandan literatürde bilginiz dahilinde bu materyallerin radyoopasitelerini araştıran bir çalışma bilginiz dahilinde bulunmamaktadır ve bu nedenle belirtilen materyallerin radyoopasiteleri ile oluşturduğu artefakt arasındaki ilişki değerlendirilememiştir.

Çalışmamızda farklı olarak, kökler apikal ve koronal olarak iki kısma ayrılarak incelenmiş ve cupping artefaktı da değerlendirilmiştir. Oluşan artefakt sayısı bakımından FOV ve voksel küçüldükçe, apikal ve koronalde oluşan cupping artefaktı sayısı anlamlı şekilde artmış, streaking artefaktı sayısı ise apikalde anlamlı şekilde azalmıştır. FOV ve vokselin azalması neticesinde görüntü çözünürlüğü artmaktadır (25,26,36,37). Çalışmamızda FOV ve vokselin azalması ile streaking artefaktının sayısı ve hacmi azalmış, cupping artefaktının sayısı ise artmıştır. Bu durumun, streaking artefaktının görüntüde azalması ve cupping artefaktının daha görünür hale gelmesi ile ortaya çıkmış olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca, diş kökü ve kök kanalının apikale doğru azalan konik formdaki anatomisi nedeniyle kökün koronal kısmında bulunan kanal dolgu maddesinin, apikalden daha çok olması durumu nedeniyle artefaktların koronal kök kısmında daha çok görülebileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamıza göre, en yüksek artefakt hacmi oluşturan patlardan AH Plus'ın içeriğinde opasite veren materyaller olarak zirkonyum oksit, silika, demir oksit (113) bulunurken, Sealapex kök kanal dolgu patında opasite veren materyaller olarak bizmut trioksit, çinko oksit, silika ve titanyum dioksit bulunmaktadır (104,113). Bunların dışında kanal dolgu patlarında opasite veren materyaller içinde bizmut oksit, gümüş, baryum sülfat yer almaktadır (6,104,113,114). Guta perka

materyalinin içeriğinde ise opasite veren materyaller baryum sülfat ve çinko oksittir (66,114). Örneğin kompozit rezinlerin radyoopasitesinin, içeriğinde bulunan radyopak oksitin miktarı ile doğru orantılı olduğu bildirilmiştir (71). İmplant protezlerin simantasyonunda materyallerin kompozisyonu, materyal kalınlığı ve görüntüleme de kullanılan X-ışınının geliş açısı gibi faktörlerin de radyodensiteyi etkileyebileceği bildirilmiştir (118). Kanal dolgu maddesinin etrafındaki kanal patının kalınlığı da kanal dolgu materyalinin opasitesini etkileyen faktörler arasında bildirilmiştir (119). Kanal dolgu patının içeriği ve kalınlığının radyoopasiteyi etkilediği düşünüldü. Materyallerin radyoopasiteleri ile oluşturdukları artefakt miktarları tartışıldı.

Artefakt azaltma algoritmasının etkileri çeşitli çalışmalarda araştırılmıştır. Kamburoğlu ve ark. KIBT görüntülerinde metal artefakt azaltma algoritmasının periimplant ve periodontal defektlerin teşhisinde etkisini araştırdıkları çalışmalarında, 3 farklı modda (yüksek, orta, düşük) metal artefakt azaltma algoritması kullanılan ve metal artefakt azaltma algoritması kullanılmayan KIBT taramalarını karşılaştırmışlardır. Bu defektlerin teşhis edilmesi açısından, metal artefaktı azaltma algoritması kullanılan ve kullanılmayan taramalar arasında anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir (53). Kamburoğlu ve ark. diğer çalışmalarında artefakt azaltma algoritmasının KIBT görüntülerinde furka perforasyonlarının teşhisine etkisini araştırmışlar, 3 farklı modda (yüksek, orta, düşük) metal artefakt azaltma algoritması kullanılan ve metal artefakt azaltma algoritması kullanılmayan KIBT taramalarını karşılaştırmışlardır. Artefakt azaltma algoritmasının KIBT görüntülerinde perforasyonların teşhisine etkisinin olmadığını bildirmişlerdir (91). Bechara ve ark. artefakt azaltma algoritmasının kök kırığı teşhisi üzerine etkisini iki farklı KIBT cihazı kullanarak araştırmışlar ve artefakt azaltma algoritmasının teşhis doğruluğunu azalttığını bildirmişlerdir. KIBT cihazları arasındaki karşılaştırmada ise Planmeca ProMax 3D Mid (Helsinki, Finland) cihazıyla yapılan görüntülemelerin, Picasso Master 3D (Vatech, Hwaseong, Republic of Korea) cihazıyla yapılan görüntülemelere göre teşhis doğruluğunun daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (54). Zhang ve ark. yaptıkları çalışmada metal artefaktı azaltma algoritmasının görüntü kalitesini arttırdığını, metal objenin uzağında veya yakınında yumuşak doku görünürlüğünün arttığını bildirmişlerdir (120). Metal artefaktı

azaltma algoritmasının oluşan artefakt ve kontrast-gürültü oranını etkisinin araştırıldığı çalışmada KIBT taramaları metal varlığında ve yokluğunda ve 5 farklı kVp’de değerlendirilmiştir. Metal yokluğunda, metal artefaktı azaltma algoritmasının kontrast-gürültü oranını değiştirmezken, metal varlığında metal artefaktı azaltma algoritması kullanılmadığında kontrast-gürültü oranında önemli azalma tespit edilmiştir. Metal varlığında ise metal artefaktı azaltma algoritmasının kontrast-gürültü oranını artırdığını bildirmişlerdir (37). Parsa ve ark. çalışmalarında artefakt azaltma algoritmasının implant bölgesindeki gri değer seviyesine etkisini araştırmışlardır. Artefakt azaltma algoritması kullanılan ve kullanılmayan taramalar arasında implant bölgesindeki gri değer seviyesinde anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir (50). Metal artefaktı azaltma algoritmaları görüntü kalitesini artırır, metal etrafında oluşan streaking artefaktını azaltır, ancak metal-doku arayüzünde arasında detay kaybına neden olarak teşhis doğruluğunu sınırlar (45,48). Bu tez çalışmasında da artefakt azaltma algoritması kullanılan görüntülerin artefakt azaltma algoritması kullanılmayan görüntülere göre görüntü kalitesinin arttığını tespit edilmiştir. Artefakt azaltma algoritmasının streaking artefaktını kaldırdığını gözlemlenmiştir. Ancak bu görüntülerde kök kanal dolgu maddesi ve kök kanalı duvarı arasında kök boyunca devam eden hipodens bir alan oluşmaktadır. Bu nedenle artefakt azaltma algoritmasının artefakta etkisi belirlenemedi. Çalışmamızda artefakt azaltma algoritması kullanılan görüntülerde, streaking artefaktı oluşmadığından artefakt tipi ve hacmi değerlendirilememiştir. Bu çalışmada kullanılan KIBT cihazının yüksek artefakt azaltma algoritma seçeneğini kullanılmıştır. Görüntülerde artefakt oluşmamasına ve diş kök ile kök kanal dolgusu arasında oluşan detay kaybına yüksek artefakt azaltma algoritmasının etkisi olabilir. Orta ve düşük artefakt azaltma algoritması kullanılarak yapılan KIBT taramalarının streaking ve cupping artefaktı oluşumu üzerine etkisi bilinmemektedir. Bu çalışmalara göre, artefakt azaltma algoritmasının teşhis üzerine etkilerinin farklı olması, kullanılan KIBT cihazlarının değişmesine, görüntüleme prosedüründe görüntü çözünürlüklerinin aynı olmamasına ve cihazların farklı artefakt azaltma algoritma seçeneklerinin kullanılmış olmasına bağlı olabilir. Kanal tedavisi sonrası bulguların değerlendirildiği KIBT görüntülerinde artefakt azaltma algoritmasının kullanılması artefakt oluşumunu azaltır, ancak bu taramalarda kök kanal dolgusu ve kök kanal duvarı arasında oluşan

detay kaybı klinisyene kanal tedavisinde yetersiz kondensasyon yapıldığını düşündürebilir ve hatalı değerlendirmelere neden olabilir.

Çalışmalarda farklı kök kırıklarının tespitinde aksiyel kesitlerde yapılan değerlendirmelerle, sagittal ve koronal kesitlere göre daha doğru sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir (1,121). Ayrıca Vasconcelos ve ark. çalışmalarında streaking artefaktlarının aksiyel kesitlerde istatistiksel olarak daha çok olduğunu bildirilmişlerdir (23). Brito-Junior ve ark. yaptıkları çalışmalarında kök kanal dolgu patlarının artefaktlarını aksiyel kesit üzerinde değerlendirmişlerdir (82). Bu tez çalışmasında da artefaktlar aksiyel kesitlerde değerlendirilmiştir.

KIBT görüntülerinde FOV'un ve voksel boyutunun etkileri farklı çalışmalarda araştırılmıştır. Yapılan çalışmalarda voksel büyüklüğünün mandibula kalınlığı ölçümünde, temporomandibular eklem dejeneratif hastalıklara bağlı kemik değişikliklerinde ve furkasyon lezyonlarının tespitinde etkili olmadığı bildirilmiştir (122-124). Ancak kemik yapı analizinde voksel boyutunun etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada voksel boyutunun trabekül yapısı ile ilgili parametrelerde etkili olduğu görülmüştür (105). Farklı voksel ve FOV'ların internal kök rezorpsiyonlarının tespitinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı bildirilmiştir (125). Buna karşın KIBT görüntülerinde farklı FOV ve voksel boyutunun internal kök rezorpsiyonlarının hacminin ölçülmesinde etkili olduğu bildirilmiştir (126). Brito-Junior ve ark. farklı kök kanal dolgu patı uygulanmış dişlerin KIBT görüntülerinde iki farklı voksel boyutunda oluşan artefaktları değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda küçük voksel boyutunda alınan görüntülerde artefaktın azaldığını bildirmişlerdir. Ancak kullanılan KIBT cihazının markasına göre küçük voksel boyutundaki KIBT taramalarında görüntüde gürültünün artabileceğini ve görüntü kalitesinin buna bağlı olarak azalabileceğini belirtmişlerdir. Kök kanal dolgulu dişlerde artefakt oluşumunu azaltmak ve kök kırığı teşhisinin tanı doğruluğunu artırmak için küçük voksel boyutu kullanılmasını önermişlerdir (82). Bu tez çalışmasında iki farklı FOV (200 X 60 mm ve 40 X 50 mm) ve voksel boyutunda (0,2 mm ve 0,4 mm) alınan KIBT görüntülerinde inceleme yapılmıştır. AH Plus ve AH 26 kök kanal dolgu patları ile doldurulmuş dişlerin KIBT görüntülerinde artefakt hacmi ölçüldüğünde farklı FOV ve voksel boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı değişiklik olduğu görülmüştür. Küçük FOV ve voksel

boyutunda alınan KIBT görüntülerinde artefakt hacminin azaldığı belirlenmiştir. Diğer kök kanal patlarının KIBT görüntülerinde farklı FOV ve voksel boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Literatürde KIBT taramalarında ışınlama parametrelerinin değerlendirildiği çalışmalar vardır. Farklı ışınlama parametrelerinin kök kırığının teşhisine etkisinin olmadığı bildirilmiştir (90). Kemik yapısı ile ilgili çoğu parametrelerde de radyasyon dozu sabit tutulduğunda kVp'nin etkili olmadığı belirtilmektedir (105). Bu çalışmada ışınlama parametrelerini 90 kVp ve 10 mA olarak ayarlanmıştır. Küçük FOV ve voksel boyutunda yapılan taramalarda 12,1 sn ekspozur süresi, 557 mGy X cm<sup>2</sup> DAP değeri, büyük FOV ve voksel boyutunda yapılan taramalarda 13, sn ekspozur süresi 1245 mGy X cm<sup>2</sup> DAP değeri elde edilmiştir.

3D modelleme, görüntü işleme ve ölçüm için 3D Slicer, 3D DOCTOR, Horos, InVesalius 3 gibi çeşitli yazılım programları mevcuttur. Bu tez çalışmasında dış örneklerinin KIBT görüntüleri DICOM dosyaları olarak 3D DOCTOR (Able Software Corp, Lexington, MA, USA) yazılım programına aktarılarak hacimsel ölçümleri yapılmıştır. Bu yazılım programı MRG, BT, CBCT, PET, mikroskopi, bilimsel ve endüstriyel görüntüleme uygulamaları için geliştirilmiş bir 3D modelleme, görüntü işleme ve ölçüm yazılımıdır. Kamburoğlu ve ark. bizim gibi KIBT görüntülerinde mandibular lingual konkvitenin ve implant çevresi defektin hacmini ölçümünde 3D DOCTOR programını kullanmışlardır (127,128). Bu tez çalışmasında FDA (US Food and Drug Administration) tarafından onaylanmış bir program olan 3D DOCTOR yazılım programı kullanılmıştır.

Voksel bazlı verilerden yüzey modelleri oluşturulduğunda ilgili yapıya özgü bir eşik değerinin girilmesi gerekir. Kullanıcı görünür ve görünmez voksellerin eşik değerini belirler. Segmentasyonun doğruluğu kullanıcının girdiği gri değere ve eşik değere bağlıdır. Bu sorunu ortadan kaldırmak için araştırmacılar otomatik olarak belirlenen bir eşik değeri kullanmasını ve bunun kullanıcıdan bağımsız olması gerektiğini belirtmişlerdir (30). Ayrıca en kolay kullanımın global bir eşik değeri kullanılması olduğu bildirilmiştir (129,130). 3D DOCTOR yazılım programında aktarılan görüntüler görüntü kalitesini artırmak için gözlemci tarafından gri değeri 2800 eşik değerinde ayarlanmıştır.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Kanal tedavisi uygulanmış dişlerde streaking artefaktı ve cupping artefaktı görülebilir. Kök kanal patıyla ilişkili olarak en sık görülen artefakt streaking artefaktı olmuştur. Koronal ve apikal bölgelerde artefakt görülme frekansı ve yüzde dağılımları incelendiğinde apikal kısımda artefakt sayısı anlamlı ölçüde azalmıştır. Diş kökü ve kök kanalının apikale doğru azalan konik formdaki anatomisi nedeniyle kökün koronal kısmında bulunan kanal dolgu maddesinin, apikalden daha çok olması durumu nedeniyle artefakt oluşumunun koronal kök kısmında daha fazla oluşmuş olabileceğini düşünmekteyiz.

FOV ve voksel parametrelerinin azalmasıyla koronalde streaking artefaktı oluşumunda anlamlı farklılık gözlenmezken, apikalde streaking artefaktı azalmakta, cupping artefaktı ise koronal ve apikalde artmaktadır. Bu durumun, streaking artefaktının görüntüde azalması ve cupping artefaktının daha görünür hale gelmesi ile sonuçlanmış olabileceği düşünülmektedir.

Farklı kanal patlarıyla ilişkili olarak görülen artefakt hacimleri değişmektedir. Ayrıca farklı kanal patlarıyla ilişkili olarak görülen artefakt hacmi miktarı çekim parametrelerinden FOV ve voksel büyüklüğünün değişmesinden etkilenmektedir.

Büyük FOV ve voksel parametresiyle çekimde AH Plus materyali incelenen kök kanal dolgu materyalleri arasında anlamlı ölçüde en büyük artefakt hacmi gösteren materyaldir. Küçük FOV ve voksel parametresiyle çekimde Sealapex materyali en büyük artefakt hacmini oluşturmuş fakat incelenen materyaller artefakt hacmi açısından anlamlı farklılık göstermemiştir. Her iki çekim parametresinde en düşük artefakt hacmini guta perka konları oluşturmuştur.

Kök kanal dolgulu dişlerin KIBT ile değerlendirilmesinde streaking artefaktının azaltılması için, küçük FOV ve vokselde görüntüleme yapılması teşhis doğruluğunu artırabilir.

Artefakt azalma algoritmasıyla hem streaking, hem de cupping artefaktlarının tüm yaptığımız görüntülemelerde kaybolduğu gözlendiğinden kök kanal dolgulu dişlerin KIBT ile değerlendirilmesinde artefakt azaltma algoritmasının kullanılmasını önermekteyiz.



Farklı cihazlarda farklı artefakt azaltma algortima seçenekleri bulunmaktadır. Bu artefakt azaltma algoritmalarının kullanılmasıyla ilgili yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmada kullanılan materyallerin radyoopasitelerini inceleyen farklı çalışmalar literatürde yer almaktadır. Fakat bu çalışmaların gereç ve yöntemlerindeki farklılıklar nedeniyle radyoopasite sıralamasında da farklılıklar görölmüştür. Bu alışma sonucunda materyalin radyoopasitesinin artmasıyla oluşturduğu artefakt hacminin de arttığı konusunda bulgulara ulaşılmıştır. Bu nedenle, materyallerin hem radyoopasitesinin değerlendirilmesi hem de bunların oluşturduğu artefakt hacimlerinin incelenmesi çalışma bütönlüğünün korunması ve bulguların değerlendirilmesi açısından faydalı olacaktır.

## ÖZET

### **Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinde Çeşitli Kök Kanal Dolgu Patlarıyla İlişkili Oluşan Artefaktların Değerlendirilmesi**

Bu tezin amacı, kök kanal dolgulu dişlerin KIBT görüntülerinde oluşan artefakt tiplerini belirlemek ve oluşan artefakt hacminin farklı kök kanal dolgu patları ve farklı görüntüleme parametreleriyle ilişkisini değerlendirmektir.

Çalışmada AH Plus®, AH 26®, Sealapex®, Sealite Regular®, 2Seal®, Endofill®, MTA Fillapex®, Well Root ST® kök kanal dolgu patları ve guta perka kullanılarak 63 çekilmiş insan kesici dişine kanal dolgusu yapıldı. Tüm dişler 0.4 mm<sup>3</sup> voksel boyutu, 200 x 60 mm FOV ile 0.2 mm<sup>3</sup> voksel boyutu, 40 x 50 mm FOV alanı olmak üzere iki farklı parametrede, artefakt azaltma algoritması kullanılarak ve bu algoritma kullanılmadan KIBT (Planmeca ProMax 3D Mid®) ile görüntülendi. Görüntülerde artefakt tipleri belirlendi ve 3D DOCTOR® yazılım programında izlenebilen streaking artefaktlarının hacim ölçümü yapıldı.

Apikal kısımda artefakt görülme frekansı ve yüzde dağılımları koronal bölgeye göre anlamlı ölçüde azdı (p<0,01). Küçük FOV ve voksel parametresiyle koronal bölgede streaking artefaktı oluşumunda anlamlı farklılık gözlenmezken (p=0,15), apikal bölgede streaking artefaktı azaldı (p=0,006), cupping artefaktı ise koronal (p=0,004) ve apikalde (p=0,003) arttı. Artefakt azaltma algoritmasıyla, tüm görüntülemelerde hem streaking, hem de cupping artefaktı oluşmadı. Küçük FOV ve voksel parametresiyle çekimde AH Plus® (p=0,03) ve AH 26® (p= 0,02) materyallerinin oluşturduğu artefakt hacmi büyük FOV'da çekime göre anlamlı ölçüde azaldı. Büyük FOV ve voksel parametresiyle çekimde AH Plus® anlamlı ölçüde en büyük artefakt hacmi gösteren materyaldir (p<0,05). Küçük FOV ve voksel ile çekimde Sealapex® en büyük artefakt hacmini oluşturdu fakat materyaller arasında anlamlı farklılık bulunmadı (p>0,05).

Farklı kanal patlarıyla ilişkili olarak KIBT görüntülerinde streaking ve cupping artefaktları, koronal kısımda daha fazla olmak üzere gözlenmektedir. Görüntülemelerde streaking artefaktının azaltılması için küçük FOV ve voksel boyutu tercih edilmelidir. Artefakt azaltma algoritma programı, artefakt oluşmasını engellemektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, artefakt, kök kanal dolgu patı

## ABSTRACT

### **Evaluation of Artifacts on Cone-Beam Computed Tomography Produced by Different Root Canal Sealers**

The aim of this thesis was to determine the types of artifacts on CBCT images of endodontically treated roots and to evaluate the artifact volume related with several root canal sealers and different imaging parameters.

In this study, root canal treatment was performed to 63 extracted human incisors by using AH Plus®, AH 26®, Sealapex®, Sealite Regular®, 2Seal®, Endofill®, MTA Fillapex®, Well Root ST® sealers and gutta percha cone. All teeth were scanned using CBCT (Planmeca ProMax 3D Mid®) in two different modes; 0.4 mm<sup>3</sup> voxel size, 200 x 60 mm FOV and 0.2 mm<sup>3</sup> voxel size, 40 x 50 mm FOV with and without artifact reduction. Types of artifacts were evaluated and volume measurement of streaking artifacts measured by 3D DOCTOR® software on CBCT images.

The frequency and percentage of artifacts on the apical region was significantly less than the coronal region ( $p < 0,01$ ). While there was no significant difference ( $p = 0,15$ ) in the formation of streaking artifact between small or large FOV and voxel parameters on the coronal region, streaking artifact was significantly decrease ( $p = 0,006$ ) in small FOV and voxel parameters on the apical region. Cupping artifact was significantly increase on coronal ( $p = 0,004$ ) and apical ( $p = 0,003$ ) region in small FOV and voxel parameters. Cupping artifact and streaking artifact was not observed in any images with artifact reduction algorithm. Artifact formation was significantly less in images of small FOV and voxel parameters than the large FOV and voxel parameters when AH Plus® ( $p = 0,03$ ) and AH 26® ( $p = 0,02$ ) sealers used. AH Plus® sealer demonstrated significantly the highest artifact volume in large FOV and voxel parameters ( $p < 0,05$ ). Sealapex® sealer demonstrated the highest artifact volume in small FOV and voxel parameters, but there was no significant differences ( $p > 0,05$ ) between different materials.

Streaking and cupping artifact related with different root canal sealers were significantly most occur on coronal region in CBCT images. The use of smaller FOV and voxel size should be preferable to reduce streaking artifacts. Artifact reduction algorithm was prevent the occurrence of artifacts.

**Keywords:** Cone beam computed tomography, artifact, root canal filling sealers

## KAYNAKLAR

1. 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(1): 126-129.
2. Khasnis SA, Kidiyoor KH, Patil AB, Kenganal SB. Vertical root fractures and their management. *Journal of Conservative Dentistry: JCD* 2014; 17(2): 103.
3. Neves FS, Freitas DQ, Campos PSF, 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. *Journal of Endodontics* 2014; 40(10): 1530-1536.
4. Vasconcelos K, Nicolielo L, Nascimento M, Haiter-Neto F, Bóscolo F, Van Dessel J, Ezeldeen M, Lambrichts I, Jacobs R. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *International Endodontic Journal* 2015; 48(10): 994-1000.
5. Nabha W, Hong Y-M, Cho J-H, Hwang H-S. Assessment of metal artifacts in three-dimensional dental surface models derived by cone-beam computed tomography. *The Korean Journal of Orthodontics* 2014; 44(5): 229-235.
6. Harorlı A. *Ağız Diş ve Çene Radyolojisi*. 1.baskı, İstanbul: Nobel Tıp Kitapevi, 2014; 1-594.
7. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal-Canadian Dental Association* 2006; 72(1): 75-80.
8. Miracle A, Mukherji S. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *American Journal of Neuroradiology* 2009; 30(6): 1088-1095.
9. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann D, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology* 2011; 40(265-273).
10. Zhang Z, Cheng J, Li G, Shi X, Zhang J, Zhang Z, Ma X. Detection accuracy of condylar bony defects in Promax 3D cone beam CT images scanned with different protocols. *Dentomaxillofacial Radiology* 2013; 42(5): 20120241.
11. Qu X, Li G, Zhang Z, Ma X. Detection accuracy of in vitro approximal caries by cone beam computed tomography images. *European Journal of Radiology* 2011; 79(2): e24-e27.
12. Ziegler C, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofacial Radiology* 2002; 31(2): 126-130.
13. Ibrahim N, Parsa A, Hassan B, van der Stelt P, Aartman IH, Nambiar P. Influence of object location in different FOVs on trabecular bone microstructure measurements of human mandible: a cone beam CT study. *Dentomaxillofacial Radiology* 2014; 43(2): 20130329.

14. Scarfe WCF, Allan G. . Cone-Beam Computed Tomography In: Oral Radiology Principles and Interpretation. White S,Pharoah M, eds. 6 Ed. Louis, Missouri: Mosby, 2009; 225-243.
15. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? Dental Clinics of North America 2008; 52(4): 707-730.
16. Grgen VA, Güler , Kızılcı E. Diş Hekimliğinde Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT). İnn Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi 2014; 3(2): 36-40.
17. Nemtoi A, Czink C, Haba D, Gahleitner A. Cone beam CT: a current overview of devices. Dentomaxillofacial Radiology 2013; 42(8): 20120443.
18. Scarfe WC, Farman AG. Cone-Beam Computed Tomography: Volume Acquisition In: Oral radiology: principles and interpretation. White SC,Pharoah MJ, eds. 7 Ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 2014; 185-198.
19. Scarfe W, Li Z, Aboelmaaty W, Scott S, Farman A. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. Australian Dental Journal 2012; 57(s1): 46-60.
20. Damstra J, Fourie Z, Slater JJH, Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2010; 137(1): 16. e11-16. e16.
21. Yadav S, Palo L, Mahdian M, Upadhyay M, Tadinada A. Diagnostic accuracy of 2 cone-beam computed tomography protocols for detecting arthritic changes in temporomandibular joints. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2015; 147(3): 339-344.
22. Orhan K. Diş Hekimliğinde Konik Işınlı Komputerize Tomografinin (KIKT) Yeri ve nemi. Yedi Tepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2012; 3(3): 6-17.
23. Vasconcelos TV, Neves FS, MORAES LAB, Freitas DQ. Vertical bone measurements from cone beam computed tomography images using different software packages. Brazilian Oral Research 2015; 29(1): 1-6.
24. Zller JE, Neugebauer J. Cone-beam volumetric imaging in dental, oral and maxillofacial medicine: Fundamentals, diagnostics and treatment planning, New Malden: Quintessence Publishning Company, 2008; 3-35.
25. Kamburoğlu K, Acar B, Yakar EN, Semra PC. Dentomaksillofasiyal Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi Blm 1: Temel Prensipler. ADO Klinik Bilimler Dergisi 2012; 6(1): 1125-1136.
26. Ceydeli N. Radyolojik Görüntüleme Tekniği İzmir: Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, 2000; 216-219.
27. Siewerdsen JH, Zbijewski W, Jennifer X. Cone-beam CT image quality In: Cone Beam Computed Tomography. Shaw CC, ed. New York: CRC Press, 2014; 37-58.

28. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at an implant site. *Dentomaxillofacial Radiology* 2013; 42(79884780).
29. Tsutsumi K, Chikui T, Okamura K, Yoshiura K. Accuracy of linear measurement and the measurement limits of thin objects with cone beam computed tomography: effects of measurement directions and of phantom locations in the fields of view. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2011; 26(1): p91-100.
30. Hassan B, Souza PC, Jacobs R, de Azambuja Berti S, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clinical Oral Investigations* 2010; 14(3): 303-310.
31. Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal* 2007; 40(10): 818-830.
32. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen J, Thongvigitmanee S. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology* 2014; 44(1): 20140224.
33. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2005; 128(6): 803-811.
34. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofacial Radiology* 2014; 33(285-290).
35. Baba R, Konno Y, Ueda K, Ikeda S. Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2002; 26(3): 153-158.
36. Bechara B, McMahan C, S. Moore W, Noujeim M, Geha H, B. Teixeira F. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. *Journal of Oral Science* 2012; 54(3): 227-232.
37. Bechara B, McMahan C, Geha H, Noujeim M. Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm. *Dentomaxillofacial Radiology* 2012; 41(422-428).
38. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofacial Radiology* 2014; 44(1): 20140238.
39. Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *The British Journal of Radiology* 2013; 86(1021): 20120135-20120135.
40. Büyük SK, Ramoğlu Sİ. Ortodontik Teşhiste Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi. *Sağlık Bilimleri Dergisi (Journal of Health Sciences)* 2011; 20(3): 227-234.

41. Özer SGY. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi'nin endodontide uygulama alanları. *Acta Odontologica Turcica* 2010; 27(3): 207-217.
42. Nagarajappa AK, Dwivedi N, Tiwari R. Artifacts: The downturn of CBCT image. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry* 2015; 5(6): 440.
43. Hunter A, McDavid W. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology* 2012; 41(217-223).
44. Esmaeili F, Johari M, Haddadi P, Vatankhah M. Beam hardening artifacts: comparison between two cone beam computed tomography scanners. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 2012; 6(2): 49-53.
45. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance 1. *Radiographics* 2004; 24(6): 1679-1691.
46. Güleç M. *Radyodiyagnostik Fiziği*, Kayseri: Erciyes Üniveristesesi Yayınları, 1995; 255-325.
47. Makins SR. Artifacts interfering with interpretation of cone beam computed tomography images. *Dental Clinics of North America* 2014; 58(3): 485-495.
48. Jaju PP, Jain M, Singh A, Gupta A. Artefacts in cone beam CT. *Open Journal of Stomatology* 2013; 3(05): 292.
49. Suomalainen A. *Cone beam computed tomography in oral radiology*. Diss, Faculty of Medicine, University of Helsinki 2010: 17-25.
50. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Syriopoulos K, van der Stelt P. Assessment of metal artefact reduction around dental titanium implants in cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology* 2014; 43(7): 20140019.
51. De Man B, Nuyts J, Dupont P, Marchal G, Suetens P. Reduction of metal streak artifacts in x-ray computed tomography using a transmission maximum a posteriori algorithm. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 2000; 47(3): 977-981.
52. Schulze RKW, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clinical Oral Implants Research* 2010; 21(1): 100-107.
53. Kamburoğlu K, Kolsuz E, Murat S, Eren H, Yüksel S, Paksoy C. Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defects using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode. *Dentomaxillofacial Radiology* 2013; 42(8): 20130176.
54. Bechara B, Alex McMahan C, Moore W, Noujeim M, Teixeira F, Geha H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofacial Radiology* 2013; 42(5): 20120245.
55. Velvart P, Hecker H, Tillinger G. Detection of the apical lesion and the mandibular canal in conventional radiography and computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2001; 92(6): 682-688.

56. Hannig C, Dullin C, Hülsmann M, Heidrich G. Three-dimensional, non-destructive visualization of vertical root fractures using flat panel volume detector computer tomography: an ex vivo in vitro case report. *International Endodontic Journal* 2005; 38(12): 904-913.
57. D'Assunção FLC, Sousa JCN, Felinto KCA, de Medeiros TC, Leite DT, de Lucena RB, de Oliveira Lima J. Accuracy and Repeatability of 3 Apex Locators in Locating Root Canal Perforations: An Ex Vivo Study. *Journal of eEndodontics* 2014; 40(8): 1241-1244.
58. Llana C, Fernandez J, Ortolani PS, Forner L. Cone-beam computed tomography analysis of root and canal morphology of mandibular premolars in a Spanish population. *Imaging Science in Dentistry* 2014; 44(3): 221-227.
59. Ladeira DBS, Cruz AD, Freitas DQ, Almeida SM. Prevalence of C-shaped root canal in a Brazilian subpopulation: a cone-beam computed tomography analysis. *Brazilian Oral Research* 2014; 28(1): 39-45.
60. Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2007; 103(1): 114-119.
61. Metska ME, Liem VML, Parsa A, Koolstra JH, Wesselink PR, Ozok AR. Cone-beam computed tomographic scans in comparison with periapical radiographs for root canal length measurement: an in situ study. *Journal of Endodontics* 2014; 40(8): 1206-1209.
62. Lea C, Deblinger J, Machado R, Silva EJNL, Vansan LP. Maxillary premolar with 4 separate canals. *Journal of Endodontics* 2014; 40(4): 591-593.
63. Estrela C, Bueno MR, De Alencar AHG, Mattar R, Neto JV, Azevedo BC, Estrela CRDA. Method to evaluate inflammatory root resorption by using cone beam computed tomography. *Journal of Endodontics* 2009; 35(11): 1491-1497.
64. Venskutonis T, Plotino G, Juodzbaly G, Mickevičienė L. The importance of cone-beam computed tomography in the management of endodontic problems: a review of the literature. *Journal of Endodontics* 2014; 40(12): 1895-1901.
65. Bala O, Can H, Ünlü İ, Kayaoğlu G. Cam İyonomer Esaslı Kök Kanal Dolgu Patlarının Kök Kanal Duvarına Adaptasyonlarının Sem ile Değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica* 2002; 19(1): 5.
66. Alaçam T. Kök Kanallarının Doldurulmasında Kullanılan Patlar In: Endodonti. Alaçam T, ed. Adana: Nobel Kitapevi, 2012; 769-828.
67. Önem E. Işınlama parametrelerinin kanal patlarının radyoopasitesi üzerine etkisi. *Acta Odontologica Turcica* 2012; 29(2): 99.
68. Carvalho-Junior J, Correr-Sobrinho L, Correr A, Sinhoreti M, Consani S, Sousa-Neto M. Radiopacity of root filling materials using digital radiography. *International Endodontic Journal* 2007; 40(7): 514-520.



69. Gorduysus M, Avcu N. Evaluation of the radiopacity of different root canal sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2009; 108(3): e135-e140.
70. Sarıdag S, Helvacıoğlu-Yigit D, Alniacık G, ÖZCAN M. Radiopacity measurements of direct and indirect resin composites at different thicknesses using digital image analysis. *Dental Materials Journal* 2015; 0).
71. Yıldırım D, Ermis RB, Gormez O, Yıldız G. Comparison of radiopacities of different flowable resin composites. *Journal of Oral and Maxillofacial Radiology* 2014; 2(1): 21.
72. Costa FF, Pinheiro LR, Umetsubo OS, dos Santos Júnior O, Gaia BF, Cavalcanti MGP. Influence of cone-beam computed tomographic scan mode for detection of horizontal root fracture. *Journal of Endodontics* 2014; 40(9): 1472-1476.
73. Bodrumlu E, Sumer AP, Gungor K. Radiopacity of a new root canal sealer, Epiphany. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2007; 104(5): e59-e61.
74. Çalışkan MK. Kök Kanal Patları In: *Endodontide Tanı ve Tedaviler*. Çalışkan MK, ed. 3.baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri, 2006; 401-428.
75. Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part II: leakage and biocompatibility investigations. *Journal of Endodontics* 2010; 36(2): 190-202.
76. Özcan E, Çapar İD, Çetin AR, Aydınbelge HA. Farklı irrigasyon solüsyonlarının MTA Fillapex kanal patının bağlanma dayanımı üzerine etkisi. *Acta Odontologica Turcica* 2013; 30(1): 1-5.
77. Kalyoncuoğlu E, İsmail U, Keskin C, Özdemir Ö, Güler B. Farklı Kök Kanal Patları ile Doldurulmuş Kök Kanallarının Farklı Retreatment Teknikleri ile Sökülme Sürelerinin Karşılaştırılması. *Cumhuriyet Dental Journal* 2016; 19(1): 16-22.
78. Silva EJ, Rosa TP, Herrera DR, Jacinto RC, Gomes BP, Zaia AA. Evaluation of cytotoxicity and physicochemical properties of calcium silicate-based endodontic sealer MTA Fillapex. *Journal of Endodontics* 2013; 39(2): 274-277.
79. Souza M, Cecchin D, Farina AP, Leite CE, Cruz FF, da Cunha Pereira C, Ferraz CCR, Figueiredo JAP. Evaluation of chlorhexidine substantivity on human dentin: a chemical analysis. *Journal of Endodontics* 2012; 38(9): 1249-1252.
80. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977; 33(1): 159-174.
81. Iikubo M, Osano T, Sano T, Katsumata A, Arijji E, Kobayashi K, Sasano T, Wakoh M, Seki K, Kojima I. Root canal filling materials spread pattern mimicking root fractures in dental CBCT images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 2015; 120(4): 521-527.

82. Brito-Júnior M, Santos L, Faria-e-Silva A, Pereira R, Sousa-Neto M. Ex vivo evaluation of artifacts mimicking fracture lines on cone-beam computed tomography produced by different root canal sealers. *International Endodontic Journal* 2014; 47(1): 26-31.
83. Decurcio DA, Bueno MR, Alencar AHGd, Porto OCL, Azevedo BC, Estrela C. Effect of root canal filling materials on dimensions of cone-beam computed tomography images. *Journal of Applied Oral Science* 2012; 20(2): 260-267.
84. Valizadeh S, Vasegh Z, Rezapanah S, Safi Y, Khaezifard MJ. Effect of Object Position in Cone Beam Computed Tomography Field of View for Detection of Root Fractures in Teeth with Intra-Canal Posts. *Iranian Journal of Radiology* 2015; 12(4): e25272.
85. Parirokh M. Artifacts in cone-beam computed tomography of a post and core restoration: a case report. *Iranian Endodontic Journal* 2012; 7(2): 98-101.
86. Cremonini C, Dumas M, Pannuti C, Neto J, Cavalcanti M, Lima L. Assessment of linear measurements of bone for implant sites in the presence of metallic artefacts using cone beam computed tomography and multislice computed tomography. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2011; 40(8): 845-850.
87. Esmaeili F, Johari M, Haddadi P. Beam hardening artifacts by dental implants: Comparison of cone-beam and 64-slice computed tomography scanners. *Dental Research Journal* 2013; 10(3).
88. Draenert F, Coppenrath E, Herzog P, Müller S, Mueller-Lisse U. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom® cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofacial Radiology* 2007; 36(198-203).
89. Hirschinger V, Hanke S, Hirschfelder U, Hofmann E. Artifacts in orthodontic bracket systems in cone-beam computed tomography and multislice computed tomography. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 2015; 76(2): 152-163.
90. Pinto M, Rabelo K, Sousa Melo S, Campos P, Oliveira L, Bento P, Melo D. Influence of exposure parameters on the detection of simulated root fractures in the presence of various intracanal materials. *International Endodontic Journal* 2016.
91. Kamburoğlu K, Yılmaz F, Yeta EN, Özen D. Assessment Of Furcal Perforations In The Vicinity Of Different Root Canal Sealers Using A CBCT System With And Without The Application Of Artifact Reduction Mode: An Ex Vivo Investigation On Extracted Human Teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 2016; 121(6): 657-665.
92. Akcay I, Ilhan B, Dundar N. Comparison of conventional and digital radiography systems with regard to radiopacity of root canal filling materials. *International endodontic journal* 2012; 45(8): 730-736.

93. Aktan AM, Çiftçi ME, Akgünlü F. Comparison of the delay in processing time and protective plastic cases in two phosphor plate systems. *The Scientific World Journal* 2012; 2012(
94. Delgado RJ, Gasparoto TH, Sipert CR, Pinheiro CR, Moraes IG, Garcia RB, Bramante CM, Campanelli AP, Bernardineli N. Antimicrobial effects of calcium hydroxide and chlorhexidine on *Enterococcus faecalis*. *Journal of Endodontics* 2010; 36(8): 1389-1393.
95. Ercan E, Dalli M, Dülgergil ÇT. In vitro assessment of the effectiveness of chlorhexidine gel and calcium hydroxide paste with chlorhexidine against *Enterococcus faecalis* and *Candida albicans*. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2006; 102(2): e27-e31.
96. Baca P, Junco P, Arias-Moliz MT, Castillo F, Rodríguez-Archilla A, Ferrer-Luque CM. Antimicrobial substantivity over time of chlorhexidine and cetrimide. *Journal of Endodontics* 2012; 38(7): 927-930.
97. Ferrer-Luque CM, Conde-Ortiz A, Arias-Moliz MT, Valderrama MJ, Baca P. Residual activity of chelating agents and their combinations with cetrimide on root canals infected with *Enterococcus faecalis*. *Journal of Endodontics* 2012; 38(6): 826-828.
98. Ghoddusi J, Rohani A, Rashed T, Ghaziani P, Akbari M. An evaluation of microbial leakage after using MTAD as a final irrigation. *Journal of Endodontics* 2007; 33(2): 173-176.
99. Baumgartner JC, Johal S, Marshall JG. Comparison of the antimicrobial efficacy of 1.3% NaOCl/BioPure MTAD to 5.25% NaOCl/15% EDTA for root canal irrigation. *Journal of Endodontics* 2007; 33(1): 48-51.
100. Wedding JR, Brown CE, Legan JJ, Moore BK, Vail MM. An in vitro comparison of microleakage between Resilon and gutta-percha with a fluid filtration model. *Journal of Endodontics* 2007; 33(12): 1447-1449.
101. Cromwell L, Kerber CW. Modification of cyanoacrylate for therapeutic embolization: preliminary experience. *American Journal of Roentgenology* 1979; 132(5): 799-801.
102. Park JH, Kim H-C, Chung JW, Jae HJ, Park JH. Transcatheter arterial embolization of arterial esophageal bleeding with the use of N-butyl cyanoacrylate. *Korean Journal of Radiology* 2009; 10(4): 361-365.
103. Tanomaru-Filho M, Jorge ÉG, Tanomaru JMG, Gonçalves M. Radiopacity evaluation of new root canal filling materials by digitalization of images. *Journal of Endodontics* 2007; 33(3): 249-251.
104. Tanomaru-Filho M, Jorge E, Tanomaru JMG, Gonçalves M. Evaluation of the radiopacity of calcium hydroxide-and glass-ionomer-based root canal sealers. *International Endodontic Journal* 2008; 41(1): 50-53.
105. Pauwels R, Faruangaeng T, Charoenkarn T, Ngonphloy N, Panmekiate S. Effect of exposure parameters and voxel size on bone structure analysis in CBCT. *Dentomaxillofacial Radiology* 2015; 44(8): 20150078.

106. Jones D, Mannocci F, Andiappan M, Brown J, Patel S. The effect of alteration of the exposure parameters of a cone-beam computed tomographic scan on the diagnosis of simulated horizontal root fractures. *Journal of Endodontics* 2015; 41(4): 520-525.
107. Patel S, Dawood A, Mannocci F, Wilson R, Pitt Ford T. Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. *International Endodontic Journal* 2009; 42(6): 507-515.
108. 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. *Journal of Endodontics* 2009; 35(5): 719-722.
109. Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *The European Journal of Orthodontics* 2009; 31(2): 129-134.
110. Fernandes TMF, Adamczyk J, Poleti ML, Castanha HJF, Friedland B, Garib DG. Comparison between 3D volumetric rendering and multiplanar slices on the reliability of linear measurements on CBCT images: an in vitro study. *Journal of Applied Oral Science* 2015; 23(1): 56-63.
111. Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, Pinheiro LR, Tortamano IP, Cavalcanti MGP. Use of large-volume cone-beam computed tomography in identification and localization of horizontal root fracture in the presence and absence of intracanal metallic post. *Journal of Endodontics* 2012; 38(6): 856-859.
112. Caldas MdP, Ramos-Perez FMdM, Almeida SMd, Haiter-Neto F. Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. *Journal of Applied Oral Science* 2010; 18(3): 264-267.
113. Bicheri SAV, Victorino FR. Comparative evaluation of radiopacity of MTA Fillapex® endodontic sealer through a digital radiograph system. *RSBO (Online)* 2013; 10(2): 149-152.
114. Özdemir Ö, Uzun İ, Kalyoncuoğlu E, Keskin C, Güler B. Dört farklı kök kanal dolgu materyalinin radyoopasitesinin dijital radyografik teknik kullanılarak değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica* 2016; 33(2): 75-79.
115. Garg N, Garg A. *Textbook of endodontics*: Boydell & Brewer Ltd, 2010.
116. Tanomaru-Filho M, Bosso R, Viapiana R, Guerreiro-Tanomaru JM. Radiopacity and flow of different endodontic sealers. *Acta Odontológica Latinoamericana* 2013; 26(2): 121-125.
117. Tanomaru JMG, Cezare L, Gonçalves M, Tanomaru Filho M. Evaluation of the radiopacity of root canal sealers by digitization of radiographic images. *Journal of Applied Oral Science* 2004; 12(4): 355-357.
118. Wadhvani C, Hess T, Faber T, Piñeyro A, Chen CS. A descriptive study of the radiographic density of implant restorative cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2010; 103(5): 295-302.

119. Baksı BG, Eyüboğlu TF, Şen BH, Erdilek N. The effect of three different sealers on the radiopacity of root fillings in simulated canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2007; 103(1): 138-141.
120. Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics* 2007; 67(3): 924-932.
121. Kajan ZD, Taromsari M. Value of cone beam CT in detection of dental root fractures. *Dentomaxillofacial Radiology* 2012; 41(3-10).
122. Hekmatian E, Jafari-Pozve N, Khorrani L. The effect of voxel size on the measurement of mandibular thickness in cone-beam computed tomography. *Dental Research Journal* 2014; 11(5): 544.
123. Lukat TD, Perschbacher SE, Pharoah MJ, Lam EW. The effects of voxel size on cone beam computed tomography images of the temporomandibular joints. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 2015; 119(2): 229-237.
124. Kamburoğlu K, Ereş G, Akgün C, Yeta EN, Gülen O, Karacaoğlu F. Effect of voxel size on accuracy of cone beam computed tomography–aided assessment of periodontal furcation involvement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 2015; 120(5): 644-650.
125. Kamburoğlu K, Kursun S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *International Endodontic Journal* 2010; 43(9): 798-807.
126. Da Silveira P, Fontana M, Oliveira H, Vizzotto M, Montagner F, Silveira H, Silveira H. CBCT-based volume of simulated root resorption–influence of FOV and voxel size. *International Endodontic Journal* 2015; 48(10): 959-965.
127. Kamburoğlu K, Murat S, Kılıç C, Yüksel S, Avsever H, Farman A, Scarfe W. Accuracy of CBCT images in the assessment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: effect of field of view. *Dentomaxillofacial Radiology* 2014; 43(4): 20130332.
128. Kamburoğlu K, Acar B, Yüksel S, Paksoy CS. CBCT quantitative evaluation of mandibular lingual concavities in dental implant patients. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2015; 37(10): 1209-1215.
129. Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2006; 102(2): 225-234.
130. Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, Lambrichts I, van Steenberghe D, Suetens P. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiology* 2008; 37(309-318)

## EKLER

### ÖZGEÇMİŞ

#### Kişisel Bilgiler

<b>Adı:</b>	Ayşe	<b>Soyadı:</b>	AYDOĞMUŞ ERİK
<b>Doğ.Yeri:</b>	KUMLUCA	<b>Doğ. Tarihi:</b>	20.07.1987
<b>Uyruğu:</b>	TC	<b>Tel:</b>	05058242570
<b>E-mail:</b>	dt.ayseydogmus@gmail.com		

#### Eğitim Düzeyi

	<b>Mezun old. Kurum</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Yüksek Lis.</b>	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
<b>Lisans</b>	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
<b>Lise</b>	Bucak Adem Tolunay Fen Lisesi	2004

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>KPDS/ÜDS Puanı</b>	<b>(Diğer) Puanı</b>
<b>İngilizce</b>	52,5	52,5