



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**GÖMÜLÜ ALT ÜÇÜNCÜ MOLAR DİŞLERİN KONİK IŞINLI
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GÖRÜNTÜLENMESİNDE FARKLI
ÇEKİM MODLARININ GÖRÜNTÜ KALİTESİ VE RADYASYON DOZU
ÜZERİNE ETKİSİ**

SERHAT EFEOĞLU

UZMANLIK TEZİ

EŞ DANIŞMAN
Prof. Dr. Hakan EREN

DANIŞMAN
Prof. Dr. Rana NALÇACI

2025-ANKARA

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Gömülü Alt Üçüncü Molar Dişlerin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Görüntülenmesinde Farklı Çekim Modlarının Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu Üzerine Etkisi” başlıklı tez, bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanlarım ve bana aittir. Tezde yer alan klinik çalışmada tarafımdan yapılmış olup, tüm yorumları bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı: Serhat EFEOĞLU

Tarih: 27/05/2025

İmza:

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Uzmanlık Programı

çerçevesinde yürütölmüş olup bu çalışma, aşğıdaki jüri tarafından

Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 27/05/2025

Prof. Dr. M. Hakan KURT

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Faköltesi
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi A.B.D
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Rana NALÇACI

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Faköltesi
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi A.B.D.

Prof. Dr. Hakan EREN

Çanakkale 18 Mart Üniversitesi
Diş Hekimliği Faköltesi
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi A.B.D

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	i
Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	x
Çizelgeler	xi
Özet	xii
Summary	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Genel Bilgiler	1
1.1.1. Tarihçe	1
1.1.2. X Işınlmasının Üretimi	1
1.1.3. Radyasyon Kaynakları	2
1.2. Radyasyonun Temel Özellikleri	2
1.2.1. Radyasyonun Tanımı ve Türleri	2
1.2.2. Radyasyon Birimleri	2
1.2.2.1. Aktivite Birimi	3
1.2.2.2. Işınlama Birimi	3
1.2.2.3. Soğurulmuş Doz Birimi	3
1.2.2.4. Eşdeğer Doz Birimi	4
1.2.2.5. Etkin Doz Birimi	4
1.3. Radyasyonun Biyolojik Etkileri	5
1.3.1. Radyasyon Hasarının Mekanizması	5
1.3.1.1. Doğrudan Etki	5
1.3.1.2. Dolaylı Etki	6
1.3.2. Biyolojik Moleküller Üzerindeki Etkiler	6
1.3.2.1. Deoksiribonükleik Asit (DNA) Hasarı	6
1.3.2.2. Protein Yapıları ve Fonksiyonları	6
1.3.3. Somatik ve Genetik Etkiler	6
1.3.3.1. Non-stokastik Etkiler	6
1.3.3.2. Stokastik Etkiler	7
1.3.3.3. Genetik Etkiler	7
1.4. Radyasyonun Ağız Dokuları Üzerindeki Etkileri	7
1.4.1. Oral Mukoza Membranı	7
1.4.2. Tat Tomurcukları	8
1.4.3. Tükürük Bezleri	9
1.4.4. Dişler	10
1.4.4.1. Radyasyon Çürüğü	10
1.4.5. Kemik	10
1.5. Radyasyondan Korunma Prensipleri	11
1.5.1. Temel Koruma Prensipleri	11
1.5.2. Klinik Radyolojik Uygulama ve Denetim Stratejileri	12
1.5.2.1. Radyolojik Tekniklerin Standartlaştırılması ve Klinik Seçim Kriterleri	12
1.5.2.2. Radyolojik Ekipmanların Periyodik Kontrolü	12
1.5.2.3. Radyasyon Dozunu Azaltan Teknik Yöntemler	13
1.5.2.3.1. Görüntü Reseptörleri ve Film Hızı	13

1.5.2.3.2. Kolimasyon	14
1.5.2.3.3. Kilovoltaj ve Filtrasyon	14
1.5.2.3.4. Koruyucu Ekipman Kullanımı	15
1.5.3. Pozlama Süresi ve Tekrar Çekimlerin Azaltılması	15
1.5.4. Diagnostik Referans Seviyeleri (DRL)	16
1.5.5. Radyasyon Dozunun Değerlendirilmesinde Kullanılan Parametreler	17
1.5.5.1. Hava Kerma	17
1.5.5.2. Doz-Alan Ürünü (DAP)	17
1.5.5.3. Hava Kerma-Alan Çarpımı (PKA)	17
1.5.5.3.1. Klinik Kullanım ve Etkin Doz Tahmini	18
1.5.5.3.1.1. Dental Radyolojide Kullanım	18
1.5.5.4. Giriş Yüzey Cilt Dozu	19
1.5.5.5. Organ Dozu	20
1.5.5.6. Verilen Enerji	20
1.5.5.7. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Doz Ölçüm Parametreleri	20
1.5.5.7.1. Hacme Göre Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDIvol)	21
1.5.5.7.2. BT Hava Kerma-Uzunluk Çarpımı (DLP)	21
1.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri	21
1.6.1. Intraoral Radyografi Teknikleri	22
1.6.2. Ekstraoral Radyografi Teknikleri	22
1.6.3. İleri Görüntüleme Yöntemleri	22
1.6.3.1. Manyetik Rezonans (MR)	22
1.6.3.2. Ultrasonografi (USG)	23
1.6.3.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	23
1.6.3.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)	23
1.6.3.4.1. KIBT'nin Tanımı ve Gelişimi	23
1.6.3.4.2. KIBT Görüntü Oluşumunun Temel Prensipleri	23
1.6.3.4.3. KIBT Cihazının Teknik Özellikleri	24
1.6.3.4.3.1. Görüntüleme Alanı (FOV)	24
1.6.3.4.3.2. Voksel Boyutları	24
1.6.3.4.3.3. Dedektör Özellikleri	25
1.6.3.4.3.4. Tüp Akımı ve Potansiyeli	25
1.6.3.4.3.5. Tarama Süresi	25
1.6.3.4.3.6. Filtrasyon	26
1.6.3.4.4. Diş Hekimliğinde KIBT Avantajları	26
1.6.3.4.5. KIBT Kullanım Alanları	27
1.7. Monte Carlo Simülasyon	27
1.7.1. Diş Hekimliğinde Monte Carlo Programları	28
1.7.2. Monte Carlo Simülasyonlarının KIBT Görüntülemesinde Kullanımı	28
1.7.2.1. Monte Carlo Yöntemlerinin Maksillofasiyal Görüntülemesinde Kullanımı	29
1.7.3. PCXMC 2.0 Rotasyon Simülasyon Programı	30
1.7.3.1. PCXMC Yazılımının Özellikleri	30
1.7.3.2. Organ ve Etkili Dozların Hesaplanması	30
1.7.3.3. Doz Hesaplama Doğruluğu	30
1.7.3.4. Diğer Yazılımlarla Karşılaştırma	31
1.7.3.5. Uygulama Alanları ve Çok Yönlülük	31
1.7.3.6. Sınırlamalar	31
2. GEREÇ ve YÖNTEM	32
2.1. NewTom 7G Cihazı için Monte Carlo	37
2.2. NewTom Go Cihazı için Monte Carlo	40
2.3. Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi	40

2.4. İstatiksel Analiz	41
3. BULGULAR.....	43
3.1. Kritik Organlara Ait Absorbsiyon ve Etkin Dozlar	43
3.2. Gözlemci İçi Uyumun Değerlendirilmesi.....	45
3.3. Gözlemciler Arası Uyum	46
4. TARTIŞMA.....	54
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	73
KAYNAKLAR.....	77
EKLER	94
Ek 1: Etik Kurul Kararı.....	94
Ek 2: Aydınlatılmış Onam Formu.....	96
ÖZGEÇMİŞ.....	99



ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden itibaren sadece akademik rehberlik değil, aynı zamanda bana her zaman anne sevgisiyle yaklaşarak, uzmanlık eğitimim boyunca tüm yaşadığım zorluklara rağmen bana yol gösteren ve benim her zaman arkamda duran, tez sürecimde işimi kolaylaştıran ve sonsuz desteğini hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli hocam Prof. Dr. Rana NALÇACI'ya;

Gerek öğrencilik dönemimde gerek asistanlığımın tez döneminde hiçbir zaman yardımını esirgemeyen, tezimin eş danışmanlığını kabul etmesinden onur duyduğum, sormam gereken bir konu olduğunda saat kaç olursa olsun bir telefon kadar uzağımda olan ve sorularıma sabırla yanıt veren çok değerli abim, hocam Prof. Dr. Hakan EREN'e

Mesleki anlamda engin bilgi ve birikimlerini her zaman bizimle paylaşan ve her zaman bizlere yardımcı olmaya çalışan saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Bengi ÖZTAŞ'a, Prof. Dr. Candan S. PAKSOY'a, Prof. Dr. Kaan ORHAN'a, Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞLU'na ,

Hem öğrencilik dönemimde hem de asistanlık dönemimde her zaman abiliklerini bana gösteren, bilgi ve tecrübeleriyle akademik hayata hazırlanma konusunda her zaman yardımcı olan kıymetli hocalarım Prof. Dr. M. Eray KOLSUZ'a, Prof. Dr. M. Hakan KURT'a ve Öğr. Üyesi Cengiz EVLİ'ye ve birlikte asistanlık yaptığım ve ardından şu anda doktora öğretim üyesi olarak görev yapan kıymetli arkadaşım ve hocam Öğr. Üyesi Merve ÖNDER'e

Uzmanlık eğitimimin ilk döneminden son dönemine kadar tanıştığım, hepsini tanımaktan memnuniyet duyduğum çalışma arkadaşlarım Öğr. Üyesi H. Ahsen Deniz , Uzm. Dt. Elif Polat, Uzm. Dt. S. Tuğçe Gökdeniz, Dt. Zehra İrem ÖZTÜRK, Dt. Buket KARADAŞ, Dt. Özgür KARAMAN, Dt. Sena KARACAN ÇELEBİ, Dt. İrem ÖZTÜRK, Dt. Melike KÖROĞLU, Dt. Merve ÇAĞLAR, Dt. Songül GÖKŞİN, Dt. Gözde HAKSAYAR, Dt. Ayyüce KOCABAY, Dt. Meryem İrem AKÇAY, Dt. Deren SEZGİN'e ve özellikle tez yazım sürecinde klinikte yetişemediğim noktalarda işimi kolaylaştıran ve bana destek olan mesai arkadaşım Dt. Suzan ACAR'a;

Çalışma arkadaşlığından ziyade dostluk bağlarımızın güçlendiği kıymetli çalışma arkadaşlarım, kardeşimlerim Öğr. Üyesi Burak İNCEBEYAZ, Uzm. Dt. Abdullah Aktaş, Uzm. Dt. Ahmet TOHUMCU, Dt Emre KARAHAN ve Dt.Burak ÇALKAP'a;

Anabilim Dalı'mızın yardımsever hasta kabul personellerimize, yardımcı personellerimize, çok saygıdeğer sekterimiz Eylem KALELİ ablamıza, tüm radyoloji teknisyenlerine (Özellikle Bilal ARKAN, Emin Erkan DEDEBAŞ, Burak Hasan KANAT , Melih KARACA, Ertuğrul KARATAŞ, Fatih KARAHAN ve Abdullah KOÇAK'a);

Hayatım boyunca desteklerini her zaman arkamda hissettiğim ve benim için çabalayan, emeklerinin karşılığını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim sevgili anacım Belma EFEOĞLU, babam Erol EFEOĞLU, abim Berat EFEOĞLU, kardeşim Yiğit EFEOĞLU ve sevgisini her zaman özlediğim, verdiği öğütler ve yaşamıma kattığı değerlerle bu yaşıma kadar bana kılavuzluk eden rahmetli dedem Yaşar EFEOĞLU'na;

Tüm kalbimle teşekkür ve saygılarımı sunuyorum...

SİMGELER ve KISALTMALAR

<	Küçüktür
>	Büyüktür
AEC	Otomatik Ekspozur Kontrolü
ALADAIP	As Low As Diagnostically Acceptable Being Indication-oriented and Patient-specific
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
Bq	Becquerel
BEIR	Biological Effects of Ionizing Radiation
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	Cone-Beam Computed Tomography
CCD	Charge-Coupled Device
Ci	Curie
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
C/kg	Coulomb/kilogram
cGy	Santigray
CTDIvol	Hacme Göre Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi
DAP	Doz-Alan Ürünü
DNA	Deoksiribonükleik asit
DRL	Diagnostik Referans Seviyeleri
DLP	Dose-Length Product
ε	Verilen Enerji
ESD	Entrance Surface Dose
FID	Focus-to-Image Distance
FOV	Görüntüleme alanı boyutu
FPD	Flat Panel Dedektör
FRD	Focus-to-Receptor Distance
Gy	Gray
Gy·cm ²	Gray-santimetrekare
HT	Dokunun Eşdeğer Dozu
ICRP	Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kVp	Kilovolt peak
LET	Lineer Enerji Transferi
MC	Monte Carlo
MCNP	Monte Carlo N-Particle
mA	Miliamper

mSv	Milisievert
MR	Manyetik Rezonans
MTF	Modülasyon Aktarım Fonksiyonu
PDL	Periodontal Ligament
PKA	Kerma-Area Product
PMMA	Polimetil Metakrilat
PSP	Photostimulable Phosphor
R	Röntgen
SNR	Sinyal-Gürültü Oranı
Sv	Sievert
USG	Ultrasonografi
WR	Radyasyon Ağırlık Faktörü
WT	Dokunun Ağırlık Faktörü
μ Sv	Mikrosievert

ŞEKİLLER

Şekil 1. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan NewTom 7G cihazı

Şekil 2. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan Newtom Go cihazı

Şekil 3. Monte Carlo programı anasayfa ekran görüntüsü

Şekil 4. PCXMC 2.0 Rotasyon programında Newtom 7G tomografi cihazına(6x6 cm FOV) ait arayüz ekran görüntüsü

Şekil 5. NewTom 7G 6x6 cm FOV alanı best doz modunda DAP değerinin giriş ekran görüntüsü

Şekil 6. NewTom 7G 6x6 cm FOV alanı best doz modunda 270 derecedeki kritik organların aldığı dozları gösteren tablo

Şekil 7. Mandibular üçüncü molara ait beş anatomik değişkenin toplamı üzerinden hesaplanan gözlemciler arası uyumun, KIBT cihazı ve protokollere göre dağılımı

ÇİZELGELER

Çizelge 1. Radyasyon Ölçüm Parametreleri: Genel Özellikler ve Diş Hekimliği Uygulamaları

Çizelge 2. BT taramalarında kullanılan doz ölçüm parametreleri

Çizelge 3. NewTom 7G tomografi cihazına ait bazı temel özellikler

Çizelge 4. NewTom Go tomografi cihazına ait bazı temel özellikler

Çizelge 5. Newtom 7G ve NewTom Go tomografi cihazlarında alınan görüntülere ait parametreler

Çizelge 6. ICRP 103 Doku Ağırlıklandırma Faktörleri (Tissue Weighting Factors, w_t)

Çizelge 7. PCXMC 2.0 Rotasyon programında kullanılan bazı terimlere ait bilgiler

Çizelge 8. Değerlendirme protokolünün anatomik değişkenleri

Çizelge 9. Kritik Organların Aldığı Dozlar (mGy) ve Etkin Doz(μ Sv) Değerleri

Çizelge 10. Mandibular kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki anatomik ilişkinin değerlendirilmesine yönelik üç gözlemci arasında saptanan uyum düzeyleri (Fleiss' Kappa) ve uzlaşma oranları

Çizelge 11. Mandibular kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki yakınlığın değerlendirilmesine yönelik Fleiss' Kappa katsayısı ve gözlemciler arası uzlaşma oranları

Çizelge 12. Periodontal ligament görünürlüğünün değerlendirilmesine yönelik Fleiss' Kappa katsayısı ve gözlemciler arası uzlaşma oranları

Çizelge 13. Kök morfolojisinin değerlendirilmesine yönelik Fleiss' Kappa katsayısı ve gözlemciler arası uzlaşma oranları

Çizelge 14. Mandibular ikinci molar kök rezorpsiyonunun değerlendirilmesine yönelik Fleiss' Kappa katsayısı ve gözlemciler arası uzlaşma oranları

Çizelge 15. Mandibular üçüncü molara ait beş anatomik değerlendirme kriterinin toplamı üzerinden hesaplanan gözlemciler arası uyum ve uzlaşma oranları

ÖZET

Bu tez çalışmasında, gömülü alt üçüncü molar dişlerin operasyon öncesi radyografik değerlendirilmesinde konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin (KIBT) tanısal etkinliği ve hasta dozu üzerindeki etkileri incelenmiştir. Amaç, kök morfolojisi ile mandibular kanal arasındaki anatomik ilişkinin üç boyutlu olarak değerlendirilebildiği bu görüntüleme yönteminde, yapıların görünürlüğü ve görüntü kalitesinden ödün vermeden hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun optimize edilmesidir.

Retrospektif olarak gerçekleştirilen bu çalışmada, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan NewTom 7G ve NewTom Go marka iki farklı KIBT cihazı kullanılarak elde edilen toplam 168 görüntü değerlendirilmiştir. Görüntüleme protokolleri, düşük (low), standart (regular) ve yüksek (best) doz seviyelerinde ve farklı FOV (Field of View) alanlarında standardize edilmiştir.

Kritik organ dozlarının hesaplanmasında Monte Carlo simülasyonu (PCXMC 2.0 Rotasyon) kullanılmış; oral mukoza, tükürük bezleri ve etkin doz (ICRP 103) değerleri değerlendirilmiştir. Görüntü kalitesi, üç gözlemci tarafından beş anatomik parametre üzerinden incelenmiş; gözlemciler arası uyum Fleiss' Kappa yöntemiyle analiz edilmiştir.

Elde edilen bulgular, NewTom 7G cihazının tüm protokollerde NewTom Go cihazına kıyasla daha yüksek radyasyon dozu ürettiğini, ancak çoğu protokolde daha tutarlı ve yüksek düzeyde gözlemci uyumu sağladığını ortaya koymuştur. FOV alanı ve doz düzeyindeki artışların hem radyasyon maruziyetini hem de değerlendirme uyumunu artırdığı gözlemlenmiştir. Bu doğrultuda, cihaz türü ve görüntüleme parametrelerinin hem hasta güvenliği hem de tanısal doğruluk açısından dikkatle seçilmesi gerektiği vurgulanmaktadır. NewTom 7G cihazı, yüksek çözünürlük kapasitesi sayesinde tanısal güvenilirlik açısından öne çıkarken; NewTom Go cihazı, düşük doz protokolleriyle özellikle hasta güvenliği yönünden uygun bir seçenek olarak değerlendirilebilir. Görüntüleme protokolünün seçimi, klinik ihtiyaçlar ile radyasyon maruziyeti arasındaki denge göz önünde bulundurularak yapılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, mandibular üçüncü molar, hasta dozu, görüntü kalitesi, Monte Carlo simülasyonu, gözlemci uyumu, radyasyon optimizasyonu, FOV.

SUMMARY

In this thesis study, the diagnostic efficacy of cone-beam computed tomography (CBCT) and its impact on patient radiation dose were evaluated in the preoperative radiographic assessment of impacted mandibular third molars. The primary aim was to optimize patient radiation exposure without compromising anatomical visibility or image quality, while enabling three-dimensional assessment of the relationship between root morphology and the mandibular canal.

This retrospective study included a total of 168 CBCT images obtained using two different devices (NewTom 7G and NewTom Go) at the Faculty of Dentistry, Ankara University. Imaging protocols were standardized at three dose levels (low, regular, and best) and across different field of view (FOV) sizes.

To assess critical organ doses, Monte Carlo simulation (PCXMC 2.0 Rotation) was employed, and dose estimates were calculated for the oral mucosa, salivary glands, and the effective dose (ICRP 103 guidelines). Image quality was evaluated by three observers based on five anatomical parameters, and interobserver agreement was analyzed using the Fleiss' Kappa.

The findings showed that the NewTom 7G device produced higher radiation doses across most protocols compared to the NewTom Go, yet yielded more consistent and higher interobserver agreement. Increases in FOV size and dose level were associated with higher radiation exposure as well as improved evaluation consistency. Accordingly, the type of device and imaging parameters should be selected with careful consideration of both patient safety and diagnostic accuracy. While the NewTom 7G device stands out in terms of diagnostic reliability due to its high-resolution capacity, the NewTom Go device may be considered a more suitable alternative for patient safety, particularly when using low-dose protocols. The choice of imaging protocol should be guided by a balance between clinical needs and radiation exposure.

Keywords: Cone-beam computed tomography, mandibular third molar, patient dose, image quality, Monte Carlo simulation, observer agreement, radiation optimization, FOV.

1.GİRİŞ

1.1. Genel Bilgiler

1.1.1. Tarihçe

8 Kasım 1895'te Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923), Philip Lennard tarafından geliştirilen ve kendisine ödünç verilen bir katot ışın tüpü ile laboratuvarında çalışırken, tüpün uzakta bulunan bir platinobaryum ekranını aydınlattığını fark etmiştir. Bu gözlem üzerine, yaklaşık altı hafta boyunca bu ışınların özelliklerini ve doğasını incelemiştir. 22 Aralık 1895'te, eşi Anna Bertha'nın elini bir fotoğraf plakasının üzerine yerleştirerek bu ışınların elinden geçmesini sağlamış ve ortaya dünyaca ünlü bir X-ray görüntüsü çıkmıştır. Bu deney, X ışınlarının insan vücudunun içinden geçebildiğini açıkça göstermiş ve tıbbi görüntüleme alanında devrim niteliğinde bir keşfe yol açmıştır. Röntgen, bu ışınların kesin doğasını bilmediğinden dolayı bunları 'X-ışınları' olarak adlandırmıştır (Sen ve Honavar, 2021).

İlk dental radyografiler ise Almanya'nın Braunschweig şehrinden Otto Walkhoff ve Frankfurt şehrinden Wilhelm König tarafından gerçekleştirilmiştir. Otto Walkhoff, sıradan bir fotoğraf cam levhasını plastik bir örtüyle kapladıktan sonra, plakayı ağzına yerleştirerek dişleriyle dili arasına sabitlemiştir. Plakayı röntgen ışınına maruz bırakma işlemi yaklaşık 25 dakika sürmüştür. Sonuç olarak, elde edilen görüntü, üst ve alt çeneye ait dişlerin kronlarını net bir şekilde ortaya koymuştur (Langland ve Langlais, 1995). X-ışınlarının keşfinin ardından, bu teknolojinin tıpta kullanımı ve radyasyonun biyolojik etkileri üzerine yapılan çalışmalar hız kazanmıştır.

1.1.2. X Işınlarının Üretimi

X-ışınları, x-ışını tüpüne akan elektronlar formunda elektrik enerjisinden üretilir. Elektronlar negatif elektrik yüküne sahip çok küçük parçacıklardır. Bir elektronun potansiyel enerjisi, bir elektrik devresindeki konumuna veya bir atomdaki enerji seviyesine bağlıdır. X-ışını tüpü negatif yüklü bir katoda sahiptir ve bu katot daha sonra elektronları karşılık gelen anotta bir ışın halinde yönlendirerek yeniden kullanır. Anot, odak noktasında karşılık gelen çekirdekler tarafından yavaşlayan elektronlardan enerji salınırken x-ışınlarını üretir. Odak noktası görüntü kalitesini belirler; daha küçük odak noktaları daha keskin görüntüler üretir. Tungsten gibi oldukça dayanıklı bir malzemeden oluşan anot, aynı zamanda oluşan ısıнын bir kısmının dağıtılmasına da hizmet eder. Atomik düzeyde, X-ışınları ya Bremsstrahlung ya da karakteristik yöntemle üretilir. X-ışını fotonlarının çoğu Bremsstrahlung (frenleme radyasyonu) yöntemiyle oluşturulur. Elektronlar anot malzemesine ulaşır ve pozitif yüklü çekirdekler tarafından saptırılır. Bu etkileşimle kinetik enerjinin kaybı, X-ışını fotonlarının üretilmesiyle sonuçlanır. En yüksek enerjili fotonlar çekirdeğin merkezinde üretilir ve elektronlar çekirdekten daha uzağa çarptığında daha zayıf etkileşimler meydana gelir. Bu işlem, farklı enerji fotonlarından oluşan bir spektrumun üretilmesiyle sonuçlanır. Düşük enerjili

fotonların bazıları sonuçta filtrelenir. Karakteristik X-ışını fotonları, ışındaki yüksek hızlı elektronların anot malzemesinin yörünge elektronlarıyla çarpışmasıyla üretilir. Yörünge kabuğundaki bir elektron yerinden çıkar ve daha sonra daha yüksek enerjili kabuk seviyesinden bir elektron alır. Bu işlem, iki kabuk arasındaki farka eşit enerjiye sahip bir enerji fotonunun net üretimiyle sonuçlanır. Hangi kabukların ve hangi anot malzemesinin dahil olduğuna bağlı olarak, belirli "karakteristik" enerji foton artışları üretilir (Bushberg ve ark., 2012).

1.1.3. Radyasyon Kaynakları

Yeryüzündeki tüm canlılar ve cansızlar, havada, suda, toprakta ve hatta kendi vücutlarında bulunan doğal radyasyon kaynaklarının yanı sıra, insanlar tarafından üretilen yapay radyasyon kaynaklarının ışınımına her gün maruz kalmaktadır. Doğal radyasyon kaynaklarından gelen maruziyet %80 oranındayken, insan yapımı radyasyon kaynaklarından gelen maruziyet %20 oranında gerçekleşmektedir (Erdoğan, 2017).

Doğada bulunmayan bazı radyasyon kaynakları, yapay yollarla üretilebilmektedir. Yapay radyasyo¹ kaynaklarından yıllık etkin doz maruziyetinin büyük kısmını medikal X-ışınları oluşturmakta olup, bu doz değeri yıllık ortalama 0.4 milisievert (mSv) seviyesindedir (Erdoğan, 2017).

1.2. Radyasyonun Temel Özellikleri

1.2.1. Radyasyonun Tanımı ve Türleri

Radyasyon, yüksek hızda hareket eden partiküllerin ve elektromanyetik dalgaların enerjisi olarak tanımlanır. Radyasyon, iyonize ve iyonize olmayan olmak üzere iki gruba ayrılır. İyonize radyasyonlar, bir atom veya molekülden elektron kopararak iyonlaşmaya neden olur ve iki ana gruba ayrılır: partiküler radyasyon ve elektromanyetik radyasyon. Partiküler radyasyon, kütleli yapıya sahip olup alfa ve beta partiküllerini, elektronları, protonları ve nötronları içerir. Elektromanyetik radyasyon ise, yüksek enerjili fotonlardan oluşur ve X ile gama ışınlarını kapsar. X ışınları, çekirdek dışında elektron kaynaklı ışınlardır. Gama ışınları ise, radyoaktif bir çekirdeğin kararlı hale geçmesi sırasında açığa çıkan fazla enerjinin çekirdekten dışarı atılması sonucu oluşur. Her iki ışın türü özellik bakımından büyük oranda benzerlik gösterse de meydana geliş mekanizmaları farklılık gösterir (Coşkun, 2011).

1.2.2. Radyasyon Birimleri

Radyasyon birimleri, iyonlaştırıcı radyasyonun miktarını ölçmek ve ifade etmek için kullanılan standartlardır. Bu birimler, radyasyonun fiziksel özelliklerini, etkilerini ve biyolojik sonuçlarının anlaşılması ve değerlendirmesinde önemli bir rol oynar.

1.2.2.1. Aktivite Birimi- Becquerel (Bq) ve Curie (Ci)

Becquerel (Bq), radyoaktif bozunma hızını ölçmek için kullanılan birimdir ve 1 Bq, saniyede bir bozunmayı temsil eder. Bu birim, nükleer tıp ve radyofarmasötiklerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Curie (Ci), eski bir radyoaktivite birimi olup, 1 Ci, 3.7×10^{10} Bq'ye eşittir. Büyük miktarda radyoaktivite ölçümünde bazı bağlamlarda hâlâ kullanılmaktadır.

Bq ve Ci birimleri, radyoaktif bir maddenin bozunma hızını ifade etmek için kullanılır. Bq, bir saniyede gerçekleşen bir bozunmayı temsil eden uluslararası kabul edilen (SI) birimdir. Günümüzde nükleer tıp ve radyofarmasötiklerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ci ise eski bir radyoaktivite birimi olup, saniyede 3.7×10^{10} bozunmayı temsil eder. Büyük miktardaki radyoaktiviteyi ifade etmek için hâlâ bazı bağlamlarda kullanılmaktadır.

Bu birimlerin arasındaki ilişki şu şekilde ifade edilir:

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

$$1 \text{ Bq} = 2.7 \times 10^{-11} \text{ Ci}$$

Kısaca, Curie büyük radyoaktivite değerlerini ifade ederken, Becquerel daha modern ve hassas ölçüm birimi olarak tercih edilmektedir (White ve Pharoah, 2018).

1.2.2.2. Işınlama Birimi- Coulomb/kg (C/kg) ve Röntgen (R)

Işınlama birimi olarak kullanılan Röntgen'in SI birimi Coulomb/kilogram (C/kg) olarak tanımlanır. Röntgen, X ve gama ışınlarının havada sebep olduğu iyonizasyon miktarını, yani radyasyona maruz kalma derecesini ölçen bir birimdir. Başka bir deyişle havada iyonlaşmaya neden olan radyasyon miktarını belirler. Bu ölçüm sadece havada yapılan iyonizasyon içindir, dokulara soğurulan doz hakkında bilgi vermez.

Tanım olarak 1 röntgen normal şartlar altında 1 ml kuru havada (0,001293 gr) absorblandığı zaman 1 elektrostatik yük birimlik iyon oluşturmak için gerekli X veya gama radyasyon miktarı olarak tanımlanır (White ve Pharoah, 2018).

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

$$1 \text{ C/kg} = 3,88 \times 10^3 \text{ R}$$

1.2.2.3. Soğurulmuş Doz Birimi – Gray (Gy) ve Rad

Soğurulmuş Doz Birimi: Gray (Gy) Dokulardaki radyasyonu ölçmek için günümüzde kullanılan geçerli birim Gy'dir. Gray, ışınlanan maddenin 1 kilogramına 1 joule enerji bırakan radyasyon miktarını temsil eder. Modern ölçüm birimleri arasında yer alan Gray, özellikle radyoterapi gibi uygulamalarda dokulara verilen radyasyon dozunu ölçmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. 1 Gy, 1 joule/kg olarak

tanımlanır ve iyonlaştırıcı radyasyonun etkilerinin değerlendirilmesinde kritik bir rol oynar (White ve Pharoah, 2018).

Gray biriminden önce kullanılan ölçüm birimi Rad idi. Rad, ışınlanan maddenin 1 kilogramına 10^{-4} joule enerji bırakan radyasyon miktarını ifade eder. Rad ve Gray birimleri arasındaki ilişki şu şekildedir:

Gy: SI birimi. 1 Gy = 1 joule/kg

Rad: Geleneksel birim. 1 Gy = 100 Rad

Absorbe Edilen Doz ve Maruz Kalınan Doz İlişkisi Soğurulan doz ile maruz kalınan doz arasındaki ilişki şu formülle ifade edilir: $\text{Rad} = \text{Röntgen} \times f$ Bu denklemde f, ışın demetinin kalitesi ve ışınlanan dokunun özelliklerine bağlı bir faktördür (Parlak ve ark., 2020).

1.2.2.4. Eşdeğer Doz Birimi –Sievert (Sv) ve Rem

Eşdeğer doz, farklı radyasyon türlerinin bir doku veya organ üzerindeki biyolojik etkilerini kıyaslamak için kullanılan bir ölçü birimidir. Parçacık tipi radyasyonlar, yüksek lineer enerji transferi (LET) değerine sahiptir ve x ışınları gibi düşük LET değerine sahip radyasyonlardan daha fazla doku hasarına neden olabilir. Bu nedenle, eşdeğer doz, farklı radyasyon türlerinin biyolojik etkinliklerini karşılaştırarak radyasyondan korunma ve risk değerlendirmesinde kritik bir rol oynar (White ve Pharoah, 2018).

Eşdeğer doz, alınan radyasyonun miktarını (soğurulmuş dozu) basitçe ölçmekle kalmaz, aynı zamanda radyasyon türlerinin insan dokularına olan farklı etkilerini hesaba katar. Parçacık radyasyonu, alfa parçacıkları gibi yüksek LET değerine sahip radyasyon türleri ile X ışınları gibi elektromanyetik radyasyonlar, dokularda aynı düzeyde biyolojik hasar oluşturmaz. Eşdeğer doz, bu farkları dikkate alarak, her tür radyasyonun biyolojik etkilerini daha doğru bir şekilde değerlendirmek için kullanılan bir ölçüm birimidir. Bu nedenle, bu birim radyasyona maruziyet riskini kıyaslamak veya değerlendirmek için büyük önem taşır (White ve Pharoah, 2018).

Eşdeğer doz ile soğurulmuş doz arasındaki ilişki şu formülle ifade edilir: $\text{Sv} = \text{Gy} \times \text{WR}$. Bu denklemde WR (Radyasyon Ağırlık Faktörü – Radiation Weighting Factor), alfa, beta, gama ve X-ışını gibi farklı radyasyon türleri için değişkenlik gösteren bir radyasyon ağırlık faktörüdür.

Eşdeğer dozun birimi Sv'tir ve 1 Sv, 100 rem'e eşittir (White ve Pharoah, 2018).

1.2.2.5. Etkin Doz Birimi –Sievert(Sv)

Etkin doz, insanlarda iyonlaştırıcı radyasyona maruziyetten kaynaklanan genel sağlık riskini değerlendirmek için kullanılan bir ölçü birimidir. Bu doz, vücuttaki tüm dokuların aldığı eşdeğer dozların, her bir dokunun radyasyona karşı duyarlılığını yansıtan doku ağırlık faktörleri ile çarpılıp toplanmasıyla elde edilen, organizma düzeyindeki toplam doz ölçümüdür. Farklı dokuların radyasyona karşı duyarlılık düzeylerinin farklılık göstermesi nedeniyle, etkin doz hesaplamaları bu değişkenliği dikkate alır; kemik

iliği gibi yüksek radyosensitiviteye sahip dokular, daha az duyarlı dokulara kıyasla daha büyük bir sağlık riski oluşturur (Reece, Kim ve ark., 2009).

Her bir organ ya da dokunun eşdeğer dozu (H_T), dokunun doku ağırlık faktörü (WT) ile çarpılır ve bu çarpımların toplamı etkin doz değerini verir. Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP, 2007) tarafından belirlenen doku ağırlık faktörlerine göre, kırmızı kemik iliği, meme, kolon, akciğer ve mide için değer 0,12; gonadlar için 0,08; mesane, özofagus, karaciğer ve tiroid için 0,04; kemik yüzeyi, beyin, tükürük bezleri ve deri için 0,01; diğer özel dokuların toplamı ise 0,12 olarak belirlenmiştir. Bu faktörler, radyasyonun farklı dokular üzerindeki biyolojik etkilerini daha doğru bir şekilde değerlendirmek için kullanılmaktadır. Etkin doz, tıbbi prosedürlerde radyasyondan korunma stratejilerinde maruziyet riskini analiz etmek ve güvenlik standartlarını geliştirmek için kritik bir ölçüm birimidir (White ve Pharoah, 2018).

Etkin dozun SI birimi Sv'dir. Geleneksel tıbbi uygulamalarda, tanısal x ışını incelemeleri gibi durumlarda 1 Sv, genellikle 1 Gy'e eşit kabul edilir. Dönüşüm açısından, 1 Sv = 100 rem olarak ifade edilir (White ve Pharoah, 2018).

1.3 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

İyonize radyasyonların canlılar üzerinde biyolojik etki oluşturabilmesi için sahip oldukları enerjinin canlıyı oluşturan hücre ve dokular tarafından absorbe edilmesi ve dokularda dağılması gerekir. Bu etkiler, somatik ve genetik olarak iki ana gruba ayrılır. Somatik etkiler, radyasyona maruz kalan bireyin kendisinde ortaya çıkan etkilerdir. Genetik etkiler ise, üreme hücrelerinde meydana gelen hasar nedeniyle sonraki nesillere aktarılabilecek etkiler olarak tanımlanır (Steel, 1997; Ozalpan, 2001).

Biyolojik etkiler aynı zamanda radyasyona maruz kalma süresi ve etkilenme periyoduna bağlı olarak non-stokastik (deterministik) ve stokastik etkiler olarak sınıflandırılır. Non-stokastik etkiler belirli bir eşik doza bağlıdır ve doz arttıkça hasarın şiddeti artar. Stokastik etkilerde ise eşik doz bulunmaz ve yalnızca radyasyon dozundaki artış, etkinin ortaya çıkma olasılığını artırır (Arslan, 2017).

1.3.1. Radyasyon Hasarının Mekanizması

Radyasyonun biyolojik dokular üzerindeki etkileri, doğrudan veya dolaylı mekanizmalarla ortaya çıkabilir.

1.3.1.1. Doğrudan Etki

Doğrudan etki, X ışını fotonlarının veya ikincil elektronların biyolojik dokuları iyonize etmesi sonucunda meydana gelir. Bu etkiler, biyomoleküllerin iyonizasyonu ve DNA (Deoksiribonükleik asit) hasarı olmak üzere iki şekilde görülür. Biyomoleküllerin iyonizasyonunda, iyonlaştırıcı radyasyon; DNA, proteinler ve lipitler gibi molekülleri doğrudan iyonize ederek yapısal bozulmalara yol açar (Stratis, Zhang

ve ark., 2016). DNA hasarında ise, radyasyonun DNA ile doğrudan etkileşimi sonucunda baz değişiklikleri, zincir kırılmaları ve kromozomal sapmalar meydana gelir. Bu durum, potansiyel olarak mutasyonlara ve karsinogeneze neden olabilir (Slezak, Kura ve ark., 2015).

1.3.1.2. Dolaylı Etki

Dolaylı etkiler, su moleküllerinin ortam görevi gördüğü durumlarda ortaya çıkar. X ışını fotonları önce vücut içerisindeki suyu iyonize eder ve radyoliz yoluyla reaktif oksijen türleri ve reaktif azot türleri gibi serbest radikallere dönüşmesine yol açar. Oluşan serbest radikaller biyolojik dokularla etkileşime girerek, daha sonra DNA, proteinler ve lipitlere zarar verebilir ve hasarlar meydana getirir (Saini ve Gurung 2025).

1.3.2. Radyasyonun Biyolojik Moleküller Üzerindeki Etkileri

1.3.2.1. Deoksiribonükleik Asit (DNA) Hasarı

İyonize radyasyon, DNA üzerinde çeşitli türde hasarlara neden olabilir. Bu hasarlar arasında DNA iplikçiklerinin kırılması, çapraz bağlanmalar, DNA zincirleri arasındaki hidrojen bağlarının bozulması ve baz çiftlerinde değişiklik ya da kayıplar yer alır. En önemli hasar türleri, tek ve çift sarmal kırılmalarıdır. DNA üzerindeki hasar, iyonize radyasyonun DNA moleküllerini doğrudan iyonlaştırması veya dolaylı olarak reaktif oksijen türlerinin oluşumu yoluyla meydana gelir. Bu tür hasarlar genetik bilginin hatalı aktarılmasına ve mutasyonların ortaya çıkmasına neden olarak biyolojik etkiler yaratır (Staneva, Dimitrova ve ark., 2023).

1.3.2.2. Protein yapıları fonksiyonları

Proteinler, hücresel işlevlerin sürdürülebilmesi için gerekli biyomoleküllerdir ve görevlerini özgün üç boyutlu yapıları sayesinde yerine getirirler. İyonize radyasyon, özellikle serbest radikaller yoluyla bu yapıyı bir arada tutan bağlara zarar vererek proteinlerin şeklini bozar. Yapı kaybına uğrayan proteinler işlevsiz hale gelir; bu durum hücre metabolizmasını, onarımı ve savunma sistemini olumsuz etkiler (Whaites ve Drage, 2013; White ve Pharoah, 2018).

1.3.3. Somatik ve Genetik Etkiler

1.3.3.1. Non-stokastik Etkiler

Non-stokastik etkiler, belirli bir eşik dozun aşılmasıyla ortaya çıkan ve doz arttıkça şiddeti artan biyolojik etkilerdir. Erken dönem etkiler arasında Akut Radyasyon Sendromu, eritem, pulmoner pnömoni ve iyonize radyasyonun kıl foliküllerindeki mitotik hücrelerde hücre bölünmesini baskılamasıyla ortaya çıkan; maruziyet dozuna bağlı olarak geçici ya da kalıcı olabilen alopesi yer alırken, geç dönem etkiler

katarakt, akciğer fibrozisi, keratozis, infertilite ve fibroartropati gibi geç başlayan doku hasarlarını içermektedir (Arslan, 2017).

1.3.3.2. Stokastik Etkiler

Stokastik etkiler, eşik dozu bulunmayan ve doz arttıkça ortaya çıkma olasılığı artan biyolojik etkilerdir. Bu etkiler, genellikle sınırlı sayıda hücrenin ya da belirli dokuların etkilenmesiyle ortaya çıkar. Doz artışı etkilerin şiddetini değil, yalnızca görülme olasılığını artırır. Bu nedenle, doğal radyasyon düzeyinin üzerinde kesin bir emniyet sınırı belirlemek mümkün değildir. Lösemi, solid tümörler ve genetik mutasyonlar, stokastik etkilere örnek olarak gösterilebilir. Bu tür etkilerde, radyasyonun neden olduğu DNA hasarları tamir edilemediğinde ya da onarım sürecinde yeni mutasyonlar geliştiğinde, hücresel düzeyde kalıcı genetik değişiklikler meydana gelir. Oluşan mutasyonlar veya tümörler, doğal yollarla oluşarlardan ayırt edilemez niteliktedir (Arslan, 2017).

1.3.3.3. Genetik (Kalıtsal) Etkiler

İyonize radyasyonun üreme hücrelerinde kalıcı DNA hasarına neden olması sonucu ortaya çıkar. Bu etkiler, maruz kalan bireyde değil, sonraki nesillerde genetik bozukluklar şeklinde kendini gösterir. Radyasyonun sperm ya da ovum gibi germ hücrelerinde yol açtığı mutasyonlar, döllenme sonrası embriyoya aktarılabilir ve kalıtsal hastalıklara neden olabilir. Bu nedenle genetik etkiler de stokastik özellik gösterir; yani bir eşik dozları yoktur ve doz arttıkça görülme olasılıkları artar (Arslan, 2017).

1.4. Radyasyonun Ağız Dokuları Üzerindeki Etkileri

Baş-boyun bölgesine uygulanan radyasyon tedavileri, ağız içi dokular üzerinde önemli yan etkilere yol açabilir. Bu etkiler, tedavi sürecinde ve sonrasında hem fonksiyonel hem de yapısal değişiklikler ile kendini gösterir. Radyasyonun etkileri, maruz kalınan doz, süre, doku tipi ve bireysel duyarlılık gibi faktörlere bağlıdır (Whaites ve Drage, 2013).

1.4.1. Oral Mukoza Membranı

Oral mukoza; çok katmanlı yassı epitel ve bağ dokusundan oluşan, ağız boşluğunu kaplayan ve hem koruyucu hem de duyuşal işlevler üstlenen bir dokudur. Tat alma, sıcaklık, basınç ve ağrı gibi duyuları algılamada rol oynar ve fiziksel-kimyasal etkilere karşı bariyer oluşturur (Abdelghany, 2023).

Radyoterapi sırasında, özellikle bazal hücre tabakasındaki hızla bölünen hücreler radyasyona yüksek duyarlılık gösterir. Bu hücrelerin ölümü, epitel bütünlüğünün bozulmasına neden olur ve sonuçta

inflamasyon, kızarıklık ve ülserasyonla karakterize oral mukozit gelişir. Bu tablo genellikle kemoterapi ve radyoterapi gibi onkolojik tedavi süreçlerinde görülür (Franco, Lupi ve ark., 2023).

Mukozit tedavisi için başlıca yaklaşımlar arasında enfeksiyon riskini azaltmak amacıyla ağız hijyeninin sağlanması, yemek sırasında topikal anesteziğin kullanılması ve sekonder Candida albicans enfeksiyonlarına karşı antifungal tedavi yer alır. Mukozanın iyileşmesi genellikle radyoterapi tamamlandıktan sonraki iki ay içerisinde gerçekleşir. Ancak uzun dönemde vasküler yapılarda oluşan hasar nedeniyle mukoza atrofik, ince ve avasküler bir yapıya dönüşebilir. Bu durum, özellikle protez kullanan hastalarda travmaya bağlı ülserasyon riskini artırır (White ve Pharoah, 2018).

Ayrıca, oral mukozaya uygulanan ortalama dozun 40 Gy'nin altında tutulmasının, mukozitin şiddetini azaltmada etkili olduğu gösterilmiştir (Zheng, Cheng ve ark., 2015).

1.4.2. Tat Tomurcukları

Tat tomurcukları, radyasyona karşı yüksek duyarlılık gösteren yapılar arasında yer alır. Radyoterapi sürecinde uygulanan iyonize radyasyon, tat tomurcuğu hücrelerinde yapısal bozulmalara ve fonksiyon kaybına neden olur. Bu hasar, radyasyonun hücrelere aktardığı enerjiyle hücresel dejenerasyonu tetiklemesi sonucu ortaya çıkar ve tat alma duyusunda azalmaya yol açar (El-Haddad ve El-Faramawy, 2021).

Tat duyusundaki bozulmalar genellikle tedavinin ikinci veya üçüncü haftasında belirginleşir. Baş-boyun bölgesine yönelik radyoterapi, tat tomurcuklarında fonksiyonel kayba neden olarak hastaların yaşam kalitesini olumsuz etkiler. Bu etkilerin şiddeti, uygulanan dozun miktarına, radyasyon tipine ve hedeflenen anatomik bölgeye bağlı olarak değişiklik gösterir (Saini ve Gurung, 2025).

Düşük doz radyasyon uygulamaları kapsamında, 4 ila 6 Gy'lik dozlar tat tomurcuğu hücrelerinde apoptozu artırarak morfolojik bozulmalara yol açar. Buna karşılık, 16 ila 24 Gy arasında değişen daha yüksek dozlar özellikle tip II tat hücrelerinde belirgin hücre kayıplarına neden olur. Radyasyon sonrasında sınırlı düzeyde iyileşme gözlemlenebilmekle birlikte, tat fonksiyonunun tamamen geri kazanılması çoğu zaman mümkün olmaz (Qiu ve ark., 2023).

Ortalama 5000 cGy'nin (santigray) üzerindeki radyasyon dozlarının, 5000 cGy'nin altındaki dozlara kıyasla uzun vadeli tat kaybı riskini anlamlı düzeyde artırdığı bildirilmiştir (Chen, Tsai ve ark., 2019). Ayrıca, tat türleri radyasyondan farklı oranlarda etkilenmektedir; tatlı ve tuzlu tat duyuları en fazla zarar gören grubu oluştururken, ekşi tat duyusunun genellikle daha az etkilendiği veya korunduğu belirtilmektedir (Saini ve Gurung, 2025).

1.4.3. Tükürük Bezleri

Tükürük bezlerinin parankimal bileşeni radyasyona oldukça duyarlıdır. Parotis bezi, submandibular ve sublingual bezlere kıyasla daha yüksek radyosensitivite göstermekte olup, bu durum seröz asini hücrelerinden zengin yapısına bağlanmaktadır. Yüksek doz radyoterapi uygulamaları sırasında tükürük salgısında belirgin ve giderek artan bir azalma gözlenir. Özellikle 60 Gy’lik dozlarda tükürük akışı neredeyse tamamen durabilir.

Tedavi sürecinin etkileri arasında ağız kuruluğu, artan hassasiyet, düşük hacimli viskoz tükürüğün salgılanması, pH değerinin normalin 1 birim altına düşmesi ve diş minesinin dekalsifikasyonu bulunmaktadır. Tükürüğün tamponlama kapasitesinde %44’e varan azalma da bu süreçte gözlemlenebilir. Histolojik açıdan değerlendirildiğinde, radyoterapi tedavisi başladıktan hemen sonra seröz asini hücrelerinde akut inflamatuvar bir yanıt görülür. Ancak büyük tükürük bezlerinin bir kısmı korunmuşsa, kalan dokularda telafi edici hipertrofi gelişebilir ve ağız kuruluğu genellikle 6 ila 12 ay içinde azalır. Bununla birlikte, bir yıl veya daha uzun süre devam eden tükürük akışı kaybının önemli bir iyileşme göstermesi olası değildir. Özellikle baş ve boyun kanserlerinde uygulanan radyasyon tedavisi, genellikle tükürük bezlerinde ciddi hasara yol açarak ksero stomi ve fonksiyon kayıplarına neden olur (Slezák, Kura ve ark., 2015).

Tükürük bezlerinde ortaya çıkan hasarın boyutu, alınan radyasyon dozuna bağlıdır. Submandibular bezler için 15 Gy’lik tek bir doz, ilerleyici hasara neden olabilir ve bir yıl içinde tükürük salgısını %75’e kadar azaltabilir. 40–60 Gy arasındaki dozlar ciddi işlev bozukluklarına, 140 Gy’nin üzerindeki dozlar ise hafif ila orta dereceli disfonksiyona yol açar (Açıköz ve ark., 2021). Parotis bezlerinde 20 Gy’nin üzerindeki dozlar hafif ila orta düzeyde işlev bozukluğu, 40 Gy’nin üzerindeki dozlar ise ciddi işlev kaybına neden olurken, 15 Gy’lik bir doz vakuolizasyon ve fibrozis gibi yapısal hasarlara yol açabilir (De la Cal, Fernández-Solari ve ark., 2012).

Radyasyon tedavisinin akut toksisiteleri, radyasyon dozuyla artış gösterir ve akut mukozal toksisite şiddeti doz ile doğrudan ilişkilidir (Bölling, Weege ve ark., 2015). Kronik etkiler arasında tükürük akışında uzun vadeli azalma ve bezlerde yapısal değişiklikler yer alır. Ancak radyasyon dozu belirli eşiklerin altında tutulursa tükürük akış hızında iyileşme gözlemlenebilir. 25–30 Gy’nin altındaki dozlar, iki yıl içinde tükürük fonksiyonunun önemli ölçüde toparlanmasına olanak tanır. Daha yüksek dozlar ise genellikle kalıcı işlev bozukluğuna neden olur (Li, Taylor ve ark., 2007).

1.4.4. Dişler

Baş ve boyun kanserlerinin radyoterapisinde kullanılan yüksek dozlu iyonlaştırıcı radyasyon, diş sağlığını önemli ölçüde etkileyebilir. Araştırmalar, 30 ila 71,2 Gy arasındaki radyasyon dozlarının, pulpa duyarlılığı testine yanıt veren diş sayısında azalma ile ilişkilendirildiğini ve bunun diş pulpasında olası hasara işaret ettiğini göstermektedir (Kataoka ve ark., 2012).

Ayrıca, 50 Gy'nin üzerindeki dozların diş dokularında sertlikte azalma ve çürüğe karşı duyarlılığın artması gibi yapısal değişikliklere yol açabileceği belirtilmiştir (Kataoka ve ark., 2012).

Buna karşın, intraoral, panoramik ve KIBT gibi diş radyografisi prosedürlerinde genellikle çok daha düşük radyasyon dozları kullanılmaktadır. KIBT'te uygulanan dozlar 19 ila 1073 mikrosievert (μSv) arasında değişmekte olup, bu değerler terapötik dozlardan önemli ölçüde daha düşüktür (Li, 2013). Ancak, diş röntgenlerine tekrar tekrar maruz kalmanın tiroid kanseri ve menenjiyom riskinde artışla ilişkili olabileceği de gözlemlenmiştir (Memon, Rogers ve ark., 2019)

1.4.4.1. Radyasyon Çürüğü

Radyasyon, diş dokularının kimyasal bileşiminde ve fiziksel özelliklerinde değişikliklere neden olabilir. Mine, dentine göre daha az etkilenme eğiliminde olsa da, her iki dokuda da sertlikte azalma ve kırılganlıkta artış görülebilir (Kataoka ve ark., 2012). Yüksek doz radyasyon, dentindeki organik matrisin parçalanmasına yol açarak dişleri çürüğe karşı daha duyarlı hale getirebilir (Velo, Farha ve ark., 2017).

Radyoterapiye maruz kalan bireylerde sık görülen bir diş çürüğü türü, tükürük bezlerindeki ve tükürük bileşimindeki değişikliklerden kaynaklanır. Radyoterapi, tükürük akışını azaltır, pH seviyesini düşürür, tamponlama kapasitesini zayıflatır ve tükürüğün viskozitesini artırır. Bu değişiklikler, tükürüğün normal temizleme etkisinin azalmasına neden olarak ağız içerisinde kalıntıların hızla birikmesine yol açar (Lin, Helgeson ve ark., 2022).

1.4.5. Kemik

Terapötik dozlarda uygulanan radyasyon tedavisi, periosteum ve kortikal kemik damarlarında meydana gelen hasar nedeniyle maksillofasiyal bölge kemiklerinde ciddi yapısal ve işlevsel değişikliklere yol açabilir. Kortikal kemiğin damarlarını oluşturan Havers ve Volkmann kanallarındaki endotelial hasar, kemik dokusunun kanlanması bozarak hipoksik, hiposelüler ve hipovasküler bir ortam oluşturur. Bu etkiler, osteoklast ve osteoblast hücrelerinin tahribatıyla ilişkilidir. Radyasyonun ardından, normal kemik iliğinin yerini yağlı ve fibröz bağ dokusuna sahip bir kemik iliği alır. Endosteum atrofiye uğrar ve osteoblastik ile osteoklastik aktivitede belirgin bir azalma gözlemlenir. Bunun sonucu olarak, kompakt

kemiğin belirli boşluklarında nekrozu işaret eden değişiklikler görülebilir. Mineralizasyon derecesindeki azalma ise kemiğin kırılgan hale gelmesine yol açar. Kemik ölümü meydana geldiğinde, bu durum osteoradyonekroz olarak adlandırılır (White ve Pharoah, 2018).

Osteoradyonekroz, genellikle baş ve boyun bölgesindeki maligniteler için uygulanan radyoterapinin ardından ortaya çıkan osteomiyelit olarak tanımlanır ve radyasyon tedavisinin tamamlanmasından sonra en az üç ay boyunca açıkta kalan kemiğin varlığı ile karakterizedir. Bu durum, kemikte iyileşmeyen ve tedavisi zor yaralara neden olabilir. Alt çenede, üst çeneye göre daha sık görülmesinin nedeni, maksillanın daha zengin bir vasküler yapıya sahip olması ve mandibulanın daha sık radyoterapiye maruz kalmasıdır. Ayrıca, kemik tarafından absorbe edilen radyasyon dozu arttıkça osteoradyonekroz riski de artmaktadır (Singh ve ark., 2018).

1.5. Radyasyondan Korunma Prensipleri

1.5.1. Temel Koruma Prensipleri

Radyasyondan korunma, iyonlaştırıcı radyasyonun zararlı etkilerinden bireyleri ve çevreyi korumayı amaçlayan bir disiplindir. Bu alanın temel prensipleri; gerekçelendirme, optimizasyon ve doz sınırlandırması olmak üzere üç ana kavram üzerine kuruludur. Bu prensipler, radyasyon kullanımının güvenliğini sağlamak için sistematik ve bilimsel bir yaklaşım sunar (Vano, Gonzalez ve Ten, 2005).

Gerekçelendirme:

Radyasyona maruz kalınacak her durumda, uygulanacak işlemin sağlayacağı yararın, oluşturacağı riskten fazla olması gerekir. Bu ilke, radyasyonun yalnızca tıbbi, bilimsel veya endüstriyel anlamda açık bir fayda sağladığında kullanılmasını ifade eder. Özellikle tıbbi uygulamalarda, tanı ya da tedavi amacıyla yapılan işlemlerin hastaya sağlayacağı klinik yararın, maruz kalacağı dozdan daha ağır basması gerekir (Lewis, 2011).

Optimizasyon:

Optimizasyon prensibi, radyasyon dozunun teknik ve pratik olarak mümkün olan en düşük düzeyde tutulmasını esas alır. Bu yaklaşım, literatürde genellikle ALARA (As Low As Reasonably Achievable) ilkesi olarak adlandırılır. Prensip; koruyucu bariyer ve donanımların kullanılması, radyasyon kaynağı ile mesafenin artırılması ve maruz kalma süresinin azaltılması gibi yöntemlerin uygulanmasını kapsar (Lewis, 2011; Singh ve ark., 2018; Kracmerova ve Holm, 2022; Hansson, 2013).

Doz Sınırlandırması:

Bu prensip, bireylerin kabul edilemez düzeyde radyasyon riskine maruz kalmasını önlemek için

belirlenen doz limitlerini esas alır. Bu sınırlar özellikle radyasyonla çalışan profesyoneller ve genel halk için geçerlidir. Tıbbi maruziyetlerde ise doğrudan doz limiti uygulanmaz; bunun yerine gerekçelendirme ve optimizasyon ön plandadır. Doz limitleri, genellikle ICRP gibi yetkili kuruluşların önerileri doğrultusunda belirlenir (Vaillant, 2024).

Gerekçelendirme, optimizasyon ve doz sınırlandırması ilkeleri; iyonlaştırıcı radyasyonun çeşitli alanlarda güvenli, kontrollü ve sorumlu bir şekilde kullanımını sağlamak açısından temel oluşturur. Bu ilkelere uyum sağlandığında, hem bireysel sağlık hem de çevresel güvenlik açısından radyasyon riskleri en aza indirilebilir (Vaillant, 2024)

1.5.2. Klinik Radyolojik Uygulama ve Denetim Stratejileri

1.5.2.1. Radyolojik Tekniklerin Standartlaştırılması ve Klinik Seçim Kriterleri

Diş hekiminin temel sorumluluklarından biri, radyolojik teknik seçimini hasta güvenliğini ön planda tutarak klinik göstergelere ve belirlenmiş kılavuzlara uygun şekilde yapmaktır. Bu süreçte, hastanın durumunu doğru bir şekilde değerlendirmek ve gereksiz radyasyon maruziyetini önlemek hekimlerin görevidir. İlk değerlendirmelerde, genellikle bitewing ve periapikal radyografiler tercih edilmelidir (Muzzin, Flint ve ark., 2019). Daha karmaşık vakalarda ise, diş hekiminin kararı doğrultusunda panoramik radyografiler ve KIBT gibi ileri görüntüleme teknikleri kullanılabilir (Martínez Beneyto, Alcaráz Banos ve ark., 2007).

Ayrıca diş hekimleri, standart röntgen tekniklerini doğru ve özenli bir şekilde uygulamalıdır. Bu, yüksek kaliteli radyografilerin elde edilmesini sağlar ve hastanın gereksiz veya tekrarlayan radyasyona maruz kalma riskini en aza indirir. Diş hekiminin bu yaklaşımları benimsemesi hem hasta güvenliğini artırmakta hem de tanısal etkinliğin sağlanmasına katkıda bulunmaktadır (Benavides ve ark., 2024).

1.5.2.2. Radyolojik Ekipmanlarının Periyodik Kontrolü

Radyolojik ekipmanların düzenli olarak denetlenmesi, diş hekimliğinde hasta ve çalışan güvenliğinin korunması ile tanısal görüntülerin kalitesinin sürdürülebilmesi açısından temel bir gerekliliktir. Bu denetimlerin amacı yalnızca cihazların çalışır durumda olduğunu doğrulamak değil, aynı zamanda gereksiz radyasyon maruziyetini önleyerek koruyucu uygulamaların sürekliliğini sağlamaktır (Benavides ve ark., 2024).

Bu kapsamda uygulanan kalite güvence programları; cihaz performansının izlenmesi, potansiyel arızaların erken tespiti, radyasyon sızıntılarının önlenmesi ve görüntüleme standartlarının korunması gibi çok boyutlu bir süreci içerir. Cihazların yasal düzenlemelere ve teknik standartlara uygunluğunun

belgelenmesi, hem klinik doğruluğu artırmakta hem de güvenlik risklerini azaltmaktadır. Rutin kalite kontrol testleri ise; radyasyon sızıntısı, voltaj kararlılığı, film işleme parametreleri ve görüntü çözünürlüğü gibi teknik bileşenlerin düzenli olarak izlenmesini sağlar. Bu testler sayesinde, ekipman kaynaklı maruziyet artışlarının önüne geçilirken, hasta ve operatör için daha güvenli bir çalışma ortamı oluşturulur (Hatzioannou, Psarouli ve ark., 2005).

Tüm bu teknik önlemleri tamamlayıcı nitelikte olan sürekli mesleki eğitim, diş hekimlerinin güncel radyasyon güvenliği uygulamalarına hâkim olmasını destekler. Araştırmalar, bu tür eğitimlerin güvenlik protokollerine uyumu artırdığını ve hastaların aldığı radyasyon dozlarını anlamlı ölçüde azalttığını göstermektedir (Singh, Sinha ve ark., 2018; Hart ve Dugdale, 2013).

Sonuç olarak, periyodik ekipman denetimleri ve sürekli eğitim programları birlikte ele alındığında; hem klinik etkinlik hem de radyasyona bağlı risklerin azaltılması açısından vazgeçilmez bileşenlerdir.

1.5.2.3. Radyasyon Dozunu Azaltan Teknik Yöntemler

1.5.2.3.1. Görüntü Reseptörleri ve Film Hızı

Diş hekimliğinde kullanılan görüntüleme sistemleri, geleneksel film tabanlı sistemlerden gelişmiş dijital sistemlere doğru önemli bir evrim geçirmiştir. Bu dönüşüm, radyasyon maruziyetinin azaltılması, tanısal doğruluğun artırılması ve hasta güvenliğinin geliştirilmesi gibi birçok avantaj sağlamıştır.

Geleneksel film tabanlı sistemler genellikle E-hız ve D-hız filmleri içermektedir. E-hız film, D-hız filme kıyasla neredeyse yarı yarıya daha az ışınlama süresi gerektirir ve radyasyon maruziyetini azaltırken tanısal kaliteyi korur (Ardakani, Davari ve ark., 2004). F-hız ise daha yüksek bir görüntü kalitesi sunar; ancak, bu durum daha yüksek radyasyon dozlarına neden olmasıyla sınırlayıcıdır (Bhaskaran, Qualtrough ve ark., 2005; Ajmal and Elshinawy, 2014).

Dijital sistemler, görüntüleme alanında devrim niteliği taşıyan yenilikler sunmuştur. Doğrudan dijital sistemler, charge-coupled device (CCD) ve complementary metal oxide semiconductor (CMOS) sensörlerini kullanarak hızlı görüntü oluşturma ve pozlama düzeltme kolaylığı sağlar (Coffman ve Brigden, 2013; Schwerter-Medina, Ríos-Kremer ve ark., 2024). Dolaylı dijital sistemler ise photostimulable phosphor (PSP) plakalarını kullanır. PSP sistemlerinin esnek yapısı, belirli hasta gruplarında avantaj sağlarken, daha geniş bir görüntüleme alanı ve düşük yedekleme maliyetleri sunmaktadır (Mastoris, Yoshiura ve ark., 2004).

Yüksek hızlı filmler, radyasyon maruziyetini azaltmada önemli bir yere sahiptir. E-hız ve F-hız filmleri daha az pozlama süresi gerektirir ve bu durum radyasyon dozlarının azaltılmasını sağlar. E-hız film, D-hız filme kıyasla neredeyse yarı yarıya daha az ışınlama süresi gerektirir. (Ardakani, Davari ve ark., 2004; Mastoris, Yoshiura ve ark., 2004). Dijital reseptörler ise özellikle PSP sistemleri aracılığıyla

radasyon dozlarını önemli ölçüde azaltabilir. PSP sistemlerinin, geleneksel filmlere kıyasla pozlama süresini %70'e kadar azaltabildiği gösterilmiştir (Bhaskaran, Qualtrough ve ark., 2005). Ancak, dijital sistemlerin görüntü kalitesi açısından, özellikle geleneksel hızlı filmlerle karşılaştırıldığında sınırlamaları olabileceği de belirtilmiştir (Ardakani, Davari ve ark., 2004).

1.5.2.3.2. Kolimasyon

Kolimatörler, X ışını demetinin boyutunu sınırlayarak gereksiz dokuların radyasyona maruz kalmasını önlemeye yönelik temel bir koruyucu bileşen olarak görev yapar. İntraoral radyografide yaygın olarak yuvarlak ve dikdörtgen olmak üzere iki tip kolimatör kullanılmaktadır. Yapılan karşılaştırmalı çalışmalar, dikdörtgen kolimatörlerin yuvarlak kolimatörlere kıyasla yaklaşık 3,2 kat daha fazla doz azaltımı sağladığını ve etkili dozda %60'a varan bir azalma oluşturduğunu göstermektedir. Bu nedenle, intraoral radyografik uygulamalarda dikdörtgen kolimatörlerin tercih edilmesi önerilmektedir (Goren, Bonvento ve ark., 2011; Vijayan, Shah ve ark., 2022).

1.5.2.3.3. Kilovoltaj (kVp) ve Filtrasyon

Dental radyolojide kullanılan röntgen cihazlarında kilovoltaj (kVp) ayarı, görüntü kalitesi ve hasta güvenliği açısından kritik bir öneme sahiptir. X-ışını fotonlarının penetrasyon ve absorpsiyon özelliklerini etkileyen bu parametre, doğrudan görüntü kalitesini ve hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu belirler (Tümer ve Ülgen, 2010; Cavalcanti ve Santos, 2022). İntraoral X-ışını cihazları için önerilen kVp aralığı genellikle 60–70 kVp olup, bu değer aralığı görüntü kalitesi ile radyasyon maruziyetini en aza indirme arasında optimal bir denge sağlar. 60 kVp'nin altında çalışan cihazların hastanın daha fazla radyasyona maruz kalmasına neden olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, kVp ayarının 60–80 aralığında tutulması önerilmektedir (Spyropoulos, Manousaridis ve ark., 2013).

Filtrasyon, X-ışını demetinden görüntü oluşumuna katkı sağlamayan ancak hasta dozunu artıran düşük enerjili fotonların uzaklaştırılmasını sağlayan önemli bir koruma sürecidir. Bu işlem, ışın demetinin kalitesini artırarak gereksiz radyasyon maruziyetini azaltır (Kitagawa ve Farman, 2004). Klinik uygulamalarda en yaygın kullanılan filtre materyali alüminyumdur. <70 kVp ile çalışan dental röntgen makinelerinde 1,5 mm; ≥70 kVp ile çalışanlarda ise 2,5 mm kalınlığında alüminyum filtrasyon kullanılması önerilmektedir (ICRP, 2007).

Kitagawa ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, dental X-ışını dedektörünün sinyal-gürültü oranını (SNR) değerlendirmek amacıyla 2,7 mm kalınlığında alüminyum filtrasyon uygulanmış ve yüksek filtrasyonla birleştirilmiş daha düşük kVp ayarlarının SNR'yi iyileştirdiği gösterilmiştir (Kitagawa ve

Farman, 2004). Bu bulgu, radyografik görüntülerin tanısal yeteneğini artırmak için filtrasyonun optimize edilmesinin gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Uygun kVp değerleri ile yeterli filtrasyonun birlikte uygulanması, görüntü kalitesinin korunması ve hasta dozunun azaltılması açısından temel bir ilkedir. Bu nedenle, kVp ve filtrasyon ölçümlerini içeren düzenli kalite güvence testlerinin yapılması, dental X-ışını cihazlarının güvenli, tutarlı ve yasal standartlara uygun şekilde çalışmasını sağlamak açısından büyük önem taşımaktadır (Hart ve Dugdale, 2013).

1.5.2.3.4. Koruyucu Ekipman Kullanımı

Diş hekimlerinin istenmeyen radyasyona maruz kalmasını önlemek için kurşun önlük ve tiroid koruyucu gibi koruyucu cihazların kullanımı önemlidir. Röntgen çekimi sırasında çalışan kişi, koruyucu kurşun önlük ve kurşun eldiven kullanarak kendisini radyasyondan koruyabilir. Tiroid bezi, radyasyona bağlı tümörlere karşı en hassas organlardan biri olarak kabul edilmektedir. Ayrıca, hamile kadınlarda tiroid bezinin radyasyona maruz kalması, düşük doğum ağırlıklı bebeklerin doğmasına neden olabilmektedir. Bu nedenle, özellikle çocuklar ve hamile hastaların ağız içi radyografileri sırasında tiroid yakasının kullanımı tavsiye edilmektedir. Tiroid koruyucu kullanımıyla, tiroid bezinin radyasyona maruziyetinin %50 oranında azaltılabileceği tahmin edilmektedir. Kadın hastaların radyografilerinin çekilmesi sırasında kurşun önlük kullanılması da güçlü bir şekilde önerilmektedir. Özellikle hamileliğin 8 ila 15. haftaları arasındaki dönemde, gelişmekte olan fetüsün istenmeyen radyasyona maruz kalması, kromozomal anormallikler ve zeka geriliği gibi ciddi riskler taşımaktadır (Singh ve ark., 2018).

1.5.3. Pozlama Süresi ve Tekrar Çekimlerin Azaltılması

Dental görüntüleme uygulamalarında radyasyon dozunu en aza indirmek amacıyla pozlama süresinin optimize edilmesi ve tekrar çekim oranlarının azaltılması büyük önem taşır. Geleneksel film tabanlı sistemlerde kullanılan E-hız ve F-hız filmleri, D-hız filmlere kıyasla daha kısa pozlama süresi gerektirir. Bu durum, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun azaltılmasına katkı sağlar. Özellikle E-hız film, D-hız filme göre yaklaşık %50 oranında daha az radyasyon gerektirir (Ardakani, Davari ve ark., 2004).

Dijital görüntüleme sistemlerinin yaygınlaşmasıyla birlikte, pozlama süresinde ve hasta dozlarında önemli azalmalar sağlanmıştır. Özellikle photostimulable phosphor (PSP) tabanlı sistemlerin, geleneksel filmlere kıyasla pozlama süresini %70'e kadar azaltabildiği gösterilmiştir (Bhaskaran, Qualtrough ve ark., 2005). Ancak, dijital sistemlerin görüntü kalitesi açısından bazı sınırlamaları bulunmakta olup, bu sistemlerin doğru kullanımı ve kalibrasyonu, tekrar çekim ihtiyacını en aza indirmek açısından kritik öneme sahiptir.

Tekrar çekimlerin azaltılması için doğru hasta pozisyonlaması, uygun görüntüleme parametrelerinin seçimi ve görüntüleme ekipmanlarının düzenli bakımı büyük önem taşır. Bu uygulamalar sayesinde hem hasta güvenliği artırılmakta hem de gereksiz radyasyon maruziyeti önlenmektedir.

1.5.4. Diagnostik Referans Seviyeleri (DRL)

Diagnostik Referans Seviyeleri (DRL), tanısal amaçlı radyolojik işlemlerde hastaların maruz kaldığı radyasyon dozlarını değerlendirmek ve optimize etmek amacıyla oluşturulan kılavuz doz düzeyleridir. Bu seviyeler, radyolojik prosedürlerin optimizasyonunda önemli bir araç olarak kullanılır ve hasta maruziyetini güvenli sınırlar içinde tutarken tanısal kalitenin korunmasını hedefler. DRL'ler, alışılmadık derecede yüksek radyasyon dozlarını belirlemek ve bu dozların nedenlerini analiz ederek azaltılmasını sağlamak amacıyla rehberlik eder. Bununla birlikte, DRL'ler yasal bir sınır ya da kısıtlama değildir; düzenleyici veya ticari bir bağlayıcılığı bulunmaz (Helmrot ve Carlsson, 2005; Doriguëtto, Americano ve Devito, 2020).

DRL'ler genellikle çok sayıda radyografik tesisten elde edilen veriler üzerinden tanımlanır. Örneğin, Yunanistan'da 529 dental tesisten alınan verilerle hem dijital hem de film tabanlı görüntüleme sistemleri için DRL'ler oluşturulmuştur (Manousaridis, Koukorava ve ark., 2013). Almanya'da ise panoramik radyografi için DRL'ler, doz-alan ürünü (DAP) ölçümlerine dayalı olarak belirlenmiştir (Poppe, Looe ve ark., 2007). Radyasyon dozlarındaki farklılıkların, çoğunlukla kullanılan cihaz türü (dijital/analog) ve teknik parametrelerle ilişkili olduğu bildirilmiştir.

İspanya'da 2002–2014 yılları arasında intraoral radyografi için tanımlanan DRL'lerde %41,7 oranında azalma saptanmıştır. Bu bulgu, ülkede radyasyon güvenliği uygulamalarında kaydedilen ilerlemeleri göstermektedir (Alcaraz, Velasco ve ark., 2016).

DRL'lerin klinik uygulamalara entegrasyonunda bilgi düzeyi ile pratik uygulama arasında boşluklar olduğu görülmektedir. Örneğin, Birleşik Arap Emirlikleri'nde yapılan bir çalışmada, birçok diş hekiminin DRL'leri bildiği ancak klinik uygulamalarında yeterince kullanmadığı tespit edilmiştir (David, Luke ve ark., 2024). Bu nedenle, radyasyondan korunma bilincinin artırılması ve DRL uygulamalarına uyumun sağlanması açısından sürekli mesleki eğitim programları büyük önem taşımaktadır (Hart & Dugdale, 2013).

Hasta dozunun değerlendirilmesinde, genellikle hasta bazlı dozimetri ve fantom bazlı dozimetri yöntemleri kullanılmaktadır. Her iki yöntem de DRL'lerin doğru belirlenmesi ve klinik doz optimizasyonunda etkili araçlar olarak kabul edilmektedir (Vassileva & Rehani, 2015).

1.5.5. Radyasyon Dozunun Değerlendirilmesinde Kullanılan Parametreler

Tanısal radyoloji uygulamalarında, hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunu değerlendirmek amacıyla çeşitli fiziksel ölçüm parametreleri kullanılmaktadır. Bu parametreler, hem hasta güvenliğinin sağlanması hem de doz optimizasyonu ilkelerinin uygulanması açısından kritik öneme sahiptir. En sık başvuru ölçüm parametreleri arasında Giriş Cilt Dozu (Entrance Surface Dose – ESD), DAP ve Hava Kerma-Alan Çarpımı (Kerma-Area Product – PKA) yer almaktadır.

1.5.5.1. Hava Kerma

Hava Kerma, iyonlaştırıcı radyasyonun havada birim kütle başına bıraktığı kinetik enerjiyi ifade eder. Terim, İngilizce “Kinetic Energy Released per unit MAss” ifadesinden türetilmiştir. SI birimi Gy olup, bazı durumlarda C/kg ya da Röntgen birimleri de kullanılabilir. Hava kerma, radyasyon kaynağından yayılan enerji yoğunluğunu değerlendirmede ve radyolojik cihazların kalibrasyon süreçlerinde kullanılır. Tanısal radyoloji ve dozimetri uygulamalarında temel ölçüm aracı olarak yaygın biçimde tercih edilmektedir (White & Pharoah, 2018).

1.5.5.2. Doz-Alan Ürünü (DAP)

DAP, hastanın aldığı radyasyon dozunun, ışınlanan alanın yüzölçümüyle çarpılmasıyla elde edilen bir ölçümdür. Uluslararası Birim Sistemi’ndeki (SI) birimi gray-santimetrekare ($Gy \cdot cm^2$) olarak ifade edilir; bu, birim alana düşen toplam radyasyon enerjisini gösterir. DAP, yalnızca radyasyon miktarını değil, ışının vücuda yayıldığı alanı da dikkate alır. Bu parametre; deri hasarı riskinin değerlendirilmesi, hasta maruziyetinin izlenmesi ve tanısal referans seviyelerinin belirlenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (White & Pharoah, 2018).

1.5.5.3. Hava Kerma-Alan Çarpımı (PKA)

Diğer adıyla Kerma-Alan Çarpımı, DAP ile benzer bir şekilde toplam radyasyon maruziyetini değerlendiren bir parametredir. PKA, genellikle miligray x santimetrekare ($mGy \cdot cm^2$) birimiyle ifade edilir ve PKA ölçer adı verilen bir iletim iyonizasyon odası kullanılarak ölçülür. Bu ölçümlerin doğru bir şekilde yapılabilmesi için PKA ölçerin kalibre edilmesi ve radyasyon ışınındaki zayıflama faktörlerinin bilinmesi gereklidir. Ayrıca, etkin dozu tahmin etmek için, X-ışını muayenesi türü ve radyasyon ışın kalitesine bağlı dönüşüm faktörleri kullanılır. Etkin dozun daha hassas bir şekilde tahmini için doz simülasyon yazılımları devreye alınabilir (Thilander-Klang ve Helmrot, 2010).

1.5.5.3.1. Klinik Kullanım ve Etkin Doz Tahmini

PKA, etkin dozun tahmini için her bir X-ışını uygulamasına özgü dönüşüm faktörleri kullanılarak hesaplanır. Bu dönüşüm faktörleri, uygulamanın türüne, ışın kalitesine ve hastanın özelliklerine bağlı olarak değişiklik gösterir. Daha hassas doz tahminleri elde etmek için doz simülasyon yazılımlarından yararlanılabilir. PKA, özellikle dental radyolojide DRL belirlenmesinde, hasta maruziyetinin kontrol altına alınmasında ve radyasyon güvenliğinin güçlendirilmesinde kritik bir ölçüm parametresi olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Thilander-Klang & Helmrot, 2010).

1.5.5.3.1.1. Dental Radyolojide Kullanım

Dental radyolojide, DAP ve PKA, DRL belirlenmesinde temel parametreler olarak kritik bir rol oynar. Bu ölçümler, hasta güvenliğini sağlamak ve radyasyon maruziyetini optimize etmek için büyük önem taşımaktadır (Thilander-Klang ve Helmrot, 2010). Çizelge 1’de özetlendiği üzere, DAP ve PKA parametreleri hem tanısal referans seviyelerinin optimize edilmesi hem de radyasyon güvenliği uygulamalarının güçlendirilmesi açısından önemli katkılar sağlamaktadır.

DAP ve PKA, toplam radyasyon maruziyetinin değerlendirilmesinde benzer şekillerde kullanılsa da PKA, etkin dozun tahmini için daha spesifik bir parametre olarak öne çıkar. Bu parametreler, dental radyolojide tanısal referans seviyelerinin belirlenmesi ve radyasyon güvenliği uygulamalarının güçlendirilmesi açısından kritik öneme sahiptir. Daha hassas doz tahminleri elde etmek için doz simülasyon yazılımlarından yararlanılması mümkündür (Thilander-Klang ve Helmrot, 2010). Çizelge 1, dental radyolojide kullanılan radyasyon ölçüm parametrelerinin özelliklerini ve kullanım alanlarını göstermektedir.

Çizelge 1. Radyasyon Ölçüm Parametreleri: Genel Özellikler ve Diş Hekimliği Uygulamaları

Parametre	Tanım	SI Birimi	Genel Kullanım Alanı	Diş Hekimliği Radyolojisinde Kullanım
Hava Kerma	İyonlaştırıcı radyasyonun havada birim kütle başına bıraktığı kinetik enerji miktarı	Gy	Radyolojik cihazların kalibrasyonu ve radyasyon dozimetresi	X-ışını tüplerinin doğruluğu ve kalibrasyonu
Doz-Alan Ürünü (DAP)	Radyasyon dozu ile ışınlanan alanın yüzölçümünün çarpımıyla hesaplanan toplam radyasyon etkisi	Gray·cm ² (Gy·cm ²)	Hasta güvenliğinin izlenmesi ve deri hasarı riskinin tahmini	Tanısal referans seviyelerinin belirlenmesi
Hava Kerma-Alan Çarpımı (PKA)	Hava kerma değeri ile ışınlanan alanın çarpımıyla elde edilen spesifik bir ölçüm	mGy·cm ²	Etkin doz tahmini, tanısal referans seviyelerinin belirlenmesi	Etkin doz analizi ve radyasyon güvenliğinin güçlendirilmesi
Giriş Yüzey Cilt Dozu (ESD)	Radyasyonun ciltte giriş noktasında soğurulan lokal doz	Gy	Radyasyon güvenliği standartlarının geliştirilmesi ve hasta güvenliği	Lokal doz tahmini ile güvenlik artırımı
Organ Dozu	Organ başına emilen ortalama dozun tahmini	mGy	Etkili doz hesaplamaları ve dokulara yönelik radyasyon etkilerinin değerlendirilmesi	Dozun biyolojik etkilerinin doğrulanması
Verilen Enerji (ε)	Radyasyon ışınının dokular tarafından soğurulan toplam enerji miktarının tahmini. PKA ölçümüne dayanır	Joule (J)	Etkin doz değerlendirmelerine yardımcı olmak.	Biyolojik etkilerin daha doğru tahmin edilmesi

1.5.5.4. Giriş Yüzey Cilt Dozu (ESD)

Giriş Yüzey Cilt Dozu (ESD), İngilizce “Entrance Skin Dose” ifadesinin kısaltmasıdır ve radyasyonun hastanın vücuduna giriş noktasında cilt tarafından soğurulan lokal radyasyon dozunu ifade eder. Tanısal radyolojide, hasta maruziyetinin izlenmesi ve minimize edilmesi açısından kritik bir parametredir. SI birimi Gray (Gy) olan ESD, genellikle termolüminesans dozimetre (TLD) kullanılarak ölçülür. Bu tür ölçümlerin doğruluğu, elde edilen sinyalin uygun şekilde kalibre edilmesine bağlıdır.

ESD yalnızca cilt yüzeyindeki lokal dozu (geri saçılım dahil) yansıtır ve diğer organlara ya da vücut bölgelerine ilişkin doz bilgisi sağlamaz. Bu nedenle, her görüntüleme işlemi için radyasyon alanının merkezinde en az bir ölçüm yapılması önerilmektedir. Dental radyoloji uygulamalarında, ESD, DRL belirlemede yaygın olarak kullanılan temel parametrelerden biridir.

Bu özelliği sayesinde ESD, hem lokal radyasyon etkilerinin değerlendirilmesinde hem de radyolojik güvenlik standartlarının iyileştirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır (Thilander-Klang & Helmrot, 2010)

1.5.5.5. Organ Dozu

Organ dozu (D , mGy), antropomorfik bir fantomda TLD kullanılarak dokulara veya organlara emilen ortalama dozun tahminini içerir. Ortalama organ dozunu tahmin etmek genellikle zordur ve her organ için kullanılan TLD sayısı azaldıkça bu tahminlerdeki belirsizlik artar. Özellikle küçük hacimli veya düzensiz şekilli organlarda bu belirsizlik daha belirgin hale gelir. Tahmin edilen ortalama organ dozları, etkin dozun hesaplanmasında kullanılır. Bu hesaplama, ICRP belirlediği doku ve organ ağırlıklandırma faktörleri esas alınarak yapılır. En güncel faktörler ve hesaplama denklemleri, ICRP Yayını 103'te yer almaktadır (Thilander-Klang & Helmrot, 2010; Charles ve ark., 2008).

1.5.5.6. Verilen Enerji (ϵ)

Verilen enerji (ϵ , J), doğrudan ölçülemeyen bir parametre olup tahmin edilmesi için PKA değerine ihtiyaç duyulur. Radyasyon ışınının taşıdığı toplam enerji miktarı, ışının kalitesi (enerji spektrumu), dokuların yoğunluğu ve fiziksel özelliklerine bağlı olarak farklı miktarlarda soğurulabilir. Bu nedenle verilen enerjinin doğru tahmini, ϵ /PKA dönüşüm katsayısı kullanılarak yapılır. Bu katsayı, PKA ölçümünden yola çıkarak dokular tarafından soğurulan toplam enerjiyi yaklaşık olarak hesaplamaya olanak tanır.

Ancak, bu yöntem ışınlanan doku ve organların özelliklerini doğrudan dikkate almaz. Bu nedenle, biyolojik etkilerin daha doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi için etkin doz hesaplamasına ihtiyaç duyulur. Etkin doz, farklı dokuların radyasyon duyarlılıklarını hesaba katarak daha bütüncül bir değerlendirme sunar (Thilander-Klang & Helmrot, 2010).

1.5.5.7. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Doz Ölçüm Parametreleri

Bilgisayarlı Tomografi (BT) taramalarında kullanılan doz ölçüm parametreleri, hasta güvenliği ve radyasyon yönetimi açısından kritik öneme sahiptir. Bu parametreler, radyasyon dozunu optimize etmek, hasta güvenliğini artırmak ve farklı tarama protokollerini karşılaştırmak için kullanılmaktadır (White ve Pharoah, 2018).

1.5.5.7.1. Hacme Göre Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDIvol)

Hacme göre bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDIvol, mGy), bir BT taraması sırasında incelenen hacim üzerinde absorbe radyasyon dozunun ortalama değerini ifade eden bir parametredir. Bu indeks, BT cihazının oluşturduğu radyasyonun hasta vücudunda nasıl yayıldığını anlamak için kullanılır ve tanısal görüntülemelerde doz yönetiminin optimizasyonu açısından önemli bir referans sağlar. CTDIvol, farklı BT tarama protokollerinde hastanın maruz kaldığı dozu karşılaştırarak en düşük radyasyon dozu ile en yüksek görüntü kalitesi arasındaki dengeyi sağlamada kritik bir rol oynar (Thilander-Klang ve Helmrot, 2010).

CTDIvol doğrudan ölçülemez; genellikle BT cihazlarının sunduğu protokoller doğrultusunda hesaplama yoluyla elde edilir. Bu değer, tanısal görüntülemelerde doz yönetiminin optimizasyonu açısından önemli bir referans sağlar. CTDIvol sayesinde farklı BT tarama protokollerinde hastanın maruz kaldığı doz karşılaştırılabilir; böylece en düşük radyasyon dozu ile en yüksek görüntü kalitesi arasındaki denge sağlanabilir. Bu parametre, radyasyon güvenliğini artırmak ve tanısal yeterliliği korumak için radyoloji pratiğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Thilander-Klang ve Helmrot, 2010).

1.5.5.7.2. BT Hava Kerma-Uzunluk Çarpımı (DLP)

DLP ya da doz-uzunluk çarpımı, İngilizce "Dose-Length Product" ifadesinin karşılığıdır. BT Hava Kerma-Uzunluk Çarpımı (DLP, mGy·cm), bir BT taraması sırasında hastanın maruz kaldığı toplam radyasyon dozunun tahmininde kullanılan bir parametredir. CTDIvol ile tarama uzunluğunun çarpılması yoluyla hesaplanan DLP, geniş hacimli BT taramaları sırasında toplam radyasyon etkisini değerlendirmek ve etkin doz tahmini yapmak için önemli bir araçtır. Hasta güvenliği ve doz optimizasyonu açısından bu parametre klinik uygulamalarda yaygın şekilde kullanılmaktadır (Thilander-Klang ve Helmrot, 2010). BT taramalarında kullanılan doz ölçüm parametreleri, hasta güvenliği ve radyasyon yönetimi açısından kritik bir öneme sahiptir ve bu parametrelerin tanımları ile kullanım alanları Çizelge 2 de özetlenmiştir.

Çizelge 2. BT taramalarında kullanılan doz ölçüm parametreleri

Parametre	Tanım	Klinik Kullanım
CTDIvol	İncelenen hacimdeki ortalama doz (mGy)	Doz optimizasyonu ve farklı tarama protokollerinin karşılaştırılması
DLP	Toplam doz etkisi (mGy·cm)	Toplam radyasyon etkisinin değerlendirilmesi, hasta güvenliği ve doz optimizasyonu

1.6. Dış Hekimliğinde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri

Dış hekimliğinde kullanılan görüntüleme teknikleri intraoral radyografi tekniği, ekstraoral radyografi tekniği ve ileri görüntüleme teknikleri olarak üç kısımda incelenmektedir.

1.6.1. İnteraoral Radyografî Teknikleri

Ağız içi radyografik muayene, genel diş hekimi için görüntülemenin temelini oluşturur. Üç kategoriden oluşur: periapikal, bitewing ve okluzal projeksiyonlar. Periapikal radyografi, dişler ve çevre dokular hakkında detaylı bilgi sağlayarak, pulpa ve kök kanal morfolojisinin değerlendirilmesi, periapikal patolojilerin tespiti ve diş kırıklarının belirlenmesi gibi durumlarda kullanılır. Bitewing radyografi, 3-4 dişin interproksimal yüzeylerini eş zamanlı olarak görüntüleme imkânı sunar ve interproksimal çürüklerin erken tespiti, restorasyon altındaki çürüklerin ortaya çıkarılması ve interproksimal kemik durumunun değerlendirilmesi açısından oldukça değerlidir. Okluzal radyografi ise dental arkın daha geniş bir bölümünü görüntüleyerek, periapikal radyografinin yetersiz kaldığı kist, gömülü dişler ve yabancı cisimlerin tespiti gibi durumlarda önemli bir rol oynar (Shah, Bansal ve Logani, 2014).

1.6.2. Ekstraoral Radyografî Teknikleri

Diş Hekimliğinde kullanılan ağız dışı radyografik muayene, panoramik radyografileri, postero-anterior radyografisi, Water's radyografisi ve lateral sefalometrik incelemeleri içerir. Panoramik radyografi, maksilla, mandibula, temporomandibular eklemler ve ilgili yapıların tek bir görüntüde görselleştirilmesini sağlar. Ancak, bu teknik geometrik bozulmalara ve düşük uzaysal çözünürlüğe sahip olması nedeniyle bazı dezavantajlar taşır. Ekstraoral radyografiler, kranio-fasiyal iskeletin büyüme ve gelişimini izleme, gömülü dişlerin yerini belirleme ve temporomandibular eklemin değerlendirilmesi gibi durumlarda önemli bir rol oynar (Shah, Bansal ve Logani, 2014).

1.6.3. İleri Görüntüleme Yöntemleri

1.6.3.1. Manyetik Rezonans (MR)

MR görüntüleme, kuvvetli bir manyetik alan oluşturarak vücuttaki protonların hareketlerinden elde edilen sinyallerin bilgisayar ortamında işlenmesiyle görüntülerin oluşturulmasını sağlar. Hidrojen atomunun tek protona sahip olması nedeniyle MR sinyallerinde temel bir rol oynar (Brown ve Semelka, 2011). MR taramaları, iyonlaştırıcı radyasyon kullanmayan özel bir görüntüleme tekniği olup 1,5 ila 3 Tesla gücünde manyetik alanlarla çalışır (Shah, Bansal ve Logani, 2014). Diş hekimliğinde, yumuşak doku lezyonları, tükürük bezi hastalıkları ve temporomandibular eklemler gibi durumların değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılır (Boeddinghaus ve Whyte, 2008).

1.6.3.2. Ultrasonografi (USG)

USG, yüksek frekanslı ses dalgalarını kullanarak vücut yapılarının gerçek zamanlı görüntülenmesini sağlar. Maksillofasiyal bölgede genellikle B-mod, Doppler ultrasonografi ve elastografi teknikleri uygulanır. USG'nin avantajları arasında iyonlaştırıcı radyasyon içermemesi ve yumuşak dokuların değerlendirilmesinde yüksek verimlilik sunması yer alır (David ve Tiwari, 2015).

1.6.3.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

BT, X-ışını ve bilgisayar algoritmalarını kullanarak üç boyutlu görüntüler oluşturur. İlk ticari BT tarayıcısı 1972'de geliştirilmiş ve 1987'de diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (Shah, Bansal ve Logani, 2014). BT taramaları, diş hekimliğinde maksillofasiyal bölgedeki kist, tümör, fraktür gibi patolojileri net bir şekilde görselleştirme imkânı sunar. Ancak, yüksek radyasyon dozu ve maliyet dezavantajları arasındadır (Evlice ve Öztunç, 2013).

1.6.3.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

1.6.3.4.1. KIBT'nin Tanımı ve Gelişimi

KIBT, geleneksel periapikal radyografların geometrik bozulma ve süperpozisyon gibi dezavantajlarını ortadan kaldırabilen üç boyutlu bir radyografik tekniktir (Scarfe ve ark., 2009). Dental radyolojide teknolojik ilerlemelerle birlikte, 1995 yılında Attilio Tacconi ve Piero Mozzo tarafından geliştirilen NewTom DVT 9000 cihazı ile KIBT teknolojisi ortaya çıkmıştır (Mozzo ve ark., 1998). Bu cihaz, 1999 yılında Avrupa'da ticari olarak piyasaya sürülmüştür (Scarfe ve ark., 2012).

KIBT, klinik endikasyona bağlı olarak FOV boyutları ile görüntüler üretebilme özelliğine sahiptir. Ayarlanabilir FOV, çeşitli voksel boyutlarına sahip görüntü veri setleri oluşturmayı mümkün kılarken, düşük kontrast çözünürlüğü yumuşak doku değerlendirmelerinde kısıtlamalar yaratabilir (Adibi ve ark., 2012).

1.6.3.4.2. KIBT Görüntü Oluşumunun Temel Prensipleri

KIBT görüntüleme, X-ışını kaynağının ve dedektörün sabitlendiği döner bir platform aracılığıyla gerçekleştirilir. Sistemde kullanılan konik şekilli X-ışını demeti ve iki boyutlu dedektörler, hastanın başı etrafında tam bir tur veya daha az dönerek projeksiyon görüntüler oluşturur. Bu veri seti, özel konik ışın algoritmaları kullanılarak işlenir ve kemik ile yumuşak dokuların üç boyutlu görüntüleri elde edilir. Aksiyal düzlem, çok düzlemli reformasyonlar ve panoramik rekonstrüksiyonlar modern algoritmalar sayesinde detaylı bir şekilde oluşturulabilir. Fan-beam geometrisinde sekonder rekonstrüksiyon ile ortogonal düzlem görüntüleri üretilirken, konik ışın geometrisinde daha geniş baz projeksiyonlar kullanılarak ortogonal

görüntüler elde edilir. Bu süreçte, ham veri serileri dedektör tarafından kaydedilen ışın yoğunluklarına dayanır ve voksel bazında atenüasyon değerleri hesaplanarak farklı dokuların ayrımı sağlanır. Modern yazılımlar, aksiyal, koronal ve sagittal düzlemlerde iki boyutlu görüntü serileri oluşturarak daha fazla detay sunar. Medikal BT sistemlerinden farklı olarak, KIBT cihazlarında görüntülerin elde edilmesi ve işlenmesi aynı bilgisayarda gerçekleştirilir; bu durum cihazın işlevselliğini ve veri işleme sürecini kolaylaştırır (Kamburoğlu ve ark., 2012).

KIBT teknolojisi, sekonder rekonstrüksiyon süreçlerini kullanarak ortogonal düzlemlerden detaylı görüntüler üretir. Her vokselin atenüasyon değeri, kesitler boyunca doku farklılıklarını tanımlamayı mümkün kılar (So ve ark., 2021).

1.6.3.4.3. KIBT Cihazının Teknik Özellikleri

1.6.3.4.3.1. Görüntüleme Alanı (FOV)

KIBT ünitesinin tarama hacmini ifade eden bir terimdir ve dedektör büyüklüğü, ışın projeksiyon geometrisi ve kolimasyon gibi faktörler tarafından belirlenir. FOV'un uygun şekilde ayarlanması, hasta güvenliğini artırmak ve radyasyon maruziyetini en aza indirmek açısından kritik öneme sahiptir (Pauwels, 2015). FOV boyutları; dentoalveoler, maksillo-mandibuler, iskeletsel ve baş-boyun olarak sınıflandırılabilir. Dentoalveoler FOV 8 cm'den küçük, maksillo-mandibuler FOV 8–15 cm, iskeletsel FOV 15–21 cm ve baş-boyun FOV 21 cm'den büyük alanları kapsar (Kau ve ark., 2009). Scarfe ve Farman'ın yaptığı alternatif sınıflamaya göre ise FOV boyutları; Lokalize (<5 cm), Tek Ark (5–7 cm), Arklar Arası (7–10 cm), Maksillofasiyal (10–15 cm) ve Kraniyofasiyal (>15 cm) olarak gruplandırılmıştır. Uygun FOV seçimi, klinik ihtiyaçlara göre radyasyonun en aza indirilmesini sağlar ve görüntüleme sürecinde önemli bir rol oynar (Scarfe ve Farman, 2012).

1.6.3.4.3.2. Voksel Boyutları

Voksel, üç boyutlu görüntünün en küçük ve ayırt edilebilen birimidir. KIBT sistemlerinde vokseller izotropiktir ve boyutları genellikle 0.075 mm^3 ile 0.4 mm^3 arasında değişir. İzotropik yapılar sayesinde tüm düzlemlerde yüksek doğrulukla görüntü rekonstrüksiyonu yapılabilmektedir. Teorik olarak KIBT teknolojisi, farklı atenüasyon değerlerine sahip objeler arasında çok az mesafe olduğunda bile bu objeleri ayırt etme yeteneğine sahiptir. Bu üstün geometrik çözünürlük, flat panel dedektör (FPD) teknolojisi ve izotropik veri elde etme kapasitesi sayesinde mümkün olmaktadır. Ayrıca, kısmi hacim ortalaması etkilerini azaltarak görüntü kalitesini iyileştirir. Kısmi hacim ortalaması, tarayıcının voksel çözünürlüğü, görüntülenen objenin uzaysal çözünürlüğünden daha büyük olduğunda meydana gelir. Bu durumda piksel, dokunun gerçek değerini değil, farklı dokuların atenüasyon değerlerinin ortalamasını yansıtır. Bu özellik

hem fan ışıklı BT hem de KIBT görüntülemeye özgüdür (Miracle ve Mukherji, 2009 ; Angelopoulos, Scarfe ve Farman, 2012).

1.6.3.4.3.3. Dedektör Özellikleri

KIBT sistemleri, görüntü oluşturmak ve kaydetmek için alan dedektörlerini kullanır. İlk KIBT dedektörleri CCD ve görüntü koyulaştırıcı kombinasyonundan oluşmaktaydı. Ancak bu sistemler, büyük ve hantal yapılarıyla yalnızca sirküler şekilli alanlar (küresel hacim) oluşturabilmekteydi. Günümüzde, KIBT sistemlerinde hidrojenize amorf silikonlu ince film transistör veya CMOS diziler kullanan modern dedektörler bulunmaktadır. X-ışınları, FPD'nin silikon matrisini kaplayan talyum katkılı sezyum iyodid veya terbiyum ile aktive edilmiş gadolinyum oksisülfid gibi sintilatörler tarafından tespit edilmektedir. Sintilatörler X-ışınlarını görünür ışığa dönüştürürken, foto diyet dizileri bu ışığı kaydederek enerji yüküyle doğru orantılı elektrik şarjı üretir. Modern dedektörler, CCD dedektörlerine kıyasla daha yüksek geometrik çözünürlük potansiyeline sahiptir (Miracle ve Mukherji, 2009 ; Angelopoulos, Scarfe ve Farman, 2012).

Dedektörlerin tam bir rotasyon süresi genellikle 5-20 saniye arasında değişirken, milisaniyeler içinde yüzlerce projeksiyon görüntüsü oluşturulur. Ancak, FPD performansı bazı sınırlamalara sahiptir. Radyasyon spektrumuna verilen yanıtın doğrusallığındaki sapmalar, dedektör alanındaki istikrarsızlıklar ve bozuk pikseller bu sınırlamalar arasında yer alır. Görüntü kalitesini optimize etmek için dedektörlerin düzenli olarak kalibre edilmesi önerilmektedir (Scarfe ve Farman, 2008; Scarfe ve ark., 2012).

1.6.3.4.3.4. Tüp Akımı ve Potansiyeli

KIBT tarayıcılarında kVp ve tüp akımı (mA), radyasyon dozunu ve görüntü kalitesini etkileyen önemli faktörlerdir. Modern cihazlarda bu parametreler belirli sınırlar dahilinde ayarlanabilmektedir. Bu esneklik, tarama optimizasyonu sağlayarak radyasyon dozu ile görüntü kalitesi arasında daha iyi bir denge kurulmasına olanak tanır. Tüp akımları genellikle 1 ila 32 mA arasında değişirken, tüp voltajları ise 40 ila 120 kVp arasında ölçülmektedir. Günümüzde tercih edilen tüp voltaj değerleri ise 60 ila 90 kVp aralığındadır (Koivisto ve ark., 2012).

1.6.3.4.3.5. Tarama Süresi

KIBT tarama süreleri, projeksiyon görüntülerinin sayısına bağlı olarak genellikle 5 ila 40 saniye arasında değişir. X-ışınının maruz kalma süresi ise toplam tarama süresinden genellikle daha kısa olup, yaklaşık 1 ila 40 saniye arasında değişiklik göstermektedir. Tarama sonrası görüntülerin yeniden yapılandırılması için gereken süre, cihaz donanımı, işlem hızı, edinimden yeniden yapılandırma bilgisayarına veri aktarımı gibi faktörlere ve yazılımın yeniden yapılandırma algoritmalarına bağlıdır.

Yeniden yapılandırma süreleri, FOV , voksel boyutu ve projeksiyon sayısı gibi edinim parametrelerine bağlı olarak birkaç saniyeden birkaç dakikaya kadar değişiklik gösterebilir (Scarfe ve ark., 2012).

1.6.3.4.3.6. Filtrasyon

Filtreleme yöntemleri hem radyasyon dozunun azaltılmasında hem de görüntü kalitesinin artırılmasında kilit bir öneme sahiptir. Dental görüntüleme sistemlerinde filtrasyon, hasta ve operatör güvenliği ile görüntü kalitesinin artırılmasında kritik bir rol oynamaktadır. Filtrasyonun temel işlevi, düşük enerjili X-ışınlarını filtreleyerek radyolojik riski azaltmaktır. Düşük enerjili ışınların deri tarafından emilmesi, hasta dozunda artışa ve dolayısıyla radyolojik risklerin yükselmesine yol açmaktadır. Alüminyum filtreler kullanılarak, 50-70 kVp aralığında hasta dozunda %40 ila %60 oranında azalma sağlanabilmektedir. Ayrıca, filtrasyon, heterojen X-ışını spektrumunu homojenleştirerek görüntü kontrastını artırmakta ve özellikle KIBT gibi sistemlerde kemik-doku ayrımını netleştirmektedir. Dental görüntülemede yaygın olarak kullanılan filtrasyon türleri; alüminyum (1.5-2.5 mm kalınlıkta temel filtrasyon sağlayarak tüm dental röntgen sistemlerinde kullanılmaktadır), bakır (0.1-0.9 mm kalınlıkta yüksek enerjili sistemlerde tercih edilmekte ve KIBT cihazlarında uygulanmaktadır) ve nadir toprak elementlerinden oluşan özel alaşımlar şeklindedir. Bununla birlikte, filtre kalınlığının artması tüp yükünün yükselmesine neden olabileceğinden, üretici spesifikasyonlarına uyulması zorunludur. (Kaasalainen ve ark., 2021).

1.6.3.4.4. Diş Hekimliğinde KIBT Avantajları

KIBT cihazları, kompakt tasarımı ve ekonomik avantajlarıyla öne çıkmaktadır. Geleneksel BT cihazlarına kıyasla daha küçük bir alan gerektirirken maliyet açısından da oldukça avantajlıdır. KIBT'nin maliyeti, geleneksel BT'nin maliyetinin yaklaşık dörtte biri ila beşte biri kadardır. Ayrıca KIBT, kraniyofasiyal bölgedeki kemik yapıların görüntülenmesi için ideal olan yüksek kontrastlı görüntüler sağlamaktadır ve çene-yüz görüntülemelerinde vazgeçilmez bir araç haline gelmektedir (Kamburoğlu ve ark., 2012).

KIBT cihazları, tüm projeksiyon görüntülerini tek bir dönüşte elde ederek panoramik radyografi ile benzer bir hızda çalışır. Hızlı tarama süresi sayesinde nesne hareketlerinden kaynaklanan artefaktlar azalır ve yüksek kaliteli sonuçlar elde edilir. Ayrıca radyasyon ışınının ilgili bölge ile sınırlandırılmasını sağlayan ışın kolimasyonu, hasta güvenliği açısından önemli bir avantaj sağlar. Bu teknoloji, her hasta için uygun bir FOV seçimi yapılmasına olanak tanır ve radyasyon dozunu azaltır (Kamburoğlu ve ark., 2012).

KIBT, 0,4 mm ile 0,076 mm arasında değişen izotropik voksel çözünürlüğü sunarak implant planlaması ve ortodontik değerlendirmeler gibi hassas ölçümler gerektiren maksillofasiyal uygulamalarda güvenilir sonuçlar verir. Tam FOV KIBT cihazlarında etkili doz, cihazın tipine ve modeline bağlı olarak

29 ila 477 μSv arasında değişmektedir. Ek koruyucu ekipman ve doğru hasta konumlandırması sayesinde radyasyon dozu %40'a kadar azaltılabilir. Bunun yanı sıra KIBT, intraoral, panoramik ve sefalometrik görüntüleme yöntemlerinin sağlayamadığı detaylı üç boyutlu görüntüler sunmaktadır. Üç düzlemde (aksiyal, sagittal, koronal) yeniden yapılandırma yapılarak izotropik veri setlerinden çok düzlemli reformasyonlar elde edilebilir (Scarfe ve Farman, 2009).

1.6.3.4.5. KIBT Kullanım Alanları

KIBT'nin kullanım alanları oldukça geniştir. İmplantoloji alanında mandibular ve alveolar kemik morfolojisinin değerlendirilmesi ve cerrahi planlama için önemli yapıları görselleştirme konusunda kritik bir araçtır (Tyndall ve Brooks, 2000; Ito ve ark., 2001). Yüksek kontrastlı kemik görüntüleme yeteneğiyle kraniofasiyal kırıkların değerlendirilmesinde etkin bir rol oynar (Miracle ve Mukherji, 2009). Ortodontide, yapısal ve anatomik ilişkilerin detaylı bir şekilde görselleştirilmesiyle değerlendirme süreçlerinde önemli bir yer tutar (Holberg ve ark., 2005). Endodontide, periapikal radyolusent lezyonların karakterizasyonu ve mandibular kanal ile sinüs membranı yakınlığının değerlendirilmesi gibi alanlarda üstünlük sağlar (Patel ve ark., 2007). Ayrıca, periodontoloji alanında periodontal kemik defektlerinin değerlendirilmesi, tedavi sonuçlarının izlenmesi ve periodontitis tanısında önemli bir rol oynar. Ex vivo çalışmalar, KIBT'nin diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında periodontal yapıların yeniden yapılandırılmasında daha doğru sonuçlar verdiğini göstermiştir (Mengel ve ark., 2005).

1.7. Monte Carlo (MC) Simülasyon

Monte Carlo yöntemi, rastgele sayılar kullanılarak karmaşık matematiksel ve istatistiksel problemlerin çözümüne yönelik yapılan bir hesaplama yöntemidir. Adını, rastgelelik unsurlarıyla ilişkilendirilen Monte Carlo kumarhanelerinden alır ve temel prensibi, kesin bir çözüm yerine simülasyonlar yoluyla yaklaşık sonuçlara ulaşmaktır. Bu yöntem, özellikle olasılığa dayalı problemleri çözmede tercih edilir. Belirli bir olasılıkla gerçekleşecek bir olayın sonucu tahmin edilmek istendiğinde ya da birçok rastgele değişkenin etkisini içeren karar alma süreçlerinde kullanılır. Monte Carlo simülasyonları, yapılan rastgele denemelerin ortalamasını alarak yaklaşık bir değer tahmini yapılması fikrine dayanır (Koivistao ve ark., 2012).

Yöntem, 1930'larda Los Alamos laboratuvarlarında nükleer silah projelerinde çalışan bilim insanları tarafından sistematik olarak geliştirilmiş ve olasılık teorisinin uygulamalarına dayandırılmıştır. Rastgele sayılar kullanılarak bir problemin simüle edilmesi ve bu simülasyonlar sonucunda belirli parametrelerin hesaplanması, yöntemin temel prensibidir. Monte Carlo yöntemi, matematikte sayısal integral hesaplama, istatistikte olasılık dağılımlarını analiz etme, fizik ve mühendislikte karmaşık sistemleri modelleme gibi

çok geniş bir kullanım alanına sahiptir. Günümüzde ayrıca, yoğun hesaplama gerektiren Bayes çıkarımları gibi modern istatistiksel analizlerde de yaygın olarak uygulanmaktadır (Koivistao ve ark., 2012).

Tarihsel bağlamda, 19. ve 20. yüzyılın başlarında simülasyonlar, teoriyi doğrulamak, verileri analiz etmek ve matematiksel istatistiklerde sezgiyi desteklemek için deneysel bir araç olarak giderek daha popüler hale gelmiştir. Monte Carlo yöntemleri de bu gelişimin bir parçası olarak, basit hesaplama tekniklerinden başlayarak günümüzün karmaşık simülasyon tekniklerine dönüşmüştür. Günümüzde Monte Carlo, birçok disiplinin karmaşık süreçleri modelleyerek yaklaşık çözümlere ulaşmak için kullandığı güçlü ve pratik bir araçtır (Rasulov, 2023).

1.7.1 Dış Hekimliğinde Monte Carlo Programları

Dış hekimliğinde Monte Carlo simülasyonu, genellikle GamosLinacGUI, EGSnrcmp ve Geant4 VMC gibi çeşitli yazılım araçları kullanılarak uygulanmaktadır. Ayrıca, bu simülasyonların yazılım geliştirme süreçlerinde Python, GTK ve Kotlin gibi programlama dilleri yaygın bir şekilde kullanıldığı bildirilmiştir (Kandemir, Özsoykal ve ark., 2023 ; Cassola ve ark., 2011).

Monte Carlo simülasyonu için kullanılan yazılımlar arasında yer alan PENELOPE, dental radyolojide elektron ve foton taşınmasını simüle ederek, saçılan radyasyonu ve mesleki maruziyeti değerlendirmede önemli bir araçtır. Monte Carlo N-Particle (MCNP) ise tanısal görüntüleme uygulamalarında doz hesaplamaları amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır; X-ışını BT cihazlarının modellenmesi ve radyasyon dozlarının belirlenmesi bu kullanım alanlarına örnektir (Solberg ve ark., 2001). EGSnrc, KIBT dozimetresi için uyarlanmış olup, dental görüntülemede doğru doz hesaplamaları için güvenilirliği kanıtlandığı bildirilmiştir (Stratis, Zhang ve ark., 2016). Worrall ve Sutton (2019), geniş ışın geometrisine sahip bir tanısal X-ışını ünitesinin BEAMnrc ile Monte Carlo simülasyonunu gerçekleştirmiş ve bu simülasyonları gerçek ölçümlerle karşılaştırarak doğrulamıştır. Çalışma, BEAMnrc'nin tanısal radyoloji uygulamalarında güvenilir bir araç olduğunu ortaya koymuştur (Worrall ve Sutton 2019). Son olarak, PCXMC, KIBT uygulamalarında organ dozu tahmini ve etkili doz hesaplamaları için kullanılmakta ve görüntüleme protokollerinin optimize edilmesine katkı sağlamaktadır (Koivistao ve ark., 2012).

1.7.2 Monte Carlo Simülasyonlarının KIBT Görüntülemede Kullanımı

Monte Carlo (MC) simülasyonları, KIBT görüntüleme kalitesini artırmada önemli bir araçtır. Özellikle KIBT gibi geniş hacimli ışınlama gerektiren tekniklerde sıkça karşılaşılan scatter kontaminasyonu, X-ışınlarının hastanın dokularıyla etkileşimi sonucu dedektöre ulaşan istenmeyen saçılma radyasyonu olarak tanımlanır. Scatter kontaminasyonu, görüntüde kontrast kaybına, bulanıklığa ve artefaktlara yol açarak tanısal doğruluğu düşürdüğü bildirilmiştir (Thing, Bernchou ve ark., 2013; Baptista, Di Maria ve ark., 2017; Qin, Lin ve ark., 2023).

MC simülasyonları, scatter kontaminasyonunun etkilerini tahmin etmek ve düzeltmek için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu yöntem, dedektöre ulaşan scatter dağılımını analiz ederek, görüntü kalitesini artırmaya yönelik düzeltmeler sağlar (Qin, Lin ve ark., 2023). Scatter etkilerinin azaltılmasıyla, artefaktlar minimize edilir, sinyal-gürültü oranı iyileştirilir ve tanısal doğruluk önemli ölçüde artırılır. Böylece KIBT'nin klinik uygulamaları daha etkin ve güvenilir hale gelir (Baptista, Di Maria ve ark., 2017; Amato, 2024).

MC simülasyonları, KIBT taramaları sırasında doz dağılımını değerlendirme ve optimize etme amacıyla da yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu, özellikle tekrarlayan KIBT taramalarının sağlıklı dokular üzerinde yüksek kümülatif dozlara neden olabileceği Görüntü Kılavuzlu Radyasyon Tedavisi'nde büyük bir önem taşır. MC simülasyonları kullanılarak yapılan doğru doz hesaplamaları, bu dozların etkili bir şekilde değerlendirilmesine ve en aza indirilmesine yardımcı olur (Baptista, Di Maria ve ark., 2017; Amato, 2024).

Bunun yanı sıra, MC simülasyonları KIBT sistemlerinin tasarımı ve parametrelerinin optimize edilmesinde kritik bir rol oynar. Örneğin, bu simülasyonlar, belirli uygulamalara yönelik olarak optimum radyasyon kaynağı, dedektör özellikleri ve geometrik yapılandırmaların belirlenmesinde kullanılabilir. Küçük endüstriyel nesnelerin incelenmesi gibi özel uygulamalarda görüntü kalitesinin artırılmasına katkı sağlar (Tran, Bui ve ark., 2021).

Monte Carlo simülasyonları, scatter düzeltmesi, doz değerlendirmesi ve sistem optimizasyonu konularında önemli bir araçtır ve KIBT görüntüleme kalitesinin artırılmasına katkıda bulunur. Bu gelişmeler, klinik uygulamalarda daha iyi sonuçlar elde edilmesini desteklemektedir (Qin, Lin ve ark., 2023).

1.7.2.1. Monte Carlo Yöntemlerinin Maksillofasiyal Görüntülemede Kullanımı

Monte Carlo yöntemleri, aynı zamanda maksillofasiyal bölgede kullanılan görüntüleme teknikleriyle radyasyon dozlarının değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem, farklı radyografi ve görüntüleme tekniklerinin doz etkilerini analiz ederek geniş bir uygulama alanı sunar. Örneğin, Aps ve arkadaşları lateral ve bitewing radyografilerini incelerken, Lee ve arkadaşları sefalografide kolimasyonun etkilerini araştırmış, Nicopoulou-Karayianni ve arkadaşları ise diş hekimliği teşhis radyografilerinde titanyum-kemik arayüzündeki emilen radyasyon dozlarını incelemiştir. Ayrıca, Walker ve arkadaşları intraoral ve panoramik radyografi için teşhis referans seviyeleri belirlemiştir (Lee ve ark., 2012; Nicopoulou-Karayianni ve ark., 2007; Walker ve ark., 2008).

Bunun yanı sıra, nadir toprak elementlerinden yapılmış filtrelerin absorbe edilen doza etkisi, mikro BT'de mine ışın sertleşmesi, çürük varlığında minede gözlenen floresans değişiklikleri, maksillofasiyal

floroskopi ve geniş popülasyonlarda çürük tahminlerinin değerlendirilmesi gibi konular da Monte Carlo yöntemleri ile ele alınan diğer önemli araştırma alanlarıdır (Rasulov, 2023).

1.7.3 PCXMC 2.0 Rotasyon Simülasyon Programı

PCXMC 2.0, medikal X-ışını uygulamalarında organ ve etkili doz hesaplamalarının gerçekleştirilmesine yönelik olarak geliştirilen, radyasyon güvenliği analizlerinde yaygın şekilde kullanılan bir Monte Carlo simülasyon yazılımıdır. Bu yazılım hem klinik uygulamalarda hem de bilimsel araştırmalarda doz değerlendirmesi ve radyasyona bağlı risk analizlerinde kullanılmaktadır (Koivistao ve ark., 2012).

1.7.3.1. PCXMC Yazılımının Özellikleri

PCXMC, Finlandiya'daki Radyasyon ve Nükleer Güvenlik Otoritesi tarafından kişisel bilgisayarda kullanılmak üzere geliştirilmiş bir Monte Carlo simülasyon uygulamasıdır. Yazılım, tıbbi radyografi ve floroskopi gibi muayenelerde organ dozlarını ve etkili dozları hesaplamak için tasarlanmıştır. 29 organ ve doku için organ dozu hesaplanabilmekte ve hem ICRP 103'ün (2007) yeni doku ağırlıklandırma faktörleri hem de ICRP 60'ın eski faktörleri ile etkili doz hesaplanmaktadır (Tapiovaara & Siiskonen, 2008). Ayrıca, BEIR (Biological Effects of Ionizing Radiation) VII Komitesinin yaşa ve cinsiyete dayalı risk modellerine dayanarak radyasyona bağlı kansere bağlı ölüm riski tahmini yapmaktadır (Beir, 2006).

PCXMC, pediatrik ve yetişkin hasta modellerini ayarlanabilir boyutlarla sunar ve muayene tekniklerinin serbestçe seçilmesine olanak tanır. Microsoft Windows 32 bit işletim sistemleri altında çalışmaktadır (Windows95/98/NT/2000/XP/Vista) (Tapiovaara ve Siiskonen, 2008).

Ek olarak, PCXMC 2.0 Rotation programı, x-ışını sistemlerinin bir merkez dönme noktasına sahip olduğu ve radyasyonun farklı yönlerden hastaya hedeflendiği durumlarda doz hesaplamalarına olanak tanımaktadır (Tapiovaara & Siiskonen, 2008).

1.7.3.2. Organ ve Etkili Dozların Hesaplanması

PCXMC 2.0, tıbbi X-ışını uygulamalarında hastaların organ dozlarını ve etkili dozlarını tahmin etmek amacıyla yaygın olarak kullanılan bir Monte Carlo simülasyon yazılımıdır. Hem klinik uygulamalarda hem de araştırmalarda doz değerlendirmesi ve radyasyon risk analizi için önemli bir araç olarak öne çıkmaktadır.

1.7.3.3. Doz Hesaplama Doğruluğu

PCXMC 2.0, hem klinik hem de araştırma alanında doz değerlendirmesi ve radyasyon risk analizi için yaygın olarak kullanılan, güvenilir bir simülasyon aracıdır. Program, TLD ile elde edilen fiziksel

ölçümlerle karşılaştırılmış ve doğruluk açısından yüksek uyum sergilemiştir. Örneğin, yeni doğanlarda yapılan göğüs-karın radyografisi sırasında, PCXMC ile hesaplanan etkin dozlar ile TLD ölçümleri arasında %1.4 gibi küçük bir fark olduğu gösterilmiştir (Ma ve ark., 2013). Ayrıca, hem yetişkin hem de pediatrik hastalar için yapılan organ dozu hesaplamalarında, yazılımın tahminleri genellikle kabul edilebilir hata payı içinde kalmaktadır (örneğin, birincil radyasyon demetindeki organlar için $\pm\%33$) (Marchant & Joshi, 2017).

1.7.3.4. Diğer Yazılımlarla Karşılaştırma

PCXMC 2.0, diğer doz hesaplama yazılımlarıyla kıyaslandığında, genellikle daha yüksek doz tahminleri sunmakla birlikte, güncel doku ağırlık faktörleri ve detaylı risk hesaplamaları içerdiği için tercih edilen bir araçtır. Örneğin, DoseCal gibi araçlarla karşılaştırıldığında PCXMC'nin özellikle risk değerlendirmelerinde daha kapsamlı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Ozaki, Watanabe ve Kurabayashi, 2021).

1.7.3.5. Uygulama Alanları ve Çok Yönlülük

PCXMC 2.0, farklı klinik senaryolara kolayca uyarlanabilen çok yönlü bir yazılım olup, özellikle şu görüntüleme türlerinde kullanılmıştır. Yazılım, göğüs, karın ve lomber omurga röntgenleri dahil olmak üzere çeşitli X-ışını incelemeleri için doz hesaplamalarında kullanılmıştır (Marchant & Joshi, 2017). Ayrıca, çift enerjili X-ışını absorpsiyometri taramaları ve kardiyak kateterizasyon gibi girişimsel prosedürlerde de uygulanmıştır. Pediatrik hastalarda ise, yazılımın yaşa özgü dönüşüm katsayıları sayesinde, ALARA prensibine uygun şekilde radyasyon dozlarının mümkün olan en düşük seviyede tutulması sağlanabilmektedir (Seidenbusch, Regulla ve ark., 2008).

1.7.3.6. Sınırlamalar

PCXMC 2.0, standart X-ışını incelemeleri için etkili olmakla birlikte, yarık tarama (slot-scanning) gibi bazı özel görüntüleme cihazları için düzeltme faktörleri uygulanmadıkça doğru sonuçlar vermeyebilir (Piai, Loria ve ark., 2023). Ayrıca, yazılımda kullanılan standartlaştırılmış matematiksel fantomlar, farklı vücut morfolojilerini (örneğin obez pediatrik hastalar) yeterince yansıtamayabilir. Bu durum, bazı hasta gruplarında dozların hafife alınmasına neden olabilir (Marchant & Joshi, 2017).

Bu tez çalışmasında, radyografik değerlendirme sürecinde görüntüleme kalitesinden ödün vermeden, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu en aza indirecek uygun KIBT protokollerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu kapsamda, kök morfolojisi ile mandibular kanal arasındaki anatomik ilişkinin KIBT aracılığıyla üç boyutlu olarak değerlendirilmesine odaklanılmıştır. Ayrıca, farklı cihaz türlerinin, doz seviyelerinin ve görüntüleme alanlarının bu değerlendirme üzerindeki etkileri incelenmiş ve klinik olarak uygulanabilir optimal görüntüleme parametrelerinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu tarafından bilimsel ve etik açıdan değerlendirilerek uygun bulunmuş ve 26/02/2024 tarihli 36290600/18/2024 sayılı karar ile onaylanmıştır. Bu tez çalışmasında; Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan biri NewTom 7G (Kantitatif Radyoloji, Verona, İtalya)(Şekil 1) marka, diğeri NewTom Go (Kantitatif Radyoloji, Verona, İtalya)(Şekil 2) marka olan iki adet KIBT cihazıyla alınan görüntüler retrospektif olarak taranmıştır. KIBT cihazlarıyla ait temel özellikler NewTom 7G cihazı için Çizelge 3'te NewTom Go cihazı için Çizelge 4'te gösterilmiştir. Bu KIBT cihazlarından NewTom Go için 60 x 60 mm, 100 x 100 mm; NewTom 7G cihazı için 40 x 40 mm, 290 x 300 mm arasında değişen FOV alanlarına sahiptir. Cihazların hastaya verdiği doz yönünden low , reguler , best doz olmak üzere 3 farklı modu vardır. NewTom Go cihazında low dozda 160 µm, 230 µm, 300 µm; regüler dozda 160 µm, 230 µm, 300 µm; best dozda 80 µm, 115 µm, 150 µm voksel boyutları, NewTom 7G low dozda 180 µm, 240 µm, 300 µm; reguler dozda 180 µm, 240 µm, 300 µm; best dozda 90 µm, 120 µm, 150 µm bulunmaktadır. Çizelge 5'te gösterilmiştir.

Bu retrospektif çalışmada, kemik ve/veya mukoza retansiyonuna sahip unilateral ve/veya bilateral gömülü mandibular üçüncü molar dişlere ait KIBT görüntüleri incelenmiştir. Görüntüler, NewTom 7G ve NewTom Go olmak üzere iki farklı cihaz kullanılarak, üç doz seviyesinde (low, regular, best) ve standartlaştırılmış FOV parametreleri ile elde edilmiştir. NewTom 7G cihazında, unilateral molar dişler 6×6 cm FOV ile, bilateral molar dişler ise 13×6 cm FOV ile görüntülenmiştir. NewTom Go cihazında ise unilateral molar dişler 6×7 cm FOV, bilateral molar dişler ise 10×7 cm FOV kullanılarak incelenmiştir.

Her iki cihazda da low ve regular doz seviyelerindeki görüntülerde voksel boyutu 300 µm, best doz seviyesinde ise 150 µm olarak sabitlenmiştir (Çizelge 5). Çalışma kapsamında, her biri 14 görüntü içeren 12 ayrı grup oluşturulmuştur (6 grup/cihaz × 2 cihaz). Toplamda 168 KIBT görüntüsü, istatistiksel değerlendirme için standardize edilerek analize dahil edilmiştir.

Dahil Edilme Kriterleri;

Çalışmaya, ağız, diş ve çene cerrahisi uzmanları tarafından çekim endikasyonu konulmuş olan, alt üçüncü molar dişlere ait ve aşağıdaki kriterlerden en az birini karşılayan KIBT görüntüleri dahil edilmiştir (Cederhag, Iskenderani ve ark., 2023):

1. İki boyutlu radyografik değerlendirmelerin, mandibular üçüncü molar diş ile mandibular kanal arasındaki anatomik ilişkiyi belirlemede yetersiz kalması veya bu yapılar arasında yakın komşuluk saptanması,
2. Klinik ve radyografik muayene bulgularının, komşu dişte kök rezorpsiyonu şüphesi oluşturmaması,
3. Diş köklerinde belirgin eğrilik veya genişleme şüphesi bulunması.

Hariç Tutulma Kriterleri; Aşağıdaki koşulları taşıyan bireyler çalışmaya dahil edilmemiştir:

1. 18 yaşından küçük bireylere ait görüntüler,
2. Görüntüleme alanında herhangi bir patolojik oluşum içeren görüntüler,
3. Artifakt nedeniyle tanısal değerlendirme yapılamayacak düzeyde bozulmuş görüntüler,
4. 18 yaş ve üzeri bireylere ait olup alt üçüncü molar dişin bulunmadığı görüntüler.

Şekil 1. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan NewTom 7G cihazı



Şekil 2. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan Newtom Go cihazı



Çizelge 3. NewTom 7G tomografi cihazına ait bazı temel özellikler

Filtrasyon	21 mm Al @ 70kV (1 mm Al ile filtreleme)
X ışın tüpü markası ve modeli	IAE RTM 70 HS 0.3/0.6
Maksimum x ışın tüpü voltajı	130 kV
Anot açısı	10°
Fokal spot büyüklüğü	0,3 mm - 0,6 mm
Odak - dedektör mesafesi	980 mm

Çizelge 4. NewTom Go tomografi cihazına ait bazı temel özellikler

Filtrasyon	6 mm Al @ 90Kv (3.5 mm'lik otomatik filtre ile)
X ışın tüpü markası ve modeli	CANON / TOSHIBA D-067SB
Maksimum x ışın tüpü voltajı	90 kV
Anot açısı	5°
Fokal spot büyüklüğü	0,6 mm
Odak - dedektör mesafesi	500 mm

Çizelge 5. Newtom 7G ve NewTom Go tomografi cihazlarında alınan görüntülere ait parametreler

Görüntüleme protokolü	FOV(çapx yükseklik) mm	kVp	mAs	Süre (s)	DAP (mGry. cm ²)	Voksel (mm)	Rotasyon açısı
NewTom 7G low doz	60x60	100	51.53	1,6	130,19	0,3	360
NewTom 7G reguler doz	60x60	110	69.18	2,9	240,96	0,3	360
NewTom 7G best doz	60x60	120	212.74	5,7	1033,31	0,15	360
NewTom 7G low doz	130x60	100	45.86	1,4	217,34	0,3	360
NewTom 7G reguler doz	130x60	110	54,99	2,9	398,32	0,3	360
NewTom 7G best doz	130x60	120	190.3	5.2	1776.76	0,15	360
NewTom Go low doz	60x70	90	6.4	1,6	89,28	0,3	360
NewTom Go reguler doz	60x70	90	10.78	2,4	150,36	0,3	360
NewTom Go best doz	60x70	90	27.68	5,6	386,16	0,15	360
NewTom Go low doz	100x70	90	7,16	1,6	163,18	0,3	360
NewTom Go reguler doz	100x70	90	12,97	2,4	295,55	0,3	360
NewTom Go best doz	100x70	90	27,54	5,6	627,41	0,15	360

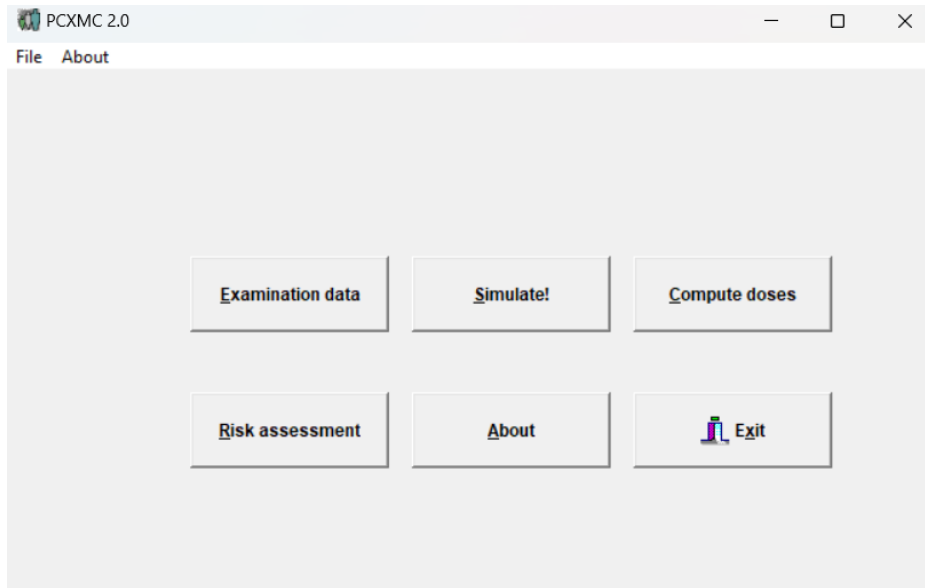
Farklı görüntüleme modlarında (low dose, reguler ve best) elde edilen görüntülerdeki DAP değerleri ile hastaların organ dozlarını hesaplama imkanı sunan Monte Carlo simülasyon (PCXMC 2.0 Rotasyon) yazılımı kullanılarak hastaların almış olduğu kritik organ absorpsiyon dozları bulunmuş ve ICRP 103 doz katsayıları kullanılarak efektif doz hesaplanmıştır. ICRP 103 doz katsayıları Çizelge 6’da gösterilmiştir. Kritik organ olarak oral mukoza ve tükürük bezleri belirlenmiştir. Aynı ayrı olacak şekilde oral mukozanın aldığı doz, tükürük bezlerinin aldığı doz ve hastanın aldığı toplam doz hesaplanmıştır. Monte Carlo programına girildiğinde görülen anasayda ekranı Şekil 3’te gösterilmiştir. PCXMC 2.0 Rotasyon programında hastaya ait bilgilerin girildiği muayene verileri sayfası NewTom 7G tomografi cihazına (6x6 cm FOV) ait protokol için örnek olarak Şekil 4’te gösterilmiştir. PCXMC 2.0 Rotasyon programında kullanılan terimlere ait bilgiler Çizelge 7’de gösterilmiştir.

Çizelge 6. ICRP 103 Doku Ağırlıklandırma Faktörleri (Tissue Weighting Factors, w_t)

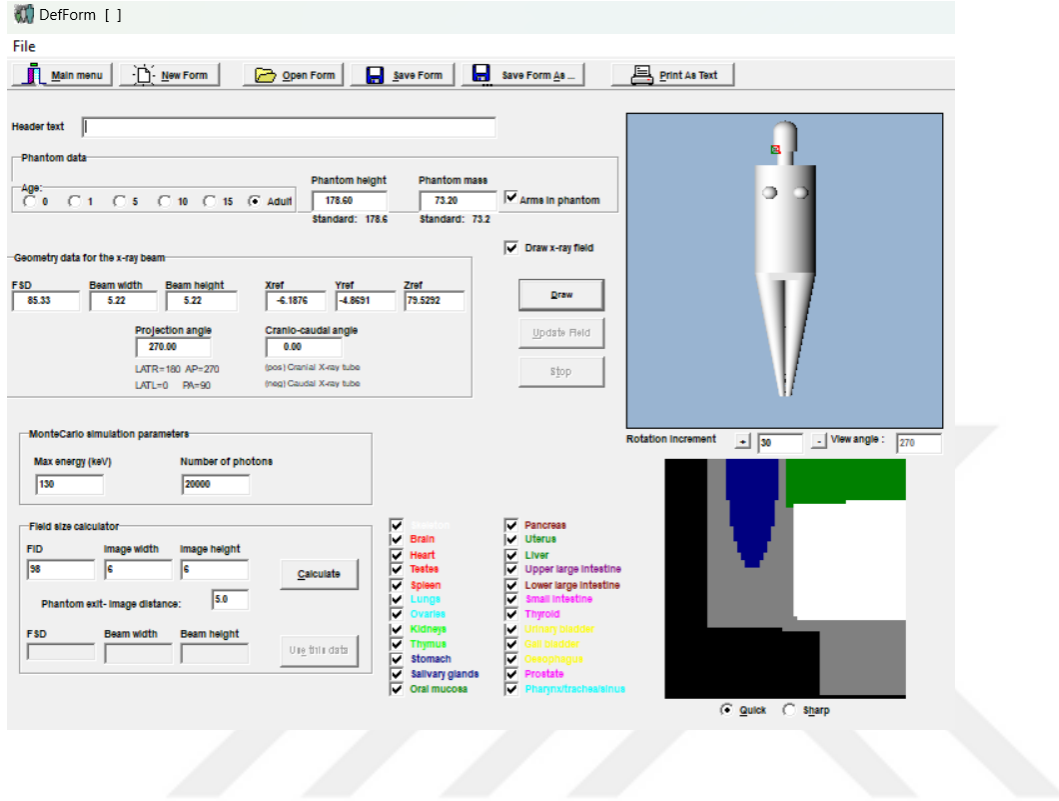
Organ/Doku	Ağırlık Faktörü (w_t)
Kırmızı kemik iliği	0.12
Kolon	0.12
Akciğer	0.12
Mide	0.12
Meme	0.12
Kalan dokular (Remainder tissues)*	0.12
Gonadlar (Testis/Ovary)	0.08
Mesane	0.04
Özofagus	0.04
Karaciğer	0.04
Tiroid	0.04
Beyin	0.01
Kemik yüzeyi	0.01
Tükürük bezleri	0.01
Deri	0.01
Toplam	1.00

*Kalan dokulara dahil olanlar: adrenal bezler, ekstratorasik bölge, safra kesesi, kalp, böbrekler, lenf düğümleri, kas, oral mukoza, pankreas, prostat, ince bağırsak, dalak, timus, uterus/serviks.

Şekil 3. Monte Carlo programı anasayfa ekran görüntüsü



Şekil 4. PCXMC 2.0 Rotasyon programında Newtom 7G tomografi cihazına(6x6 cm FOV) ait arayüz ekran görüntüsü



Çizelge 7. PCXMC 2.0 Rotasyon programında kullanılan bazı terimlere ait bilgiler

FSD	Fokal spot ile ilgili FOV' un merkezindeki referans noktası arası mesafe
Projeksiyon açısı	X ışını demetinin fantoma gelme yönünü belirleyen açı
Kranio-kaudal açı	X ışın demetinin horizontal düzleme göre gelme yönünü belirtir.
FID	Fokal spot-imaj resöptörü arası mesafe
'Beam width' ve 'Beam height'	İlgili FOV'un yükseklik ve genişliğini ifade eder
'Xref', 'Yref' ve 'Zref'	Fantomun içinde, x-ışını ışınının merkezi ekseninin yönlendirildiği rastgele bir noktanın koordinatlarıdır: bu veriler, x-ışınının fantoma göre konumunu belirtmek için kullanılır

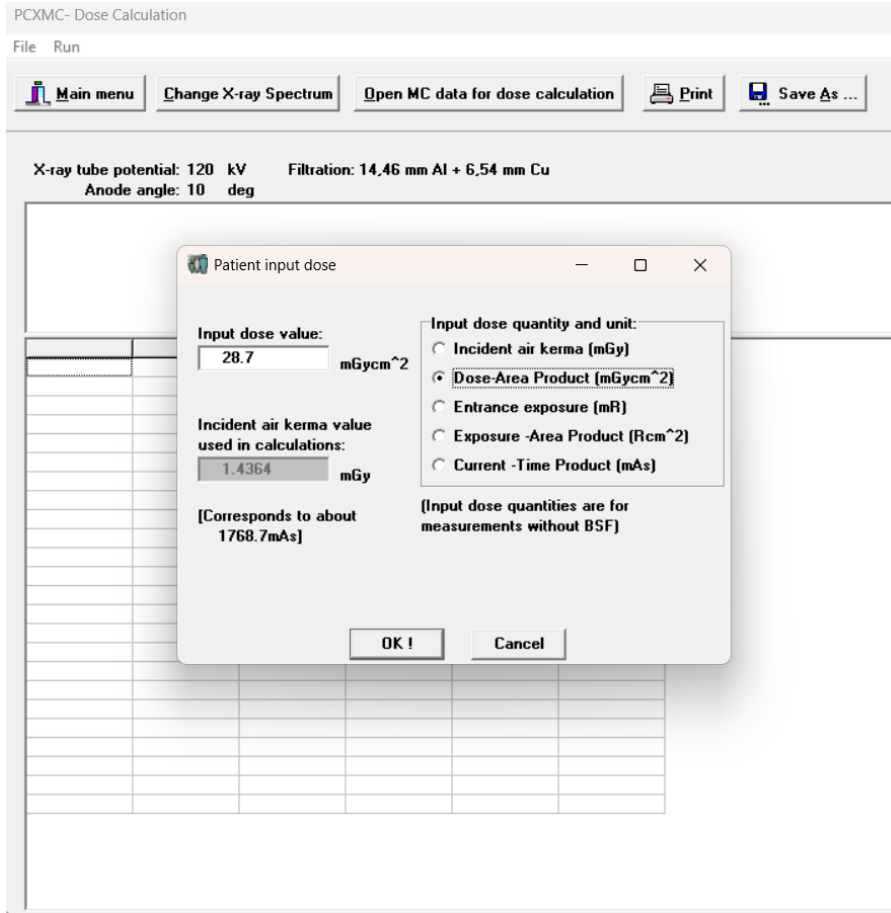
2.1. NewTom 7G cihazı için Monte Carlo

Hastaya ait veriler girilirken boy (178,60 cm) ve kilo (73,20) programın sunduğu ortalama değerler alınmıştır. FID (Focus-to-Image Distance) ve FRD (Focus-to-Receptor Distance) değerleri NewTom 7G tomografi cihazı teknik veriler kitapçığındaki değerler ve cihaz üzerindeki manuel ölçümler sonucu FRD için 49 cm FID için 98 cm alınmıştır. FOV verilerinde 2 farklı FOV alanı için ayrı ayrı hesaplama yapılmıştır. Öncelikle 6x6 FOV alanı için, yükseklik 6 cm genişlik 6 cm girilmiştir. Xref, Yref ve Zref değerleri alınan görüntülerde istenilen çenenin görüntüleme alanına girecek şekilde ayarlanmıştır. Xref değeri -6.1876, Yref değeri -4.8691 ve Zref değeri 79.5292 olarak alınmıştır. Şekil 4'te gösterilmiştir. 13x6

FOV alanı için; yükseklik 6 cm, genişlik 13 cm girilmiştir. Xref değeri FOV lar orta hattın itibaren simetrik olduğundan 0 alınmıştır. Yref değeri -8.9964 ve Zref değeri 81.2496 olarak alınmıştır.

Parametreler girildikten sonra, NewTom 7G cihazı ile 6×6 cm FOV ve best doz modu kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonda, DAP değerinin uygulamada girildiği kısım Şekil 5'te gösterilmekte olup, aynı protokolda 270° açısında yer alan kritik organlara iletilen doz dağılımı Şekil 6'te örnek olarak sunulmuştur.

Şekil 5. NewTom 7G 6x6 cm FOV alanı best doz modunda DAP değerinin giriş ekran görüntüsü



Şekil 6. NewTom 7G 6x6 cm FOV alanı best doz modunda 270 derecedeki kritik organların aldığı dozları gösteren tablo

PCXMC- Dose Calculation					
File Run					
 Main menu	 Change X-ray Spectrum	 Open MC data for dose calculation	 Print	 Save As ...	
X-ray tube potential: 120 kV Filtration: 14,46 mm Al + 6,54 mm Cu Anode angle: 10 deg					
File: C:\Users\Lenovo\Desktop\VLK YENI MONTE\7G 6x6 best\270.en2 Phantom: Adult , Arms included. Simulation: Photons/Energy level: 20000 Maximum energy: 130 keV Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 270.000 Obl. angle: 0.000 Field width: 4.47 cm and height: 4.47 cm FSD: 73.000 cm Ref.point (x,y,z(cm)): (-6.188, -4.869, 79.529) Phantom height: 178.600 cm and mass: 73.200 kg Scaling factors sx(=sy): 1.000 and sz: 1.000 Incident air kerma:..... 1.436 mGy Tube voltage: 120 kV Filter:.....14,46 mm Al + 6,54 mm Cu					
Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	0,003987	0,8	Scapulae	0,001942	8,4
Adrenals	0,000001	100,0	(Clavicles)	0,012564	5,9
Brain	0,003873	2,9	(Ribs)	0,001437	4,6
Breasts	0,000273	17,0	(Upper arm bones)	0,002163	7,1
Colon (Large intestine)	0,000007	64,4	(Middle arm bones)	0,000132	22,2
(Upper large intestine)	0,000013	64,4	(Lower arm bones)	0,000010	48,7
(Lower large intestine)	0,000000	NA	(Pelvis)	0,000009	65,2
Extrathoracic airways	0,019450	7,0	(Upper leg bones)	0,000000	NA
Gall bladder	0,000009	88,2	(Middle leg bones)	0,000000	NA
Heart	0,000240	17,0	(Lower leg bones)	0,000000	NA
Kidneys	0,000027	44,4	Skin	0,008413	1,1
Liver	0,000141	11,4	Small intestine	0,000006	56,1
Lungs	0,001089	5,5	Spleen	0,000017	76,2
Lymph nodes	0,012285	2,1	Stomach	0,000033	64,6
Muscle	0,002458	0,6	Testicles	0,000000	NA
Öesophagus	0,000905	22,2	Thymus	0,001090	27,9
Oral mucosa	0,053713	3,1	Thyroid	0,013359	10,3
Ovaries	0,000000	NA	Urinary bladder	0,000000	NA
Pancreas	0,000053	92,2	Uterus	0,000004	100,0
Prostate	0,000000	NA			
Salivary glands	0,109695	2,0	Average dose in total body	0,003596	0,6
Skeleton	0,009654	0,8	Effective dose ICRP60 (mSv)	0,001649	4,2
(Skull)	0,060349	0,9	Effective dose ICRP103 (mSv)	0,003364	1,9
(Upper Spine)	0,037125	2,0			
(Middle Spine)	0,001694	5,6			
(Lower Spine)	0,000037	98,8	Abs. energy fraction (%)	21,514816	

2.2 NewTom Go cihazı için Monte Carlo

NewTom Go cihazı için hesaplamalar yapılır yine hastaya ait veriler girilirken boy (178,60 cm) ve kilo (73,20) programın sunduğu ortalama değerler alınken, FID ve FRD değerleri NewTom Go tomografi cihazı teknik veriler kitapçığındaki değerler ve cihaz üzerindeki manuel ölçümler sonucu her iki FOV(6x7 ve 10x7 cm) alanı için FID için 50 cm alınmıştır. FRD değeri cihaz üzerinde her iki FOV alanı için ölçüm yapılmış olup 6x7 cm FOV alanı için 38.6 cm 10x7 cm FOV alanı için 37.63 cm bulunmuştur. Yine aynı şekilde 6x7 FOV alanı için, yükseklik 7 cm genişlik 6 cm girilmiştir. Xref, Yref ve Zref değerleri alınan görüntülerde istenilen çenenin görüntüleme alanına girecek şekilde ayarlanmıştır. Xref değeri -5.6878, Yref değeri -6.2352 ve Zref değeri 78.6480 olarak alınmıştır. 10x7 FOV alanı için; yükseklik 7, genişlik 10 cm girilmiştir. Xref değeri FOV lar orta hattın itibaren simetrik olduğundan 0 alınmıştır. Yref değeri -8.8034 ve Zref değeri 81.2046 olarak alınmıştır.

2.3. Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi

3 yıllık deneyime sahip uzmanlık öğrencisi ve her biri KIBT değerlendirilmesinde 5 yıldan fazla deneyime sahip iki kıdemli oral ve maksillofasiyal radyolog, tüm değerlendirmeleri ayrı ayrı gerçekleştirmiştir. Tüm görüntü değerlendirmeleri normal prosedüre göre; üç farklı düzlemdeki tüm görüntüler gözlemcilerin görüntüleme programındaki yakınlaştırma, gri seviye, ekran ve parlaklık ve kontrast ayarları gibi tüm mevcut araçları kullanabilecekleri şekilde yapılmıştır. İlk değerlendirilmelerin ardından 1 ay sonra gözlem içi uyumu sağlamak için KIBT görüntülerinin arasından rastgele yirmi adet KIBT seçilip gözlemciler tarafından tekrar bakılıp incelenmiştir (Cederhag, Iskenderani ve ark., 2023) . Gözlemciler KIBT görüntülerini değerlendirme öncesinde, değerlendirme protokolünün puanlama sistemi nezdinde kalibrasyonları gerçekleştirmiştir.

Bu çalışmada, cerrahi öncesi radyografik incelemeye yönelik hazırlanan değerlendirme protokolü, mandibular üçüncü moların cerrahi risk analizini standardize etmek amacıyla beş kritik parametreyi kapsamaktadır:

1. Mandibuler kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki ilişki
2. Mandibuler kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki yakınlık
3. Üçüncü moların periodontal ligamentinin değerlendirilmesi
4. Üçüncü moların tüm kökleri içeren kök morfolojisi
5. İkinci moların kök rezorpsiyonu

Cerrahi öncesinde görüntülerin radyografik incelemesinde ilgili yapıları ve ilişkileri belirlemek için kullanılacak değerlendirme protokolü Çizelge 8’de gösterilmiştir.

Çizelge 8. Değerlendirme protokolünün anatomik değişkenleri

Anatomik değişkenler	Kategoriler
Mandibular kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki ilişki	Mandibular kanal, köke göre bukkalde konumlanmış
	Mandibular kanal, köke göre lingualde konumlanmış
	Mandibular kanal inferior yönde, kökün hemen altında ya da lingual/bukkal yönde konumlanmış
	Kökler arasında konumlanmış (kök bifid görünüyorsa)
	Değerlendirilemedi
Mandibular kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki yakınlık	1 mm den fazla
	Direk kontak halinde kanal devamlılığı izleniyor
	Direk kontak halinde kanal devamlılığı izlenmiyor
Periodontal ligament (PDL) (tüm kökler)	PDL izlenebiliyor
	Kısmen görünen PDL
	PDL izlenemiyor
Kök morfolojisi	Düz kök yapısına sahip
	Pençe şeklinde, içe doğru ya da elevasyon yönüne doğru kavisli, kıvrık kökler
	Atipik, dışa doğru kıvrımlı ya da elevasyon yönünün tersine doğru kavisli kökler
Mandibular ikinci molar kök rezorbsiyonu (En azından dentinin dış yarısına kadar uzanan)	Var
	Belirsiz
	Yok

2.4. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada gözlemciler arası ve gözlemci içi uyumun değerlendirilmesinde hem kantitatif hem de niteliksel ölçüm yaklaşımları kullanılmıştır. Üç gözlemcinin birbirinden bağımsız olarak gerçekleştirdiği değerlendirmelerin tutarlılığını belirlemek amacıyla, her bir anatomik değişken için Fleiss' Kappa katsayısı hesaplanmıştır. Bu yöntem, çoklu gözlemciler arasında kategorik veriler üzerindeki uyum düzeyini objektif olarak ölçmektedir. Ayrıca, aynı gözlemcinin belirli bir süre sonra tekrarladığı ölçümler üzerinden gözlemci içi uyum analizleri gerçekleştirilmiş ve Cohen's Kappa katsayıları kullanılmıştır. Her iki Kappa katsayısı için de standart kabul edilen değer aralıkları temel alınarak uyum düzeyleri yorumlanmıştır: 0.00–0.20 zayıf, 0.21–0.40 düşük, 0.41–0.60 orta, 0.61–0.80 iyi ve 0.81–1.00 çok iyi uyum olarak değerlendirilmiştir (Landis ve Koch, 1977).

Buna ek olarak, her bir gözlemci için protokol bazlı değerlendirme sonuçları arasındaki yüzdesel uzlaşma oranları da hesaplanmıştır. Bu oran, gözlemciler arasında aynı kategoriye yerleştirilen olguların yüzdesini temsil etmekte ve Fleiss' Kappa ile birlikte yorumlandığında, hem kategorik hem de mutlak uyum düzeyine ilişkin daha kapsamlı bir değerlendirme sağlamaktadır.

Tüm istatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 25.0 (IBM Corp., Armonk, NY, ABD) yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir; ancak Kappa analizleri yorumlanırken p-değerinden çok, katsayıların mutlak büyüklükleri dikkate alınmıştır.



3. BULGULAR

3.1. Kritik Organlara Ait Absorbsiyon ve Etkin Dozlar

Bu çalışmada, NewTom 7G ve NewTom Go cihazları kullanılarak üç farklı doz düzeyinde (low, regular, best) ve iki farklı FOV boyutunda (tek taraflı: 6×6 ve 6×7 cm; çift taraflı: 10×7 ve 13×6 cm) elde edilen KIBT görüntüleri üzerinden kritik organlara (oral mukoza ve tükürük bezleri) iletilen absorbsiyon dozları ve bunlardan hesaplanan efektif dozlar Monte Carlo simülasyon yöntemiyle analiz edilmiş olup, Çizelge 9’da gösterilmiştir.

Çizelge 9. Kritik Organların Aldığı Dozlar (mGy) ve Etkin Doz(μSv) Değerleri

	Oral Mukoza Absorbsiyon Dozu (mGy)	Tükürük Bezlerinin Absorbsiyon Dozu (mGy)	Organ absorbsiyon dozlarından hesaplanan efektif doz (ICRP103) (μSv)
NewTom 7G 6x6 Low	0,44	0,62	23,90
NewTom 7G 6x6 Regular	0,81	1,16	44,11
NewTom 7G 6x6 Best	3,06	5,03	185,64
NewTom 7G 13x6 Low	1,42	1,08	45,50
NewTom 7G 13x6 Regular	2,66	2,03	84,66
NewTom 7G 13x6 Best	11,91	9,11	376,96
NewTom Go 6x7 Low	0,08	0,20	8,65
NewTom Go 6x7 Regular	0,12	0,34	14,50
NewTom Go 6x7 Best	0,33	0,88	37,42
NewTom Go 10x7 Low	0,91	0,63	25,34
NewTom Go 10x7 Regular	1,47	1,04	42,76
NewTom Go 10x7 Best	3,49	2,42	97,52

NewTom 7G cihazında, 6×6 cm FOV ve low doz protokolü altında oral mukozaya iletilen doz 0,44 mGy, tükürük bezlerine iletilen doz ise 0,62 mGy olarak ölçülmüştür. Aynı protokolde efektif doz 23,90 µSv olarak hesaplanmıştır. Doz düzeyi regulara çıkarıldığında bu değerler sırasıyla 0,81 mGy, 1,16 mGy ve 44,11 µSv olarak artış göstermiştir. Best protokolde ise oral mukozaya iletilen doz 3,06 mGy, tükürük bezlerine 5,03 mGy ve efektif doz 185,64 µSv olarak kaydedilmiştir.

Aynı cihazda 13×6 cm FOV kullanılarak yapılan taramalarda, low dozda oral mukoza dozu 1,42 mGy, tükürük bezi dozu 1.08 mGy ve efektif doz 45,50 µSv olarak hesaplanmıştır. Regular protokolde bu değerler sırasıyla 2,66 mGy, 2,03 mGy ve 84,66 µSv'ye yükselmiştir. Best protokolde ise oral mukozaya iletilen doz 11,91 mGy, tükürük bezine iletilen doz 9,11 mGy ve efektif doz 376,96 µSv olarak ölçülmüştür. 6×6 cm ve 13×6 cm FOV best protokolleri karşılaştırıldığında, organ dozlarında ve efektif doz değerlerinde belirgin artışlar görülmektedir.

NewTom Go cihazında ise genel olarak daha düşük absorbsiyon dozları ve efektif doz değerleri elde edilmiştir. Örneğin, 6×7 cm FOV ve low protokolde oral mukozaya iletilen doz 0,08 mGy, tükürük bezine iletilen doz 0,20 mGy ve efektif doz 8,65 µSv olarak hesaplanmıştır. Regular dozda bu değerler 0,12 mGy, 0,34 mGy ve 14,50 µSv; best dozda ise 0,33 mGy, 0,88 mGy ve 37,42 µSv olarak ölçülmüştür. 10×7 cm FOV ile yapılan çekimlerde ise en yüksek doz olan best protokol altında oral mukozaya 3,49 mGy, tükürük bezine 2,42 mGy, efektif doza ise 97,52 µSv ulaşmıştır. Bu değerler, NewTom Go cihazının hem düşük doz protokollerinde hem de geniş FOV koşullarında NewTom 7G cihazına göre anlamlı ölçüde daha düşük dozlar ürettiğini göstermektedir.

Ayrıca, cihaz ve protokol farklarının etkisi yalnızca doz açısından değil, dozun dağılım yapısı açısından da belirgindir. Özellikle tek taraflı FOV'larda (6×6 ve 6×7 cm), tükürük bezleri oral mukozaya göre daha fazla doz alırken; çift taraflı FOV'larda (10×7 ve 13×6 cm) oral mukoza daha yüksek dozlara maruz kalmıştır.

Genel olarak, her iki cihazda da doz düzeyinin artışıyla birlikte hem absorbsiyon dozlarının hem de efektif dozun yükseldiği; ancak cihaz yapısı, yazılım optimizasyonları ve FOV parametrelerinin bu artışı önemli ölçüde modüle ettiği gözlemlenmiştir. Bu bulgular, doz düzeyi ve FOV boyutunun radyasyon dağılımı üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olduğunu ortaya koymuştur. KIBT protokollerinin sadece görüntüleme ihtiyacına göre değil, aynı zamanda hasta güvenliğini esas alan doz optimizasyonu ilkeleri doğrultusunda belirlenmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

3.2. Gözlemci İçi Uyumun Değerlendirilmesi

3.2.1. Üçüncü Moların Mezial Kökü ile Mandibular Kanal Arasındaki İlişkiye Yönelik Gözlemci İçi Uyum

Mandibular kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde, gözlemci içi tutarlılığı değerlendirmek amacıyla kullanılan Kohen'in Kappa katsayısı genellikle yüksek ve istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$). Özellikle "Best" görüntü kalitesinde kappa katsayısı birinci gözlemci için 0,81–0,89; ikinci gözlemci için 0,84–0,93; üçüncü gözlemci için ise 0,79–0,88 aralığında bulunmuştur. Bu sonuçlar, değerlendirmelerin yüksek düzeyde tutarlı olduğunu göstermektedir. Düşük görüntü kalitesi (low kalite) modunda da çoğu durumda kappa katsayısı 0,75'in üzerinde gerçekleşmiş ve bu da iyi düzeyde bir gözlemci içi uyumu işaret etmektedir.

3.2.2. Üçüncü Moların Mezial Kökü ile Mandibular Kanal Arasındaki Yakınlığa Yönelik Gözlemci İçi Uyum

Üçüncü moların mezial kökü ile mandibular kanal arasındaki yakınlığın değerlendirilmesinde de gözlemci içi uyum genel olarak yüksek bulunmuştur. "Best" görüntü kalitesinde Kohen'in Kappa katsayısı birinci gözlemci için 0,76–0,91; ikinci gözlemci için 0,84–0,89; üçüncü gözlemci için ise 0,81–0,87 arasında değişmiştir. Genel olarak tüm modlar ve cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.001$) ve yüksek düzeyde gözlemci içi uyum sağlanmıştır.

3.2.3. Periodontal Ligament Görünümlerine Yönelik Gözlemci İçi Uyum

Periodontal ligament değerlendirmelerine ilişkin gözlemci içi uyum düzeyi genel olarak iyi ile mükemmel aralığında bulunmuştur. "Best" görüntü kalitesinde Kohen'in Kappa katsayısı birinci gözlemci için 0,87; ikinci gözlemci için 0,83; üçüncü gözlemci için ise 0,80 düzeyinde belirlenmiştir. Düşük görüntü kalitesine sahip modlarda da kappa değerleri genellikle 0,70'in üzerinde bulunmuş ve bu da istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.001$) ve tutarlı değerlendirmelere işaret etmiştir.

3.2.4. Üçüncü Moların Kök Morfolojisine Yönelik Gözlemci İçi Uyum

Kök morfolojisine ilişkin gözlemci içi uyum, birinci gözlemcide 0,72–0,88; ikinci gözlemcide 0,70–0,89; üçüncü gözlemcide ise 0,73–0,85 aralığında bulunmuştur. Özellikle "regular" ve "best" görüntü kalitesi modlarında yüksek düzeyde güvenilirlik elde edilmiştir. Yapılan tüm ölçümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.001$). En yüksek uyum, ikinci gözlemcide çift diş değerlendirmesinde "best" modda gözlenmiş olup, bu durumda Kohen'in Kappa katsayısı 0,89'a ulaşmıştır.

3.2.5. Mandibular İkinci Moların Kök Rezorpsiyonuna Yönelik Gözlemci İçi Uyum

Mandibular ikinci molar kök rezorpsiyonuna yönelik ölçümlerde gözlemci içi uyum, tüm gözlemciler için yüksek düzeyde bulunmuştur. “Best” modda Kohen’in Kappa katsayısı birinci gözlemci için 0,90’ın üzerinde ($\kappa \approx 0,95-1,00$), ikinci gözlemci için 0,82; üçüncü gözlemci için ise 0,81 düzeyinde hesaplanmıştır. Özellikle çift diş modelleri ve yüksek kaliteli görüntülerde birçok ölçümde kappa değeri 0,85’in üzerine çıkmıştır. Bu bulgular, kök rezorpsiyonu değerlendirmelerinde cihaz tipi ve görüntü kalitesinin belirleyici faktörler olduğunu göstermektedir.

3.2.6. Beş Anatmik Soruya Ait Toplam Gözlemci İçi Uyumu

Üç gözlemcinin kendi içinde gerçekleştirdiği ölçümlere yönelik yapılan Kohen’in Kappa katsayısı analizleri, gözlemci içi uyumun genel olarak “iyi” ($\kappa \geq 0.75$) ve çoğu durumda “mükemmel” ($\kappa \geq 0.81$) düzeyde olduğunu ortaya koymuştur.

Gözlemci 1 için kappa değerleri 0.60 ile 0.90 arasında değişmiştir. En yüksek uyum, NewTom Go cihazı, 10×7 cm FOV ve best doz protokolünde ($\kappa \approx 0.90$) elde edilmiştir.

Gözlemci 2 için kappa değerleri 0.73 ile 0.86 arasında değişmiş, hiçbir protokolde kappa değeri 0.73’ün altına düşmemiştir. Özellikle NewTom 7G cihazı, 13×6 cm FOV ve best protokolünde ($\kappa \approx 0.86$) mükemmel düzeyde uyum saptanmıştır.

Gözlemci 3 için kappa değerleri 0.71 ile 0.83 arasında değişmiştir. En yüksek uyum, NewTom 7G cihazı, 13×6 cm FOV ve best doz protokolünde ($\kappa \approx 0.83$) gözlenmiştir.

Genel olarak, tüm gözlemcilerde $\kappa \geq 0.70$ değeri korunmuş ve gözlemci içi uyum açısından hem istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$) hem de metodolojik olarak güvenilir sonuçlar elde edilmiştir. En yüksek güvenilirlik, sıklıkla best doz protokolleri ve çift diş FOV kombinasyonları ile yapılan ölçümlerde gözlenmiştir.

3.3 Gözlemciler Arası Uyumun Değerlendirilmesi

Bu çalışmada gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesinde hem kantitatif hem de niteliksel ölçüm yaklaşımları kullanılmıştır. Üç gözlemcinin birbirinden bağımsız olarak gerçekleştirdiği değerlendirmelerin tutarlılığını belirlemek amacıyla, her bir anatomik değişken için Fleiss’ Kappa katsayısı hesaplanmıştır. Bu yöntem, çoklu gözlemciler arasında kategorik veriler üzerindeki uyum düzeyini objektif olarak ölçmektedir.

Buna ek olarak, her bir gözlemci için protokol bazlı değerlendirme sonuçları arasındaki yüzdesel uzlaşma oranları da hesaplanmıştır. Bu oran, gözlemciler arasında aynı kategoriye yerleştirilen olguların yüzdesini temsil etmekte ve Fleiss' Kappa ile birlikte yorumlandığında hem kategorik hem de mutlak uyum düzeyine ilişkin daha kapsamlı bir değerlendirme sağlamaktadır.

3.3.1. Mandibular Kanal ile Üçüncü Moların Mezial Kökü Arasındaki İlişkinin Değerlendirmesinde Gözlemciler Arası Uyum

Çizelge 10'da, mandibular kanal ile mandibular üçüncü molar dişin mezial kökü arasındaki anatomik ilişkinin değerlendirilmesinde, farklı KIBT cihazları (NewTom Go ve NewTom 7G), FOV boyutları ve doz protokollerine göre üç gözlemciden elde edilen değerlendirmelere ait Fleiss' Kappa katsayısı ve uzlaşma oranı değerleri sunulmuştur. Fleiss' Kappa katsayısı gözlemciler arası istatistiksel uyumu, uzlaşma oranı ise basit yüzdesel tutarlılığı göstermektedir.

Çizelge 10. Mandibular kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki anatomik ilişkinin değerlendirilmesine yönelik üç gözlemci arasında saptanan uyum düzeyleri (Fleiss' Kappa) ve uzlaşma oranları

Protokol	Fleiss' Kappa	Uzlaşma Oranı
NewTom Go 6x7 Low	0.717	0,714
NewTom Go 6x7 Regular	0.562	0,643
NewTom Go 6x7 Best	0.889	0,929
NewTom Go 10x7 Low	0.636	0,786
NewTom Go 10x7 Regular	0.565	0,607
NewTom Go 10x7 Best	0.807	0,821
NewTom 7G 6x6 Low	0.61	0,857
NewTom 7G 6x6 Regular	0.763	0,786
NewTom 7G 6x6 Best	0.829	0,786
NewTom 7G 13x6 Low	0.618	0,643
NewTom 7G 13x6 Regular	0.705	0,786
NewTom 7G 13x6 Best	0.737	0,786

Mandibular kanal ile mandibular üçüncü moların mezial kökü arasındaki anatomik ilişkinin değerlendirilmesinde, gözlemciler arası en yüksek uyum NewTom Go 6×7 Best protokolünde elde edilmiştir (Fleiss' Kappa: 0.889, uzlaşma oranı: %92.9). Bu protokolü sırasıyla NewTom 7G 6×6 Best (Kappa: 0.829, uzlaşma oranı: %78.6) ve NewTom Go 10×7 Best (Kappa: 0.807, uzlaşma oranı: %82.1) takip etmiştir.

En düşük uyum ise NewTom Go 6×7 Regular protokolünde gözlemlenmiş olup, bu grupta Fleiss' Kappa değeri 0.562, uzlaşma oranı ise %64.3 olarak hesaplanmıştır. Benzer şekilde, NewTom Go 10×7 Regular protokolünde de düşük düzeyde uyum saptanmıştır (Kappa: 0.565, uzlaşma oranı: %60.7).

Genel olarak, her iki cihazda da “best” doz protokolleri, hem Fleiss’ Kappa hem de uzlaşma oranı açısından daha yüksek değerlere ulaşmıştır.

3.3.2. Mandibular Kanal ile Üçüncü Moların Mezial Kökü Arasındaki Yakınlık Değerlendirmesinde Gözlemciler Arası Uyum

Çizelge 11, mandibular kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki yakınlığın değerlendirilmesinde kullanılan farklı KIBT protokollerine göre üç gözlemci arasında elde edilen Fleiss’ Kappa katsayısı ve uzlaşma oranlarını göstermektedir. Fleiss’ Kappa, gözlemciler arası istatistiksel tutarlılığı yansıtırken; uzlaşma oranı, gözlemcilerin aynı kategoriye atama yaptığı yüzdesel oranı ifade etmektedir.

Çizelge 11. Mandibular kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki yakınlığın değerlendirilmesine yönelik Fleiss’ Kappa katsayısı ve gözlemciler arası uzlaşma oranları

Protokol	Fleiss Kappa	Uzlaşma Oranı
NewTom Go 6x7 Low	0,655	0,786
NewTom Go 6x7 Regular	0,908	0,929
NewTom Go 6x7 Best	0,899	0,929
NewTom Go 10x7 Low	0,564	0,714
NewTom Go 10x7 Regular	0,645	0,75
NewTom Go 10x7 Best	0,769	0,821
NewTom 7G 6x6 Low	0,704	0,786
NewTom 7G 6x6 Regular	0,616	0,714
NewTom 7G 6x6 Best	0,802	0,857
NewTom 7G 13x6 Low	0,506	0,536
NewTom 7G 13x6 Regular	0,576	0,643
NewTom 7G 13x6 Best	0,762	0,821

Mandibular kanal ile mandibular üçüncü moların mezial kökü arasındaki yakınlığın değerlendirilmesinde, gözlemciler arası en yüksek uyum NewTom Go 6×7 Regular protokolünde elde edilmiştir (Fleiss’ Kappa: 0.908, uzlaşma oranı: %92.9). Bu protokolü, benzer biçimde yüksek değerler sağlayan NewTom Go 6×7 Best (Kappa: 0.899, uzlaşma oranı: %92.9) ve NewTom 7G 6×6 Best (Kappa: 0.802, uzlaşma oranı: %85.7) takip etmiştir.

En düşük uyum, NewTom 7G 13×6 Low protokolünde gözlemlenmiş olup, burada Fleiss’ Kappa değeri 0.506, uzlaşma oranı ise %53.6 olarak saptanmıştır.

Öne çıkan bir bulgu olarak, bu anatomik değişkende en yüksek kappa değeri “best” yerine “reguler” doz protokolünde elde edilmiştir.

3.3.3. Periodontal Ligament Görünümlerinin Değerlendirilmesinde Gözlemciler Arası Uyum

Çizelge 12, periodontal ligament görünürlüğüne ilişkin değerlendirmelerde farklı KIBT cihazları ve doz protokollerine göre elde edilen Fleiss' Kappa katsayısı ve uzlaşma oranlarını göstermektedir. Kappa katsayısı gözlemciler arası istatistiksel tutarlılığı, uzlaşma oranı ise aynı değerlendirmeyi yapan gözlemcilerin yüzdesel oranını göstermektedir.

Çizelge 12. Periodontal ligament görünürlüğünün değerlendirilmesine yönelik Fleiss' Kappa katsayısı ve gözlemciler arası uzlaşma oranları

Protokol	Fleiss Kappa	Uzlaşma Oranı
NewTom Go 6x7 Low	0,634	0,714
NewTom Go 6x7 Regular	0,541	0,571
NewTom Go 6x7 Best	0,713	0,714
NewTom Go 10x7 Low	0,775	0,786
NewTom Go 10x7 Regular	0,673	0,786
NewTom Go 10x7 Best	0,857	0,857
NewTom 7G 6x6 Low	0,782	0,929
NewTom 7G 6x6 Regular	0,669	0,786
NewTom 7G 6x6 Best	0,869	0,857
NewTom 7G 13x6 Low	0,744	0,75
NewTom 7G 13x6 Regular	0,708	0,714
NewTom 7G 13x6 Best	0,755	0,821

Periodontal ligament görünürlüğünün tüm kökler düzeyinde değerlendirilmesinde, gözlemciler arası uyum düzeyi kullanılan KIBT cihazı ve protokole bağlı olarak anlamlı değişkenlik göstermiştir. En yüksek Fleiss' Kappa katsayısı, NewTom 7G 6×6 Best protokolünde 0.869 olarak elde edilmiş, bunu NewTom Go 10×7 Best protokolü 0.857 kappa değeri ile takip etmiştir. Bu iki protokolde aynı zamanda uzlaşma oranları da %85.7 düzeyinde bulunmuş, bu da yüksek çözünürlükte alınan görüntülerin PDL sınırlarının değerlendirilmesini kolaylaştırdığını ortaya koymuştur. Buna karşın, en düşük gözlemci uymu NewTom Go 6×7 Regular protokolünde gözlemlenmiş olup, Fleiss' Kappa katsayısı 0.541, uzlaşma oranı ise %57.1 olarak hesaplanmıştır. Bu düşük değerlerin temelinde, PDL yapısının görüntüde yeterince seçilememesi nedeniyle gözlemcilerin sıklıkla “PDL izlenemiyor” seçeneğini tercih etmiş olması yatmaktadır.

Nitekim, bazı protokollerde gözlemcilerin büyük çoğunlukla “izlenemiyor” seçeneğini işaretlemesi, uzlaşma oranını yapay olarak artırsa da, bu durum değerlendirme tutarlılığı açısından yanıltıcı sonuçlar

doğurabilmektedir. Örneğin, NewTom 7G 6×6 Low protokolünde uzlaşma oranı %92.9 gibi çok yüksek bir seviyede iken, Fleiss’ Kappa değeri yalnızca 0.782 olarak kalmıştır. Bu fark, gözlemcilerin neredeyse tamamının “izlenemiyor” seçeneğinde birleştiğini, ancak bu seçimin protokolün tanınal etkinliğini yansıtmadığını göstermektedir. Bu bağlamda, sadece istatistiksel uyum oranlarının değil, hangi kategorilerin tercih edildiğinin de yorumlanması büyük önem taşımaktadır.

Sonuç olarak, periodontal ligamentin değerlendirilebilme başarısı doğrudan protokol parametrelerine bağlıdır. Özellikle düşük doz ve geniş FOV kullanılan protokollerde “PDL izlenemiyor” seçeneğine yönelimin artması hem gözlemci uyumunu hem de görüntülerin tanınal yeterliliğini azaltmaktadır.

3.3.4. Üçüncü Moların Kök Morfolojisi Üzerinden Gözlemciler Arası Uyum

Çizelge 13’de, kök morfolojisinin KIBT görüntüleri üzerinden değerlendirilmesine yönelik olarak farklı cihazlar (NewTom Go ve NewTom 7G), FOV boyutları ve doz protokolleri temelinde gözlemciler arası uyumu gösteren Fleiss’ Kappa katsayısı ve uzlaşma oranı sunulmaktadır. Kappa katsayısı, üç gözlemci arasında elde edilen sınıflandırma tutarlılığını yansıtırken; uzlaşma oranı, gözlemcilerin aynı sınıflandırmayı yapma yüzdesini ifade etmektedir.

Çizelge 13. Kök morfolojisinin değerlendirilmesine yönelik Fleiss’ Kappa katsayısı ve gözlemciler arası uzlaşma oranları

Protokol	Fleiss Kappa	Uzlaşma Oranı
NewTom Go 6x7 Low	0,818	0,857
NewTom Go 6x7 Regular	0,627	0,857
NewTom Go 6x7 Best	0,773	0,929
NewTom Go 10x7 Low	0,775	0,929
NewTom Go 10x7 Regular	0,651	0,714
NewTom Go 10x7 Best	0,808	0,893
NewTom 7G 6x6 Low	0,671	0,857
NewTom 7G 6x6 Regular	0,854	0,929
NewTom 7G 6x6 Best	0,877	0,929
NewTom 7G 13x6 Low	0,856	0,893
NewTom 7G 13x6 Regular	0,743	0,821
NewTom 7G 13x6 Best	0,785	0,821

Kök morfolojisinin değerlendirilmesinde en yüksek Fleiss’ Kappa değeri NewTom 7G 6×6 Best protokolünde 0.877 olarak hesaplanmıştır. Bu protokolde uzlaşma oranı %92.9 olarak bulunmuştur. En düşük Fleiss’ Kappa değerleri ise NewTom Go 6×7 Regular ve NewTom Go 10×7 Regular protokollerinde sırasıyla 0.627 ve 0.651 olarak saptanmıştır. Uzlaşma oranları genel olarak protokoller

arasında %85.7 ile %71.4 arasında değişiklik göstermiştir. Kök morfolojisinin değerlendirilmesinde gözlemciler arası uyum, kullanılan cihaz ve protokole bağlı olarak değişiklik göstermiştir.

3.3.5. Mandibular İkinci Molar Kök Rezorpsiyonu Değerlendirmelerinde Gözlemciler Arası Uyum

Çizelge 14’de, mandibular ikinci molar diş kök rezorpsiyonunun dentinin dış yarısına kadar uzanan kısmının değerlendirilmesine yönelik, farklı KIBT cihazları ve protokoller kullanılarak üç gözlemci tarafından yapılan sınıflandırmalardan elde edilen Fleiss’ Kappa katsayıları ve uzlaşma oranları sunulmaktadır. Kappa katsayısı, gözlemciler arası istatistiksel tutarlılığı, uzlaşma oranı ise mutlak görüş birliği yüzdesini göstermektedir.

Çizelge 14. Mandibular ikinci molar kök rezorpsiyonunun değerlendirilmesine yönelik Fleiss’ Kappa katsayısı ve gözlemciler arası uzlaşma oranları

Protokol	Fleiss Kappa	Uzlaşma Oranı
NewTom Go 6x7 Low	0,854	0,857
NewTom Go 6x7 Regular	0,915	0,929
NewTom Go 6x7 Best	0,852	0,857
NewTom Go 10x7 Low	0,743	0,75
NewTom Go 10x7 Regular	0,77	0,786
NewTom Go 10x7 Best	0,777	0,786
NewTom 7G 6x6 Low	0,901	0,929
NewTom 7G 6x6 Regular	0,841	0,857
NewTom 7G 6x6 Best	0,73	0,857
NewTom 7G 13x6 Low	0,791	0,893
NewTom 7G 13x6 Regular	0,8	0,857
NewTom 7G 13x6 Best	0,879	0,893

Mandibular ikinci molar kök rezorpsiyonunun değerlendirilmesine yönelik gözlemci uyum analizinde, Fleiss’ Kappa değerleri 0,730 ile 0,915 arasında değişmiş, uzlaşma oranları ise %75,0 ile %92,9 aralığında bulunmuştur. En yüksek uyum, NewTom Go 6×7 Regular protokolünde (Kappa: 0,915; uzlaşma oranı: %92,9) ve NewTom 7G 6×6 Low protokolünde (Kappa: 0,901; uzlaşma oranı: %92,9) elde edilmiştir. Buna karşın, en düşük Kappa değeri 0,730 ile NewTom 7G 6×6 Best protokolünde gözlenmiştir. Tüm protokollerdeki değerler, gözlemciler arası uyumun anatomik varyasyon ve görüntüleme parametrelerine göre değişkenlik gösterdiğini ortaya koymaktadır.

3.3.6. Beş Anatomik Soruya Ait Toplam Gözlemci Arası Uyum

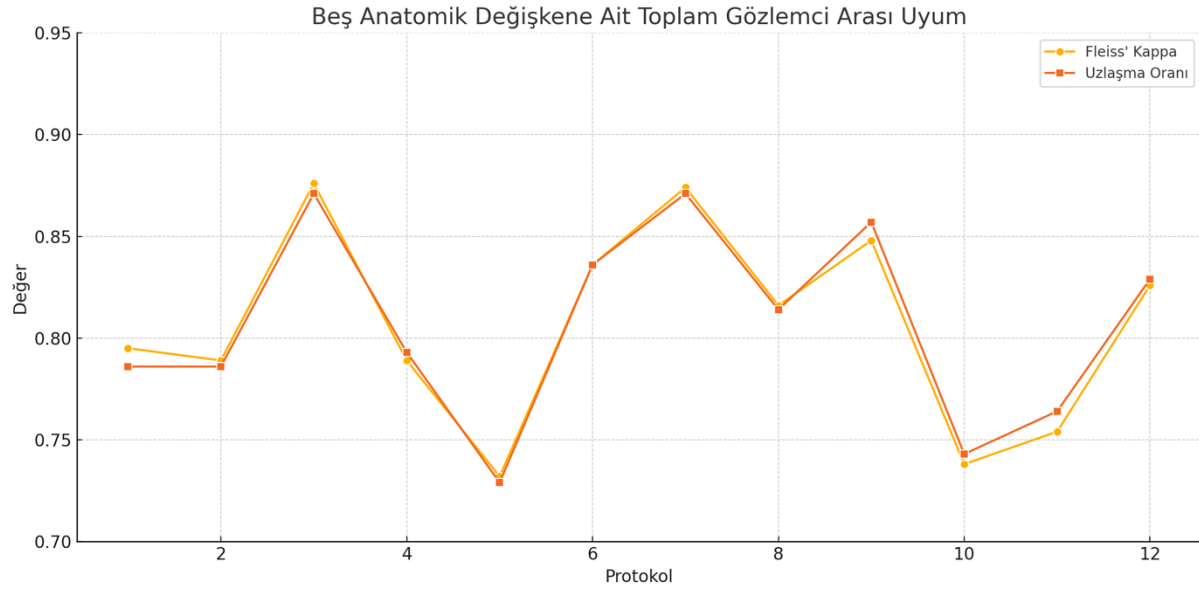
Beş anatomik değerlendirme kriteri temelinde hesaplanan toplam gözlemci arası uyum analizine göre, protokol bazlı Fleiss' Kappa katsayıları 0,732 ile 0,876 arasında değişmiş; buna karşılık uzlaşma oranları %72,9 ile %87,1 aralığında seyretmiştir (Çizelge 15). En yüksek uyum düzeyi NewTom Go 6×7 Best protokolünde saptanmış olup Fleiss' Kappa katsayısı 0,876 ve uzlaşma oranı %87,1 olarak hesaplanmıştır. En düşük uyum ise NewTom Go 10×7 Reguler protokolünde gözlenmiş (Fleiss' Kappa=0,732), uzlaşma oranı ise %72,9 olarak bulunmuştur. Tüm protokoller değerlendirildiğinde, gözlemci arası tutarlılığın orta ile yüksek düzey arasında değiştiği görülmektedir.

Çizelge 15. Mandibular üçüncü molara ait beş anatomik değerlendirme kriterinin toplamı üzerinden hesaplanan gözlemciler arası uyum ve uzlaşma oranları

Protokol	Fleiss Kappa	Uzlaşma Oranı
NewTom Go 6x7 Low	0,795	0,786
NewTom Go 6x7 Reguler	0,789	0,786
NewTom Go 6x7 Best	0,876	0,871
NewTom Go 10x7 Low	0,789	0,793
NewTom Go 10x7 Reguler	0,732	0,729
NewTom Go 10x7 Best	0,836	0,836
NewTom 7G 6x6 Low	0,874	0,871
NewTom 7G 6x6 Reguler	0,816	0,814
NewTom 7G 6x6 Best	0,848	0,857
NewTom 7G 13x6 Low	0,738	0,743
NewTom 7G 13x6 Reguler	0,754	0,764
NewTom 7G 13x6 Best	0,826	0,829

Şekil 7, mandibular üçüncü molara ait beş anatomik değerlendirme kriterinin toplamı üzerinden hesaplanan gözlemciler arası uyum düzeylerini, farklı KIBT cihazları ve protokol kombinasyonları temelinde karşılaştırmalı olarak göstermektedir. Yatay ekseninde 12 farklı görüntüleme protokolü sıralanırken, dikey ekseninde her bir protokole ait Fleiss' Kappa katsayısı ve uzlaşma oranı (%) birlikte sunulmuştur. Her iki metrik, gözlemcilerin değerlendirmelerindeki tutarlılığı sayısal olarak ortaya koymaktadır. Şekil 7 incelendiğinde, Fleiss' Kappa ve uzlaşma oranlarının çoğu protokolde birbirine paralel seyir gösterdiği ve böylece gözlemci uyumunun genel olarak tutarlı bir dağılım sergilediği görülmektedir.

Şekil 7. Mandibular üçüncü molara ait beş anatomik değişkenin toplamı üzerinden hesaplanan gözlemciler arası uyumun, KIBT cihazı ve protokollere göre dağılımı



Mandibular üçüncü molara ilişkin beş farklı anatomik değişkenin toplam değerlendirmesi doğrultusunda, protokol bazında gözlemciler arası uyum oranları incelenmiştir. Fleiss' Kappa katsayıları 0,732 (NewTom Go 10×7 Reguler) ile 0,876 (NewTom Go 6×7 Best) arasında değişmiş, uzlaşma oranları ise %72,9 ile %87,1 arasında bulunmuştur. En yüksek uyum NewTom Go 6×7 Best (Fleiss' Kappa=0,876; Uzlaşma Oranı=%87,1) protokolünde elde edilmiştir. Diğer yandan, en düşük uyum NewTom Go 10×7 Reguler protokolünde (Fleiss' Kappa=0,732; Uzlaşma Oranı=%72,9) gözlenmiştir.

4.TARTIŞMA

Yaptığımız tez çalışmasında, farklı KIBT cihazları ve protokolleri altında tükürük bezleri ile oral mukozaya iletilen absorbsiyon dozları ve bu dozlardan hesaplanan efektif dozlar, Monte Carlo simülasyon tekniği kullanılarak analiz edilmiştir. Simülasyonlar kapsamında, oral mukoza, tükürük bezlerine ait kritik organların maruz kaldığı dozlar hesaplanmış ve genel etkin doz ICRP 103 (2007) protokollerine göre karşılaştırmalı olarak sunulmuştur. Elde edilen bulgular, kullanılan cihazın teknik özelliklerine, FOV ve uygulanan doz seviyesine göre anlamlı farklılıklar göstermiştir.

Terashima, Sano ve ark. (2024) tarafından yapılan çalışmada, farklı FOV boyutları ve görüntüleme bölgelerinin kombinasyonlarıyla oluşturulan dokuz protokol üzerinden Monte Carlo simülasyonları gerçekleştirilmiş ve ICRP 110 referans fantomları kullanılan çalışmalarında, tükürük bezlerinin efektif doza katkısı %21.8 ile %33.2 arasında değişen oranlarda rapor edilmiştir. Bu bulgular, tez çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermektedir. Özellikle NewTom 7G cihazında geniş FOV ve yüksek doz protokolleri altında tükürük bezlerine iletilen absorbsiyon dozlarının oldukça yüksek değerlere ulaştığı; gözlemlenmiştir. Efektif doz hesaplamalarında tükürük bezlerinin yüksek doku ağırlık katsayısı ve radyasyona maruz kalma düzeyleri nedeniyle toplam doz yüküne anlamlı bir katkı sağladığını göstermektedir. Benzer şekilde, NewTom Go cihazında da doz düzeyi arttıkça tükürük bezlerine iletilen absorbsiyon dozlarında anlamlı artışlar kaydedilmiştir. Terashima ve ark.'nın çalışması, tükürük bezlerinin KIBT görüntülemesinde ihmal edilmemesi gereken bir doz kaynağı olduğunu vurgularken, çalışmamızın bulguları bu önemin farklı cihaz ve protokol koşullarında da geçerli olduğunu göstermektedir (Terashima, Sano ve ark., 2024).

Abuhaimed, Martin ve Sankaralingam (2025), KIBT cihazlarında farklı çekim protokollerine göre organ ve efektif dozları Monte Carlo simülasyonları kullanarak analiz etmişler ve özellikle baş-boyun bölgesinde yer alan parotis bezleri, oral mukoza ve diğer hassas dokuların kullanılan protokole bağlı olarak ciddi doz farklılıklarına maruz kaldığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da, benzer şekilde NewTom Go ve NewTom 7G cihazlarında uygulanan farklı FOV ve doz modlarının tükürük bezleri ve oral mukoza gibi kritik organlarda anlamlı absorbsiyon doz değişikliklerine yol açtığı tespit edilmiştir. Abuhaimed ve ark. yaptığı çalışmayla uyumlu olmakla birlikte özellikle geniş FOV-best doz kombinasyonlarında, tükürük bezleri ve oral mukozaya iletilen dozlarda yüksek artışlar gözlemlenmesi bu durum Abuhaimed ve ark.'nın bulgularıyla paralellik göstermektedir (Abuhaimed, Martin & Sankaralingam, 2025).

Rampado, Giglioli ve Rossetti (2016), KIBT cihazlarında farklı protokollere göre ölçülen doz göstergeleri (CTDI, DAP) ile organ dozları arasında anlamlı bir ilişki bulunduğunu ve protokol seçiminin bu değerleri doğrudan etkilediğini bildirmiştir. Bu doğrultuda, tez çalışmamız kapsamında yürütülen Monte Carlo simülasyonları da benzer bir eğilim ortaya koymaktadır. Örneğin, FOV sabit tutulduğunda doz modunun low seviyesinden best seviyesine yükseltilmesiyle, tükürük bezleri gibi kritik organlarda emilen radyasyon dozunun %50'yi aşan oranlarda arttığı gözlemlenmiştir. Elde edilen bu bulgular, görüntüleme protokolü seçiminin organ dozu açısından temel bir belirleyici olduğunu ve her klinik senaryo için ayrı ayrı optimize edilmesi gerektiğini Rampado ve arkadaşlarının (2016) çalışmasıyla uyumlu biçimde ortaya koymaktadır. Tez çalışmamız, yalnızca tanısal doğruluk açısından değil, aynı zamanda hasta güvenliği bağlamında da optimal doz aralıklarının belirlenmesine yönelik önemli katkılar sunmaktadır (Rampado ve ark., 2016).

Soares, Santos ve arkadaşları (2019) tarafından gerçekleştirilen ve Monte Carlo simülasyonlarının kullanıldığı bir çalışmada, özellikle baş-boyun bölgesindeki organların hastanın maruz kaldığı efektif doza katkısı ayrıntılı biçimde analiz edilmiştir. Söz konusu çalışmada, KIBT uygulamaları sırasında özellikle tükürük bezlerinin toplam efektif doz üzerinde belirgin bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (Soares, Santos ve ark., 2019). Benzer şekilde, çalışmamızda da özellikle geniş FOV'lar ve yüksek doz modlarının kullanıldığı protokollerde tükürük bezlerine iletilen absorpsiyon dozlarının anlamlı düzeyde arttığı gözlemlenmiştir. Nitekim, NewTom 7G cihazında kullanılan 13×6 cm FOV-best protokolünde tükürük bezi dozu 9,11 mGy'ye kadar yükselmiş; buna karşılık, daha dar FOV ve düşük doz modlarının tercih edildiği kombinasyonlarda bu değer anlamlı biçimde azaldığı tespit edilmiştir.

Ilo ve arkadaşları (2024), belirli klinik endikasyonlara uygun şekilde seçilen optimum FOV'un, özellikle tükürük bezleri ve oral mukozadaki absorpsiyon dozunu %33–45 oranında azaltabildiğini göstermiştir (Ilo ve ark., 2024). Çalışmamızda elde edilen bulgulara, dar FOV protokolleri kendi içinde ve geniş FOV protokolleri kendi içinde karşılaştırıldığında, NewTom 7G cihazının NewTom Go cihazına kıyasla daha yüksek absorpsiyon dozları ürettiği görülmüştür. Geniş FOV ve yüksek doz modlarının birlikte kullanıldığı protokollerde bu fark daha belirgin hâle gelmiş; bazı durumlarda NewTom 7G'nin tükürük bezine ilettiği dozun, NewTom Go cihazına göre yaklaşık 2 ila 3 kat daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Etkin doz hesaplamaları da benzer bir eğilim göstermiş; NewTom 7G cihazının, NewTom Go'ya kıyasla ortalama %90–110 oranında daha yüksek değerler ürettiği tespit edilmiştir.

Cihazlar arasındaki doz farklılığının temel nedeni, sahip oldukları teknik donanımı ile açıklanabilir. NewTom 7G cihazı, yüksek çözünürlük gerektiren endikasyonlara yönelik olarak geliştirilmiş olup; daha büyük dedektörler, daha güçlü X-ışını tüpleri ve geniş FOV seçenekleri gibi gelişmiş bileşenlerle

donatılmıştır (CAMOSCI, 2022). Bu teknik özellikler, daha fazla görüntüleme verisi elde edilmesini sağlarken, beraberinde daha yüksek radyasyon dozu ile sonuçlanabilmektedir. Nitekim Davis, Rhodes ve arkadaşları (2021), KIBT sistemleri arasında cihaz tasarımına bağlı olarak hasta maruziyetinde anlamlı doz farklılıklarının ortaya çıkabileceğini bildirmiştir (Davis, Rhodes ve ark., 2021).

Bu tez çalışmasında, NewTom Go ve NewTom 7G cihazlarıyla gerçekleştirilen ölçümlerde, tek taraflı dar FOV olarak tanımlanan NewTom 7G 6×6 cm ve NewTom Go 6×7 cm protokollerinde, her iki cihazda da tükürük bezlerinin aldığı absorpsiyon dozunun oral mukozaya kıyasla daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Bu bulgu, dar hacimli taramalarda X-ışını demetinin daha çok orta hatta odaklanması nedeniyle, merkezî konumda yer alan tükürük bezlerinin doğrudan ışınlamaya maruz kalma riskinin arttığını ifade eden Granlund, Thilander-Klang ve arkadaşlarının (2016) çalışmasıyla benzerlik göstermektedir (Granlund, Thilander-Klang ve ark., 2016). Ancak, çift taraflı geniş FOV olarak değerlendirilen NewTom Go 10×7 cm ve NewTom 7G 13×6 cm çekimlerinde bu durum tersine dönmüş; oral mukozanın absorbe ettiği dozun tükürük bezlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır. Geniş FOV uygulamalarında görüntüleme hacmi arttıkça, özellikle bukkal ve lingual vestibüler alanlarda yer alan mukozal yüzeylerin ışınlama süresi ve hacmindeki artışın bu sonuca katkıda bulunduğu bildirilmiştir (Ilo ve ark., 2024).

NewTom 7G cihazında, best modda yapılan ölçümlerde 13×6 cm FOV'un 6×6 cm FOV'a kıyasla daha yüksek efektif doz değerleri ürettiği gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, geniş görüntüleme alanına rağmen elde edilen doz farkının sınırlı düzeyde kaldığı görülmektedir. Bu durumun birkaç olası açıklaması bulunmaktadır. Öncelikle, NewTom 7G, düşük X-ışını enerjisi maruziyetlerinde yüksek hassasiyetleri ve performanslarıyla bilinen katı hal dedektörleri gibi gelişmiş dedektör teknolojilerini kullanmaktadır (CAMOSCI, 2022). NewTom 7G cihazının yüksek dedektör hassasiyeti ve gelişmiş doz yönetim algoritmaları, geniş FOV uygulamalarında doz artışını otomatik olarak sınırlandıracak şekilde yapılandırılmış olduğu bilinmektedir. Bu tür sistemlerde, görüntüleme alanı artsa bile, cihazın yazılımı mAs ya da projeksiyon sayısını sabit tutarak ya da otomatik ekspozur kontrolü (AEC) yoluyla hastanın aldığı efektif dozu minimize edecek şekilde taramayı sınırlandırdığı bildirilmiştir (CAMOSCI, 2022). Bir diğer olası açıklama ise, efektif dozun organ ağırlıklı katsayılarla hesaplandığı göz önünde bulundurulduğunda, 13×6 cm FOV ile görüntüleme alanına dahil olan ek anatomik yapıların, örneğin kontrolateral mandibula tarafı ve yüzeyel dokular gibi, radyasyon duyarlılığı daha düşük yapılar olması; toplam efektif doz üzerinde yalnızca sınırlı bir artışa neden olabileceğidir (Martin ve Abuhaimed 2025).

Tez çalışmamızda farklı KIBT cihazları ve protokolleri altında ölçülen efektif dozlar, Pauwels, Beinsberger ve arkadaşlarının (2012) bildirdiği değerlerle büyük oranda tutarlılık göstermektedir. Söz

konusu çalışmada, efektif dozların kullanılan cihaz, FOV boyutu ve teknik parametrelere bağlı olarak 19–368 μSv aralığında değişebileceği rapor edilmiştir (Pauwels, Beinsberger ve ark., 2012). NewTom 7G ve NewTom Go cihazlarıyla elde edilen efektif dozların NewTom Go 6x7 low ve reguler, NewTom 13x6 best protokolleri hariç bu geniş aralık içerisinde yer aldığı, ayrıca cihazlar arasında belirgin farklılıkların bulunduğu gözlemlenmiştir.

Bu farklılıkların, cihazlarda kullanılan dedektör teknolojilerinin hassasiyet düzeyi, protokol parametrelerinin (mA, kV, süre) farklılığı, FOV boyutu ve konumlandırılması ile yazılımsal doz azaltma algoritmalarındaki farklılıklar gibi teknik ve teknolojik etkenlerden kaynaklandığı düşünülmektedir (CAMOSCI, 2022).

Görüntüleme alanı artmasına rağmen efektif dozun stabil kalması, cihazın donanım ve yazılıma dayalı doz optimizasyon yetenekleri ile açıklanabilir ve bu durum hasta güvenliği açısından olumlu bir performans göstergesi olarak değerlendirilebilir. Bu bulgu, yalnızca FOV büyüklüğünün değil, cihazın kendi içindeki çalışma prensiplerinin de doz düzeyi üzerinde önemli rol oynadığını ortaya koymaktadır (Narayan ve Mahabaleshwara 2023).

Tez çalışması kapsamında elde edilen bulgular, küçük FOV'ların best doz modunda kullanılması durumunda, bazı protokollerde geniş FOV'lu low doz modlarına kıyasla daha yüksek absorbsiyon dozlarının ölçüldüğünü göstermektedir. Bu durum, sadece FOV boyutunun değil, aynı zamanda kullanılan doz modunun da (low, regular, best) toplam efektif doz üzerinde etkili bir değişken olduğunu düşündürmektedir. Ayrıca, organ düzeyinde ayrıntılı olarak raporlanan simülasyon verilerinin, klinik protokol seçiminde daha hedefe yönelik ve optimize edilebilir yaklaşımların geliştirilmesine katkı sağlayabileceği değerlendirilmektedir.

TLD'ler; kişisel, tıbbi ve çevresel radyasyon dozlarının ölçümünde yaygın olarak kullanılmakta olup, özellikle yüksek hassasiyetleri, kompakt yapıları ve doku eşdeğerliğine yakın fiziksel özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir (Rivera, 2012). TLD, iyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldıktan sonra ısıtıldıklarında, kristal yapılarından salınan ışığın ölçülmesi prensibiyle çalışır. Salınan ışık miktarı, emilen radyasyon dozuyla orantılıdır (Mobit ve Kron, 2006).

Bu çalışmada, efektif ve absorbsiyon dozlarının hesaplanmasında TLD yerine Monte Carlo simülasyon yöntemi tercih edilmiştir. Farklı FOV boyutları ve doz protokollerine göre organ absorbsiyon dozlarının modellenmesi, klinik uygulamalara daha yakın senaryoların oluşturulmasına olanak tanımaktadır. Uygulanan bu yöntem, Hafezi ve arkadaşlarının (2021) önerdiği metodoloji ile de

uyumludur (Hafezi ve ark., 2021). Simülasyonlarla elde edilen doz dağılımları, yalnızca efektif doz hesaplamaları açısından değil, aynı zamanda cihazlar ve çekim parametreleri arasındaki optimizasyon kararlarının bilimsel temellere dayandırılması açısından da önemlidir. Bu çerçevede kullanılan metodoloji, hem teorik doğruluk hem de klinik karşılaştırılabilirlik açısından Mettler ve arkadaşları (2008) ile ICRP (2007) tarafından önerilen yaklaşımlarla tutarlılık göstermektedir (Mettler ve ark., 2008; ICRP, 2007).

Benzer şekilde, Ozaki, Watanabe ve arkadaşları (2021) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada da, KIBT sistemlerinde Monte Carlo simülasyonları ile TLD ölçümleri arasında yüksek düzeyde uyum sağlandığı rapor edilmiştir. Ayrıca, küçük FOV'ların tekrarlı taramalarla kümülatif olarak kullanılması durumunda, tek bir geniş FOV protokolüne kıyasla daha yüksek efektif dozlara yol açabileceği belirtilmiştir. Bu bulgular, yalnızca kullanılan protokol parametrelerinin değil, tarama stratejilerinin de hasta dozunu doğrudan etkilediğini göstermektedir (Ozaki, Watanabe ve ark., 2021).

TLD'ler doğrudan fiziksel ölçümler sağlarken, Monte Carlo yöntemi sanal fantomlar ve algoritmalar aracılığıyla daha geniş bir kontrol alanı ve yüksek tekrar edilebilirlik sunmaktadır. Ludlow ve arkadaşlarının (2006) çalışmasında olduğu gibi, geçmişte TLD ile yapılan dozimetri ölçümleri, özellikle KIBT cihazları arasındaki doz farklılıklarını karşılaştırmak amacıyla temel bir referans olarak kullanılmıştır. Bu bağlamda, tez kapsamında elde edilen simülasyon verilerinin TLD temelli çalışmalarda bulgularla uyumlu ve karşılaştırılabilir olması, kullanılan Monte Carlo yaklaşımının geçerliliğini desteklemektedir. Ayrıca, TLD'lerin saha uygulamalarında yaygın olarak kullanılan fiziksel ölçüm araçları olması, Monte Carlo sonuçlarının klinik doğrulama süreçlerinde referans alınabileceğini göstermektedir (Ludlow ve ark., 2006).

Tez çalışmamızda elde edilen bulgular, yalnızca çekim alanı boyutunun değil, kullanılan cihaz tipi ve görüntüleme yapılan anatomik bölgenin de organlara iletilen doz dağılımı üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durum, KIBT protokol seçiminde anatomik hedefin konumu ve ilgili organların radyasyona duyarlılığı göz önünde bulundurularak doz optimizasyonunun planlanması gerektiğine işaret etmektedir. Buna bağlı olarak, görüntüleme sürecinde cihaz ve protokol seçimi yapılırken ALARA ve ALADAIP (As Low As Diagnostically Acceptable Being Indication oriented and Patient specific- Teşhis açısından kabul edilebilir en düşük seviyede, endikasyon odaklı ve hastaya özgü) ilkeleri temel alınmalı; endikasyona uygun, hastaya özel ve tanısal açıdan yeterli olacak en düşük dozun tercih edilmesi klinik açıdan rasyonel bir yaklaşım olarak değerlendirilmelidir (Mettler ve ark., 2008).

Görüntü kalitesi; kontrast çözünürlüğü, uzaysal çözünürlük, görüntü gürültüsü ve artefakt oluşumu gibi çeşitli teknik bileşenlerin etkileşimiyle belirlenmekte olup, elde edilen görüntünün tanısal açıdan yeterli olup olmadığını değerlendirmede temel bir ölçüt olarak kabul edilmektedir. KIBT sistemlerinde kullanılan teknik parametreler özellikle kVp, mA, voksel boyutu, tarama süresi ve FOV hem görüntü kalitesini hem de hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu doğrudan etkilemektedir (Pauwels ve ark., 2015; Yeung ve ark., 2019).

Çalışmamızda kullanılan NewTom 7G ve NewTom Go cihazları arasındaki teknik farklılıkların, özellikle best doz modlarında görüntü kalitesinde artışa yol açarken, buna paralel olarak radyasyon dozunu da anlamlı şekilde yükselttiği gözlemlenmiştir. Örneğin, NewTom 7G cihazı best modda otomatik kVp ayarları ve daha yüksek mA değerleri ile çalışmakta olup, bu parametreler hem daha yüksek doz değerlerine hem de daha güçlü gözlemci uyumu (Fleiss' Kappa) sonuçlarına katkı sağlamıştır. Görüntü kalitesinin artan dozla birlikte iyileştiği bu tür protokol kombinasyonlarının, özellikle düşük kontrastlı yapılar açısından daha güvenilir tanısal performans sunduğu, Cederhag ve arkadaşları (2023) tarafından da rapor edilmiştir (Cederhag ve ark., 2023).

Ayrıca, ileri görüntüleme sistemlerinde yer alan AEC teknolojileri, hastanın anatomik yoğunluğuna göre mA ve kVp değerlerini optimize ederek hem dozun hem de görüntü kalitesinin dinamik olarak ayarlanmasını sağlamaktadır (CAMOSCI, 2022). NewTom 7G cihazının bu özelliği, özellikle geniş FOV'lu çekimlerde dozu artırarak görüntü kalitesini iyileştirme amacı taşırken, daha dar FOV'larda doz azaltımını mümkün kılmaktadır.

KIBT sistemlerinde kullanılan kVp ayarı, görüntü kalitesi ile radyasyon doz dengesinde kritik bir rol oynamaktadır. Daha yüksek kVp değerleri, X-ışınlarının daha sert hale gelmesini sağlayarak yoğun kemik dokular gibi yapılar üzerinden daha iyi penetrasyon ve dolayısıyla daha az görüntü gürültüsü ile daha net kontrast sağlamaktadır. Bu durum, özellikle kök formu, kortikal kemik bütünlüğü ve benzeri yüksek yoğunluklu yapıların görüntülenmesinde avantaj sağlamaktadır (Pauwels ve ark., 2015; Yeung ve ark., 2019).

Çalışmamızda, özellikle NewTom 7G cihazının best doz modunda uygulanan protokollerde, yüksek kVp ve mA değerlerinin kullanılmasıyla elde edilen görüntülerin gözlemci uyumu (Fleiss' Kappa) açısından en yüksek düzeylere ulaştığı gözlemlenmiştir. Ancak, enerji düzeyindeki artışın her zaman tanısal açıdan avantaj sağlamadığı durumlar da dikkate değerdir. Peacock, Steward ve arkadaşları (2020), aşırı yüksek kVp değerlerinin, özellikle düşük kontrastlı yumuşak dokularda görüntü ayrıntısında azalmaya neden olabileceğini bildirmiştir. Bu durum, periodontal ligament, pulpa odası ve kök kanalı gibi

düşük kontrastlı anatomik yapılar açısından tanısal zorluklar yaratabilir. Bu kapsamda, görüntüleme parametrelerinin endikasyona özgü olarak optimize edilmesi gerekliliği öne çıkmaktadır; çünkü her anatomik bölge ve tanısal hedef için “daha yüksek kVp = daha yüksek görüntü kalitesi” genellemesi geçerli olmayabilir (Peacock, Steward ve ark. 2020). Elde edilen bulgular da bu durumu desteklemekte; yüksek kVp ayarlarının kontrast ve gürültü dengesi üzerinde olumlu etkiler yaratabildiğini, ancak bu ayarların klinik hedefe göre dikkatli biçimde uygulanması gerektiğini göstermektedir.

KIBT sistemlerinde kullanılan mA ayarı, hem görüntü kalitesi hem de hasta dozu açısından doğrudan belirleyici bir parametredir. mA’nın artırılması, tüpten çıkan X-ışını fotonlarının sayısını artırarak genel pozlamayı yükseltirken, daha parlak ve kontrastı yüksek görüntülerin elde edilmesine katkı sağlar. Ancak, mA değerinin artırılması, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu da artırır. Bu nedenle, mA ayarının optimize edilmesi, hem tanısal görüntü kalitesini sağlamak hem de radyasyon dozunu minimumda tutmak açısından önemlidir (Ryu ve ark., 2023).

KIBT sistemlerinde kullanılan mA ayarı, hem görüntü kalitesi hem de hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu üzerinde doğrudan etkili bir parametredir. mA değerinin artırılması, X-ışını tüpünden çıkan foton sayısını yükselterek genel pozlamayı artırmakta; bu da daha parlak ve kontrastı yüksek görüntülerin elde edilmesine katkı sağlamaktadır. Ancak bu artış, aynı zamanda hastanın aldığı radyasyon dozunu da yükseltmektedir. Bu nedenle, mA ayarının uygun biçimde optimize edilmesi, tanısal kalite ile doz güvenliği arasındaki dengenin sağlanması açısından önem taşımaktadır (Ryu ve ark., 2023).

Çalışmamızda, özellikle NewTom 7G cihazının best doz modunda kullanılan yüksek mA ayarlarının, gözlemci uyum oranlarını artırarak daha tutarlı ve tanısal olarak yeterli görüntüler elde edilmesini sağladığı görülmüştür. Bununla birlikte, bu optimizasyon süreci beraberinde radyasyon maruziyetinde de artışa yol açmıştır. Chen, Wu ve arkadaşları (2021), daha yüksek mA değerlerinin efektif dozda anlamlı artışlara neden olduğunu bildirmiştir. Benzer şekilde, çalışmamızda da yüksek mA ve geniş FOV kombinasyonlarının, özellikle tükürük bezleri ve oral mukoza gibi radyasyona duyarlı organlarda absorpsiyon dozlarını belirgin biçimde artırdığı gözlemlenmiştir (Chen, Wu ve ark. 2021). Bu nedenle, görüntü kalitesindeki kazanımların klinik gereklilik ve hasta güvenliği ilkeleri doğrultusunda dikkatle değerlendirilmesi gerekmektedir.

Bu doğrultuda, modern KIBT sistemlerine entegre edilen AEC teknolojileri, hastanın anatomik yoğunluğunu algılayarak mA düzeyini dinamik şekilde ayarlamakta ve böylece gereksiz doz artışlarını engellemektedir. AEC sistemleri, görüntü kalitesini koruma hedefiyle pozlamayı optimize ederken, yüksek doz riskini azaltmaya yönelik olarak mA’yı anatomik bölgeye göre otomatik biçimde artırmakta

veya azaltmaktadır. NewTom serisi cihazlarda bulunan bu özellik, geniş FOV kullanımlarında mA seviyesini artırarak görüntü kalitesini desteklemekte; dar FOV ya da düşük yoğunluklu bölgelerde ise mA'yı düşürerek doz optimizasyonuna katkı sağlamaktadır. Bu teknolojik altyapı, manuel ayarlara kıyasla hasta özelinde uyarlanmış, daha dengeli bir görüntüleme yaklaşımı sunmakta ve klinik tanısıl yeterliliği korurken ALADA ilkesinin etkin bir biçimde uygulanmasına olanak tanımaktadır (Mayo, 2008).

KIBT sistemlerinde kullanılan voksel boyutu, görüntü çözünürlüğü üzerinde doğrudan etkili bir parametre olup, tanısıl doğruluk açısından önemli bir rol oynamaktadır. Daha küçük voksel boyutları, görüntüde daha fazla ayrıntı ve yüksek uzaysal çözünürlük sağlayarak, periodontal ligament, kök kanal morfolojisi ve kortikal kemik sınırları gibi ince anatomik yapıların daha net biçimde ayırt edilmesine olanak tanımaktadır (Qi, Sui ve ark., 2024). Çalışmamızda da daha küçük voksel boyutuyla gerçekleştirilen protokollerde gözlemciler arası uyumun daha yüksek olduğu; özellikle kök rezorpsiyonu gibi detaylı tanılarda tanısıl kalitenin arttığı gözlemlenmiştir. Ancak, bu avantajın bir sonucu olarak daha küçük voksel boyutları genellikle daha uzun tarama süresi gerektirmekte ve bu durum da radyasyon dozunun artmasına neden olabilmektedir (Jadu, Alzahrani ve ark., 2018). Nitekim, NewTom 7G cihazında yüksek çözünürlük modlarında kullanılan daha küçük voksel boyutlarının, tükürük bezleri ve oral mukozada absorpsiyon dozlarını anlamlı şekilde artırdığı belirlenmiştir. Bu bulgular, voksel boyutunun yalnızca görüntü kalitesi açısından değil, aynı zamanda doz yönetimi açısından da dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır. Klinik uygulamalarda, voksel boyutu seçiminin endikasyona uygun biçimde uyarlanması örneğin, kemik düzeyinde detaylı analiz gereken durumlarda küçük voksel, genel taramalarda ise daha büyük voksel kullanımı tanısıl doğruluk ile hasta güvenliği arasındaki dengeyi sağlamaya katkı sunacaktır.

Bununla birlikte, FOV boyutu da KIBT görüntü kalitesini etkileyen bir diğer önemli parametredir. Daha geniş FOV'lar, aynı anda daha fazla anatomik bölgeyi görüntülemeye olanak tanırken, bu durum genellikle uzaysal çözünürlükte azalma ve görüntü detayında kayıpla sonuçlanabilir. Buna karşılık, daha dar FOV'lar görüntüleme hacmini sınırlayarak belirli bir anatomik bölgedeki detayların daha yüksek çözünürlükle değerlendirilmesini mümkün kılar (Salimova, Hinrichs ve ark., 2022). Tez kapmasında yapılan değerlendirmede NewTom 7G cihazıyla yapılan dar FOV ve en iyi doz kombinasyonlarının, gözlemci uyumu açısından daha yüksek Fleiss Kappa değerleri sağladığı; buna karşın geniş FOV'lu çekimlerde, yapısal süperpozisyonlar ve çözünürlük kaybı nedeniyle tanısıl doğrulukta bir düşüş yaşandığı gözlemlenmiştir. Özellikle mandibular kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki yakınlığın değerlendirilmesinde, geniş FOV ile yapılan çekimlerde görüntü kalitesinin azaldığı ve bu durumun tanısıl doğruluğu olumsuz etkilediği görülmektedir. Ancak, geniş FOV'un çoklu anatomik

yapıyı aynı anda değerlendirme avantajı sunduğu da unutulmamalıdır. Bu nedenle, FOV seçiminin de klinik endikasyona göre belirlenmesi gerekmektedir. Gereksiz genişlikte FOV kullanımı, hem radyasyon dozunu artırmakta hem de görüntü kalitesinde istenmeyen sonuçlara yol açabilmektedir. Elde edilen bulgular, Salimova ve arkadaşlarının (2022) FOV boyutuna bağlı çözünürlük değişimiyle ilgili sonuçlarıyla benzerlik göstermekte ve FOV optimizasyonunun tanısal kalite açısından belirleyici bir unsur olduğunu ortaya koymaktadır.

Führes, Saake ve arkadaşları (2023), dedektör tipinin görüntü kalitesini doğrudan etkilediğini; gelişmiş dedektörlerin daha yüksek çözünürlük ve kontrast duyarlılığı sağladığını belirtmiştir (Führes, Saake ve ark., 2023). Benzer şekilde, RadhaKrishna, Venkata Govindh ve arkadaşları (2021) da dijital sistemlerin, analog sistemlere kıyasla üstün uzaysal çözünürlük sunduğunu rapor etmiştir (RadhaKrishna, Venkata Govindh ve ark., 2021). Bu literatür verileriyle uyumlu şekilde çalışmamızda kullanılan NewTom 7G cihazının yüksek çözünürlüklü dijital dedektörü, özellikle best doz modlarında elde edilen görüntülerde gözlemciler arası uyumun artmasına katkı sağlamıştır.

Ancak, görüntü kalitesinin sürdürülebilirliği yalnızca donanım düzeyinde değil, cihazların periyodik bakım ve kalibrasyonlarıyla da ilişkilidir. Corciova, Fuior ve arkadaşları (2024), düzenli bakımın yalnızca görüntü kalitesini korumak açısından değil, aynı zamanda radyasyon güvenliği protokollerine uyum sağlamak için de gerekli olduğunu vurgulamıştır (Corciova, Fuior ve ark., 2024). Bu doğrultuda, KIBT sistemlerinde teknolojik donanımın hem yazılımsal hem de fiziksel bileşenlerinin izlenmesi ve optimize edilmesi, tanısal yeterlilik ve hasta güvenliği açısından bütüncül bir yaklaşımı zorunlu kılmaktadır. Tez kapsamında elde edilen bulgular da, cihazlar arası görüntü kalitesi farklarının yalnızca pozlama parametreleriyle değil, aynı zamanda teknolojik altyapı ve sistem performansı ile ilişkili olduğunu ortaya koymaktadır.

Lofthag-Hansen ve arkadaşları (2011) yaptığı çalışmada, DAP değerleriyle sadece bazı görüntü kalite metrikleri arasında anlamlı ilişki saptandığını; pek çok durumda doz artışının kalite artışıyla doğrudan örtüşmediğini rapor etmişlerdir (Lofthag-Hansen ve ark., 2011). Bu durum, tez çalışmamızda NewTom Go cihazının low doz protokolüyle elde edilen görüntülerin, mandibular kanal ile üçüncü moların mezial kökü arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde yüksek gözlemci uyumu sağladığıyla örtüşmektedir.

Yan ve arkadaşlarının (2012) önerdiği doz eşiği yaklaşımı, hem radyasyon güvenliği hem de tanısal yeterlilik dengesinin sağlanmasına katkı sunmaktadır. Araştırmalarında, 72.8 mAs gibi orta düzey projeksiyon ve mAs/görüntü kombinasyonlarının hem düşük hem de yüksek kontrastlı yapılar için

optimal görüntü kalitesi sunduğu, ancak bu eşiğin altına inildiğinde düşük kontrastlı yapıların görüntü kalitesinde anlamlı azalma yaşandığı gösterilmiştir (Yan ve ark., 2012). Bu bulgu, çalışmamızda NewTom Go cihazı ile low doz ve dar FOV altında periodontal ligamentin gözlemci uyumunun düşük çıkmasıyla açıklanabilir.

Dolayısıyla, KIBT sistemlerinde görüntüleme protokolleri belirlenirken doz ile görüntü kalitesi arasındaki ilişkinin lineer değil, eşik bazlı olduğu dikkate alınmalı; düşük kontrastlı ve kritik yapıların değerlendirilmesinde cihaz performansı, dedektör özellikleri ve protokol parametreleri bir bütün olarak ele alınmalıdır. Bu kapsamda, ALADA ve ALADAIP prensiplerine uygun şekilde, endikasyona özel, hasta merkezli ve cihaz kapasitesine duyarlı protokollerle tanısal açıdan yeterli ve güvenli görüntüleme sağlanması hedeflenmelidir.

KIBT sistemlerinde radyasyon dozunun artırılması, çoğu durumda görüntü kalitesinin iyileştirilmesine katkı sağlamaktadır. Ancak bu iyileşmenin her zaman klinik gereksinimlerle örtüşmediği, çeşitli çalışmalarda ortaya konmuştur (Chen, Wu ve ark. 2021 ; Davoodi ve ark., 2021). Özellikle düşük kontrastlı anatomik yapılar için yüksek doz protokolleri daha net görüntüler sağlanabilse de, bu durumun her zaman tanısal değeri artırmadığı ve bazı durumlarda gereksiz radyasyon maruziyetine neden olabildiği bildirilmektedir. Ludlow, Davies-Ludlow ve arkadaşları (2006), farklı KIBT cihazlarıyla gerçekleştirdikleri karşılaştırmalı çalışmalarında, benzer klinik hedefler doğrultusunda çalışan cihazlar arasında organ dozları açısından anlamlı farklar bulunduğunu ve bazı sistemlerin eşdeğer tanısal bilgi için daha yüksek dozlarla çalıştığını belirtmiştir (Ludlow ve ark., 2006).

Tez çalışmamızın sonuçları literatürdeki bu bulgularla paralellik göstermektedir. NewTom 7G cihazı, best doz modlarında daha yüksek görüntü kalitesi sağlamış; ancak bu protokollerde tükürük bezleri ve oral mukoza gibi radyasyona duyarlı dokularda absorpsiyon dozlarının belirgin biçimde arttığı gözlemlenmiştir. NewTom Go cihazı ile düşük doz protokolleri kullanıldığında, bazı anatomik yapılar için tanısal yeterliliğin korunabildiği görülmüştür. Bu durum, doz artışının her zaman gerekli olmadığını ve klinik kararların bu doğrultuda değerlendirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.

Bu sonuçlar, cihazlar arası teknolojik farklılıkların ve kullanılan protokol parametrelerinin yalnızca görüntü kalitesini değil, aynı zamanda hasta güvenliğini etkilediğini göstermektedir. Bu nedenle, her klinik endikasyonda doz-fayda dengesinin dikkatle değerlendirilmesi ve mümkün olan en düşük dozla tanısal yeterliliği sağlayacak bir yaklaşım benimsenmesi önem taşımaktadır.

NewTom 7G ve NewTom Go cihazlarında yapılan karşılaştırmalarda, yüksek doz protokolleri görüntü kalitesini artırsa da, özellikle tükürük bezleri ve oral mukozada anlamlı absorpsiyon dozlarına yol açmıştır. Buna karşılık, düşük doz protokoller bazı yapıların değerlendirilmesinde sınırlı kalmış; ancak seçici durumlarda yeterli tanısal kalite sağlamıştır. AEC gibi teknolojiler, hastanın anatomik yoğunluğunu dikkate alarak pozlamayı optimize ederek bu dengeyi sağlamak adına etkili çözümler sunmaktadır. Özellikle dar FOV ve hedefe yönelik protokol kullanımında bu teknolojilerin katkısı ile hem tanısal kalite korunmakta hem de doz azaltılabilmektedir. Dolayısıyla, çalışmamızın bulguları, literatürde vurgulanan ALADA ilkesinin pratikte uygulanabilirliğini göstermekte; görüntü kalitesinden ödün vermeden radyasyon güvenliği sağlamanın mümkün olduğunu doğrulamaktadır (Sage Journals, 2024).

KIBT sistemlerinde farklı üreticilere ait cihazların sunduğu görüntüleme protokolleri; efektif doz, görüntü kalitesi ve tanısal yeterlilik açısından belirgin farklılıklar göstermektedir. Pauwels, Beinsberger ve arkadaşlarının (2012) yürüttüğü çalışmada, çeşitli KIBT cihazlarında efektif dozun 19 μSv ile 368 μSv arasında değiştiği, bu farklılıkların ise protokol yapılandırmaları, FOV boyutları, kVp/mA ayarları ve dedektör performansı gibi teknik değişkenlere bağlı olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, bazı cihazların yüksek dozla çalışmasına rağmen bu artışın her zaman tanısal açıdan anlamlı bir iyileşme sağlamadığı bildirilmiştir (Pauwels, Beinsberger ve ark., 2012).

Tez kapsamında elde edilen veriler de bu görüşü desteklemektedir. NewTom 7G cihazı best doz modlarında daha yüksek görüntü kalitesi ve gözlemci uyumu sunmuş olmakla birlikte, belirli anatomik yapılarda bu iyileşmenin, düşük doz protokollerine kıyasla tanısal olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı gözlemlenmiştir.

Tez çalışmamızın sonuçları literatürdeki bu bulgularla paralellik göstermektedir. NewTom 7G cihazı, best doz modlarında daha yüksek görüntü kalitesi sağlamış; ancak bu protokollerde tükürük bezleri ve oral mukoza gibi radyasyona duyarlı dokularda absorpsiyon dozlarının belirgin biçimde arttığı gözlemlenmiştir. NewTom Go cihazı ile düşük doz protokolleri kullanıldığında, bazı anatomik yapılar için tanısal yeterliliğin korunabildiği görülmüştür. Bu durum, doz artışının her zaman gerekli olmadığını ve klinik kararların bu doğrultuda değerlendirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.

Bu sonuçlar, cihazlar arası teknolojik farklılıkların ve kullanılan protokol parametrelerinin yalnızca görüntü kalitesini değil, aynı zamanda hasta güvenliğini etkilediğini göstermektedir. Bu nedenle, her klinik endikasyonda doz-fayda dengesinin dikkatle değerlendirilmesi ve mümkün olan en düşük dozla tanısal yeterliliği sağlayacak bir yaklaşım benimsenmesi önem taşımaktadır.

NewTom 7G ve NewTom Go cihazlarında yapılan karşılaştırmalarda, yüksek doz protokolleri görüntü kalitesini artırsa da, özellikle tükürük bezleri ve oral mukozada anlamlı absorpsiyon dozlarına yol açmıştır. Buna karşılık, düşük doz protokoller bazı yapıların değerlendirilmesinde sınırlı kalmış; ancak seçici durumlarda yeterli tanısal kalite sağlamıştır. AEC gibi teknolojiler, hastanın anatomik yoğunluğunu dikkate alarak pozlamayı optimize ederek bu dengeyi sağlamak adına etkili çözümler sunmaktadır. Özellikle dar FOV ve hedefe yönelik protokol kullanımında bu teknolojilerin katkısı ile hem tanısal kalite korunmakta hem de doz azaltılabilmektedir. Dolayısıyla, çalışmamızın bulguları, literatürde vurgulanan ALADA ilkesinin pratikte uygulanabilirliğini göstermekte; görüntü kalitesinden ödün vermeden radyasyon güvenliği sağlamanın mümkün olduğunu doğrulamaktadır (Sage Journals, 2024).

KIBT sistemlerinde farklı üreticilere ait cihazların sunduğu görüntüleme protokolleri; efektif doz, görüntü kalitesi ve tanısal yeterlilik açısından belirgin farklılıklar göstermektedir. Pauwels, Beinsberger ve arkadaşlarının (2012) yürüttüğü çalışmada, çeşitli KIBT cihazlarında efektif dozun 19 μ Sv ile 368 μ Sv arasında değiştiği, bu farklılıkların ise protokol yapılandırmaları, FOV boyutları, kVp/mA ayarları ve dedektör performansı gibi teknik değişkenlere bağlı olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, bazı cihazların yüksek dozla çalışmasına rağmen bu artışın her zaman tanısal açıdan anlamlı bir iyileşme sağlamadığı bildirilmiştir (Pauwels, Beinsberger ve ark., 2012).

Tez kapsamında elde edilen veriler de bu görüşü desteklemektedir. NewTom 7G cihazı best doz modlarında daha yüksek görüntü kalitesi ve gözlemci uyumu sunmuş olmakla birlikte, belirli anatomik yapılarda bu iyileşmenin, düşük doz protokollerine kıyasla tanısal olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı gözlemlenmiştir.

Bu bulgu, yüksek doz protokollerin her durumda tercih edilmemesi gerektiğini ve görüntü kalitesinin yalnızca teknik parametrelerle değil, klinik gereklilik temelinde değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir. Dolayısıyla, KIBT uygulamalarında doz-fayda analizinin temel karar ölçütlerinden biri olarak ele alınması; cihaz ve protokol seçimlerinin hem teknik kapasite hem de klinik hedeflere göre uyarlanması önem taşımaktadır.

Yeung ve ark. (2019), KIBT uygulamalarında düşük doz protokollerinin klinik açıdan anlamlı görüntü kalitesini koruyarak radyasyon maruziyetini azaltabileceği ve düşük doz stratejilerinin; mA'nın azaltılması, kısmi 180° ila 200° gibi kısmi rotasyonların kullanılması ve voksel boyutunun büyütülmesi gibi yöntemlerle uygulanabileceğini ve bu yöntemlerin, görüntü kalitesinden önemli ölçüde ödün vermeden radyasyon dozunu anlamlı biçimde düşürebildiğini bildirmiştir (Yeung ve ark., 2019). Tez çalışmamızda, NewTom Go cihazı kullanılarak gerçekleştirilen düşük doz çekimlerde kök morfolojisi ve

sinir kanalı pozisyonu gibi bazı anatomik yapıların değerlendirilmesinde yüksek düzeyde gözlemci uyumu elde edilmiştir. Ancak periodontal ligament gibi ince ve düşük kontrastlı yapıların analizinde, düşük doz protokoller sınırlı bir tanısal yeterlilik sunmuştur. Bu durum, Yeung ve arkadaşlarının da belirttiği üzere, düşük doz tekniklerinin her klinik endikasyon için değil, uygun hasta grupları ve tanısal hedefler doğrultusunda dikkatli bir şekilde seçilmesi gerektiğini göstermektedir. Bulgularımız, düşük doz protokollerin tanısal süreçlerde etkili bir araç olabileceğini ortaya koymakta; ancak bu protokollerin her durumda maksimum doz azaltımı hedefiyle değil, klinik hedefe uygun şekilde belirlenmesi gerektiğini ve optimal doz kullanımının esas alınmasının daha rasyonel bir yaklaşım olduğunu göstermektedir.

Song ve arkadaşları (2022) tarafından yürütülen çok merkezli bir çalışmada, yedi farklı KIBT cihazında farklı FOV boyutları altında DAP ile çeşitli görüntü kalitesi parametreleri değerlendirilmiştir. Polimetil metakrilat (PMMA) fantomu kullanılarak yapılan ölçümlerde, DAP ile görüntü gürültüsü arasında pozitif bir korelasyon, buna karşılık Modülasyon Aktarım Fonksiyonu (MTF) 10% değeri ile DAP arasında negatif bir korelasyon saptanmıştır. Görüntü gürültüsü, kontrast-gürültü oranı, görüntü artefaktı gibi diğer görüntü parametreleri ile DAP arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Bu bulgular, radyasyon dozunun görüntü kalitesini her zaman doğrudan artırmadığını; bazı durumlarda yüksek dozun, özellikle görüntü gürültüsü üzerinde olumsuz etkiler yaratabileceğini göstermektedir (Song ve ark., 2022).

Tez çalışmamızda ise bu durumdan farklı olarak NewTom 7G cihazında uygulanan best doz protokollerde görüntü netliği artmakla birlikte, değerlendirilen anatomik yapılar için gözlemciler arası tanısal uyumun da yüksek düzeyde olduğu görülmektedir. Bunun aksine, düşük dozla çalışan ancak dar FOV kullanılan bazı protokollerde daha yüksek gözlemci uyumu elde edilmiştir. Bu bulgu, görüntü kalitesi ile radyasyon dozu arasındaki ilişkinin doğrusal olmadığını ve her iki değişkenin klinik bağlamda ayrı ayrı değerlendirilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır (Choopani ve ark., 2020).

KIBT taramalarında radyasyon dozunun azaltılması, hasta güvenliğini sağlama açısından temel bir hedef olarak kabul edilmektedir. Ancak doz düzeyinin belirli bir eşiğin altına indirilmesi, görüntü kalitesini olumsuz etkileyerek tanısal değeri sınırlayabilmektedir. Yan ve arkadaşlarının (2012) çalışmasında, orta düzeyde projeksiyon sayısı ve mAs/görüntü kombinasyonunun hem düşük hem de yüksek kontrastlı yapıların görüntülenmesinde optimal sonuç verdiği, ancak dozun 40 mAs'ın altına düşürülmesinin görüntü kalitesinde belirgin bozulmalara yol açtığı bildirilmiştir (Yan ve ark., 2012). Bu bulgu, doz azaltımının her koşulda sınırsız şekilde uygulanamayacağını ve minimum dozun her zaman ideal sonucu vermediğini ortaya koymaktadır.

Tez çalışmamızda da benzer bir durum gözlemlenmiştir. NewTom Go cihazının düşük doz protokollerinde, kök kanal formu ve sinir kanalı gibi bazı yapılar için yeterli gözlemci uyumu sağlanmış; ancak periodontal ligament gibi daha ince ve düşük kontrastlı anatomik bölgelerde tanısal uyumun anlamlı şekilde azaldığı görülmüştür. Bu durum, görüntü kalitesinin yalnızca pozlama parametreleriyle değil, aynı zamanda mAs düzeyi, projeksiyon sayısı, voksel boyutu ve dedektör hassasiyeti gibi çok sayıda teknik faktörün etkileşimiyle belirlendiğini göstermektedir.

Yan ve arkadaşlarının bulgularıyla paralellik gösteren bu sonuçlar, düşük doz stratejilerinin ancak doz-fayda dengesine dayalı olarak ve klinik gereksinimlere göre uyarlanmış biçimde uygulanması gerektiğini ortaya koymaktadır. Bu nedenle, görüntüleme sürecinde cihaz ve protokol seçimi yapılırken ALARA ve ALADAIP ilkeleri esas alınmalıdır.

Yaptığımız çalışmada elde edilen bulgular, özellikle NewTom 7G cihazı ile gerçekleştirilen çekimlerde, doz ve FOV parametrelerinden bağımsız olarak tüm anatomik değişkenlerde yüksek düzeyde gözlemci uyumu sağlandığını ortaya koymuştur (çoğu durumda Fleiss' Kappa > 0.70). Bu durum, NewTom 7G cihazının görüntü kalitesi açısından tutarlı ve güvenilir çıktılar sunduğunu göstermektedir.

Cederhag ve arkadaşları (2023) da benzer şekilde, düşük doz ve standart protokoller arasında genel görüntü kalitesi açısından anlamlı bir fark gözlemlememiş; periodontal ligament görünürlüğü söz konusu olduğunda ise düşük dozun sınırlayıcı etkisini rapor etmişlerdir (Cederhag ve ark., 2023).

Tez çalışmamız kapsamında, alt üçüncü molar dişler ile mandibular kanal arasındaki anatomik ilişkinin değerlendirilmesiyle ilgili olarak, en yüksek gözlemci uyumu NewTom Go 6×7 Reguler protokolü ile sağlanmış (Kappa: 0,908; uzlaşma oranı: %92,9), düşük doz ve geniş FOV kullanılan protokoller ise daha düşük uyum oranları göstermiştir. Bu durum, doz seviyesi ve görüntüleme parametrelerinin gözlemci uyumunu önemli ölçüde etkilediğini ortaya koymaktadır. Benzer şekilde, mandibular ikinci molar kök rezorpsiyonu değerlendirmelerinde de en yüksek uyum, NewTom 7G 6×6 Best (Kappa: 0,877; uzlaşma oranı: %92,9) ve NewTom 7G 13×6 Low (Kappa: 0,856; uzlaşma oranı: %89,3) protokollerinde gözlemlenmiştir. Genel olarak, protokoller arasında gözlemciler arası uyum, anatomik varyasyonlar ve görüntüleme parametrelerine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.

Alt üçüncü molar dişlerin mandibular kanal ile ilişkisini görüntü kalitesi açısından inceleyen çalışmalar sınırlı olmakla birlikte, mandibular kanalın görünürlüğünü değerlendiren çeşitli çalışmalar mevcuttur. Oliveira-Santos ve arkadaşları (2011), mandibular kanalın KIBT kesit görüntülerinde özellikle posterior

mandibular bölgede daha net ve belirgin olarak izlenebildiğini, ancak mental foramen bölgesine doğru bu görünürlüğün azaldığını bildirmiştir (Oliveira-Santos ve ark., 2011) .

Zaki ve ark. (2021), mandibular kanalın optimal görüntülenmesi için düşük doz protokollerinde kullanılan tüp akımının bazı durumlarda yetersiz kalabileceğini, ancak dozun tanısal gereklilikleri karşılayacak düzeyde kontrollü azaltılabileceğini ortaya koymuştur (Zaki ve ark., 2021). Bu bulgu, çalışmamızda düşük doz protokolleri kullanılmasına rağmen yüksek gözlemci uyumu elde edilmesini kısmen açıklayabilir. Nitekim Pauwels, Beinsberger ve ark. (2012) tarafından da vurgulandığı gibi, görüntüleme protokollerinin kontrast duyarlılık ve anatomik ayrıntı gereksinimleri doğrultusunda optimize edilmesi gerekmektedir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar da bu metodolojik yaklaşımı destekler niteliktedir (Pauwels, Beinsberger ve ark., 2012). Dolayısıyla, mandibular kanal ve kök morfolojisi gibi kritik yapıların değerlendirilmesinde düşük doz protokollerinin dikkatli ve uygun şekilde seçilmesi, hem tanısal etkinliğin sürdürülebilmesi hem de hasta güvenliğinin sağlanması açısından önemli ve rasyonel bir strateji olarak kabul edilmelidir.

Çalışmamızda, alt üçüncü molar diş ile mandibular kanal arasındaki mesafenin değerlendirilmesinde kullanılan farklı çekim protokolleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmiştir. NewTom Go cihazı ile gerçekleştirilen reguler doz, 10x7 ve 6x7 cm FOV kombinasyonlarında gözlemci uyumu orta düzeyde kalmış; Fleiss' Kappa değerleri sırasıyla 0.565 ve 0.562 olarak hesaplanmıştır. alt üçüncü molar diş ile mandibular kanal arasındaki mesafenin değerlendirilmesinde en yüksek kappa değeri “best” yerine “reguler” doz protokolünde elde edilmiş olup, NewTom Go 6x7 Reguler protokolünün hem doz hem görüntü kalitesi açısından optimal dengeyi sağlayabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda elde edilen bulgular, Cederhag ve arkadaşlarının (2023) yürüttüğü çalışmanın sonuçlarıyla farklılık göstermektedir. Söz konusu araştırmada, mandibular kanal ile üçüncü molar diş arasındaki mesafeye ilişkin varsayılan ve deneysel protokoller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark belirlenmemiştir. Bu farklılığın olası nedenlerinden biri, cihazlar arasındaki teknik değişkenliktir. Özellikle dedektör hassasiyeti, görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları ve genel sistem performansı gibi faktörler, düşük doz koşullarında görüntüleme kalitesini etkileyerek sonuçlar üzerinde belirleyici bir etki oluşturabilir. Cederhag ve arkadaşlarının çalışmasında kullanılan Veraviewepocs 3D F40 cihazı ile bu çalışmada kullanılan NewTom Go cihazı arasındaki farklı teknik özellikler, bulgular arasındaki uyumsuzluğu açıklayabilecek başlıca unsurlar arasında yer almaktadır (Cederhag ve ark., 2023).

Buna ek olarak, gözlemcilerin değerlendirme yaklaşımı, kullanılan yazılımlar ve görüntü işleme arayüzleri de gözlemci uyum değerleri üzerinde etkili olabilecek değişkenlerdir. Öte yandan, mandibular kanalın trabeküler kemikle çevrili olması ve bireyler arasında gösterdiği anatomik varyasyonlar, bu yapının düşük kontrast çözünürlüğe sahip görüntülerde net şekilde ayırt edilmesini zorlaştırmaktadır (Jung ve Cho., 2014). Bu durum, özellikle düşük doz protokollerde gözlemci güvenilirliğini olumsuz etkileyebilmektedir.

Periodontal ligamentin değerlendirilmesine yönelik analizde, en düşük gözlemci uyumu NewTom Go 6×7 Reguler protokolünde gözlemlenmiş olup, Fleiss' Kappa katsayısı 0.541, uzlaşma oranı ise %57.1 olarak hesaplanmıştır. Bu düşük değerlerin temelinde, PDL yapısının görüntüde yeterince seçilememesi nedeniyle gözlemcilerin sıklıkla "PDL izlenmiyor" seçeneğini tercih etmiş olması yatmaktadır.

Nitekim, bazı protokollerde gözlemcilerin büyük çoğunlukla "izlenmiyor" seçeneğini işaretlemesi, uzlaşma oranını yapay olarak artırsa da, bu durum değerlendirme tutarlılığı açısından yanıltıcı sonuçlar doğurabilmektedir. Örneğin, NewTom 7G 6×6 Low protokolünde uzlaşma oranı %92.9 gibi çok yüksek bir seviyede iken, Fleiss' Kappa değeri yalnızca 0.782 olarak kalmıştır. Bu fark, gözlemcilerin neredeyse tamamının "izlenmiyor" seçeneğinde birleştiğini, ancak bu seçimin protokolün tanısal etkinliğini yansıtmadığını göstermektedir. Bu doğrultuda, sadece istatistiksel uyum oranlarının değil, hangi kategorilerin tercih edildiğinin de yorumlanması büyük önem taşımaktadır. Sonuç olarak, periodontal ligamentin değerlendirilebilme başarısı doğrudan protokol parametrelerine bağlıdır. Özellikle düşük doz ve geniş FOV kullanılan protokollerde "PDL izlenmiyor" seçeneğine yönelimin artması hem gözlemci uyumunu hem de görüntülerin tanısal yeterliliğini azaltmaktadır.

Cederhag ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada benzer şekilde, periodontal ligament gibi düşük kontrastlı ve ince anatomik yapıların düşük doz koşullarında yeterince değerlendirilemediği belirtilmiştir (Cederhag, 2023). Bu durumun, düşük atenuasyon özelliğine sahip küçük anatomik yapıların uygun biçimde görselleştirilebilmesi için daha yüksek radyasyon dozuna ihtiyaç duymasından kaynaklandığı ifade edilmektedir (Wang, Xie ve ark., 2020).

Bu doğrultuda, her ne kadar kullanılan voksel boyutları periodontal ligamentin boyutuyla karşılaştırıldığında daha küçük olsa da, çalışmamızda görüntülerin yeniden yapılandırılmasında 1 mm dilim kalınlığı tercih edilmiştir. Bu tercih yalnızca teknik değil, aynı zamanda klinik açıdan da gerekçelidir. Diş hekimliği uygulamalarında submilimetrik çözünürlükle elde edilen detayların tanısal kararları her zaman anlamlı düzeyde etkilemediği, buna karşılık veri işleme süresi ve dosya boyutunu artırdığı çeşitli çalışmalarda rapor edilmiştir (Pauwels ve ark., 2015 ; (Schulze ve ark., 2011). Pauwels ve

arkadaşları (2015), teorik olarak küçük voksel boyutlarının daha yüksek çözünürlük sağladığını ancak yeniden yapılandırma kalınlığı ve yapısal kontrast gibi faktörlerin bu avantajı çoğu zaman klinik olarak anlamlı hâle getirmediğini bildirmiştir (Pauwels ve ark., 2015). Benzer şekilde Schulze ve arkadaşları (2011), periodontal ligament gibi yapılar için 0.2–0.3 mm voksel boyutlarının teknik olarak yeterli olduğunu, ancak yeniden yapılandırma aşamasında 1 mm dilim kalınlığına çıkılmasının tanısal doğruluğu olumsuz etkilemediğini göstermiştir (Schulze ve ark., 2011).

Çalışmamızda elde edilen bulgular, özellikle NewTom 7G cihazı ile yapılan ölçümlerde, düşük doz protokollerde dahi periodontal ligament gibi ince ve düşük kontrastlı yapıların yüksek doğrulukla değerlendirilebildiğini göstermektedir. Söz konusu yapılara ilişkin gözlemci uyum değerlerinin Fleiss' Kappa > 0.782 düzeyine ulaşması, cihazın düşük doz koşullarında bile yüksek tanısal kaliteyi sürdürebildiğini ortaya koymaktadır. Bu durum yalnızca literatürde sıkça vurgulanan "düşük doz protokoller çoğu zaman tanısal olarak yeterlidir" görüşünü desteklemekle kalmamakta, aynı zamanda bu yeterliliğin cihazın teknik donanımı, dedektör hassasiyeti ve algoritmik optimizasyon düzeyi gibi faktörlerden önemli ölçüde etkilendiğini de göstermektedir (Tao ve ark., 2025).

Yeung, Jacobs ve arkadaşları (2021) da düşük doz protokollerin birçok tanısal senaryo için yeterli olabileceğini belirtmiş; ancak bu başarının, üreticiye özgü algoritmalar ve dedektör teknolojisinin niteliği ile doğrudan ilişkili olduğuna dikkat çekmiştir (Yeung, Jacobs ve ark., 2021). Bu doğrultuda, çalışmamızda aynı anatomik yapı için farklı doz seviyelerinde yüksek gözlemci uyumu elde edilmesi, kullanılan cihazın gelişmiş teknolojik altyapısının etkisiyle açıklanabilir. Bulgular, düşük doz uygulamalarının, yeterli donanıma sahip sistemlerle birlikte düşünüldüğünde tanısal kalite açısından bir sınırlılık oluşturmadığını, aksine güvenle tercih edilebileceğini ortaya koymaktadır. Bu doğrultuda cihaz kalitesi ve teknik yeterlilik, düşük doz protokollerin başarısında belirleyici bir unsur olarak değerlendirilmelidir.

Elde edilen sonuçlar, periodontal ligament gibi düşük kontrastlı ve hassas yapıların, gelişmiş sistemler aracılığıyla düşük dozda dahi güvenilir şekilde değerlendirilebileceğini göstermekte; konik ışınli bilgisayarlı tomografinin morfolojik analizdeki tanısal kapasitesini doğrulamakta; kök morfolojisi ve ikinci molar kök rezorpsiyonu gibi yapıların değerlendirilmesinde hem bu çalışmamızda hem de Cederhag ve arkadaşlarının araştırmasında düşük doz koşullarında da tanısal doğruluğun korunabildiği görülmüştür (Cederhag, 2023).

Kök morfolojisinin değerlendirilmesinde en yüksek tutarlılığın NewTom 7G 6×6 Best protokolünde sağlandığını göstermektedir; bu protokolde Fleiss' kappa değeri 0.877 olarak hesaplanmış ve gözlemciler

arasında %92.9'luk bir uzlaşma oranı tespit edilmiştir. Bu yüksek kappa değeri, protokolün kök yapılarının detaylı ve net şekilde sınıflandırılmasına olanak verdiğini ve değerlendirme güvenilirliğinin yüksek olduğunu ortaya koymaktadır.

Buna karşın, en düşük uyum NewTom Go Reguler doz protokollerinde gözlemlenmiştir; NewTom Go 6×7 Reguler protokolünde kappa değeri 0.627, NewTom Go 10×7 Reguler protokolünde ise 0.651 olarak bulunmuştur. Bu değerler, gözlemciler arasındaki sınıflandırma tutarlılığının orta düzeyde olduğunu göstermektedir ve bu protokollerin kök morfolojisinin ayrıntılı değerlendirilmesi açısından sınırlamalar taşıyabileceğini düşündürmektedir.

Wang, He ve arkadaşları (2017) tarafından yürütülen çalışmada, gömülü üçüncü molar dişlerin konumları ile ikinci molarlarda gözlenen kök rezorpsiyonları arasındaki ilişki KIBT kullanılarak değerlendirilmiş ve bu yöntemin lezyon tespiti ile morfolojik yapıların ayrıntılı incelenmesinde yüksek başarı sunduğu bildirilmiştir (Wang, He ve ark., 2017). Ancak ilgili çalışmada, radyasyon dozu ile görüntü kalitesi arasındaki ilişki ayrıntılı biçimde ele alınmamıştır. Bu konu, KIBT sistemlerinin yüksek tanısal başarısının teknik parametrelerden bağımsız olarak değerlendirilemeyeceğini; dolayısıyla doz optimizasyonunun klinik bağlamda mutlaka dikkate alınması gerektiğini ortaya koymaktadır.

Bu doğrultuda, çalışmamız literatüre katkı sunmakta; farklı doz ve FOV kombinasyonlarının hem görüntü kalitesi hem de absorpsiyon dozları üzerindeki etkisini, organ düzeyinde Monte Carlo simülasyonlarıyla karşılaştırmalı biçimde incelemektedir. Bu değerlendirme yalnızca tanısal doğruluğu değil, aynı zamanda hasta güvenliğini de temel alan görüntüleme parametrelerinin belirlenmesini hedeflemektedir.

Çalışma kapsamında, Mandibular ikinci molar kök rezorpsiyonunun değerlendirilmesinde farklı cihaz ve protokoller kullanılarak elde edilen Fleiss' Kappa değerleri, düşük doz koşullarında dahi gözlemciler arasında yüksek uyumun sağlandığını göstermektedir. NewTom Go cihazında Fleiss' Kappa değerleri 0.743 ile 0.915 arasında, NewTom 7G cihazında ise 0.730 ile 0.901 arasında değişmiş; bu durum, cihaz farkına rağmen yüksek tanısal güvenilirliğin korunduğunu göstermektedir. Araştırmanın özgün yönlerinden biri, kök rezorpsiyonunun farklı doz seviyelerinde kantitatif olarak değerlendirilmiş olmasıdır. Düşük doz protokollerde dahi gözlemciler arası tutarlılığın yüksek düzeyde sürdürülmesi, KIBT'ın bu endikasyon özelinde doz optimizasyonuna uygun bir yöntem olduğunu desteklemektedir.

Ayrıca, çalışmamızda mandibular ikinci molar kök rezorpsiyonu için tüm protokollerde Fleiss' Kappa değerlerinin 0.730'ün üzerinde olması, bu anatomik değişkenin, düşük dozda bile tanısal olarak güvenilir biçimde değerlendirilebildiğini ortaya koymaktadır. Bu durum, kök rezorpsiyonu gibi yüksek kontrastlı

ve belirgin morfolojik değişimlerin, düşük doz KIBT protokollerinde de ayırt edici şekilde görüntülenebildiğini göstermektedir. Bu doğrultuda, hasta güvenliğini önceleyen yaklaşımlar çerçevesinde, söz konusu endikasyon kapsamında düşük doz KIBT protokollerinin klinik uygulamalarda uygun ve tercih edilebilir bir seçenek olarak değerlendirilmesi mümkündür.

Tez çalışmamızda mandibular üçüncü molara ait beş soruya verilen cevapların hepsinin birlikte uyumu değerlendirildiğinde en yüksek uyum değerleri, NewTom Go 6×7 Best ve NewTom 7G 6×6 Low protokollerinde gözlenmiş; bu durum, söz konusu protokollerin daha yüksek görüntü kalitesi veya anatomik detay ayırt edilebilirliği sunduğunu düşündürmektedir. Buna karşılık, en düşük uyum düzeyi NewTom Go 10×7 Reguler protokolünde saptanmış olup, bu protokolde değerlendirme zorluğu veya görsel bilgi yetersizliği yaşanmış olabileceği izlenimini vermektedir.

Çalışmamızda farklı KIBT cihazlarının ve doz protokollerinin hem radyasyon maruziyeti hem de görüntü kalitesi üzerindeki etkilerini ayrıntılı ve karşılaştırmalı biçimde ortaya koymaktadır. Özellikle yüksek Fleiss' Kappa değerleriyle nesnel olarak ölçülen gözlemci uyumu, düşük doz protokollerin pek çok tanısal amaç için yeterli düzeyde görüntü kalitesi sağlayabildiğini göstermektedir.

Bununla birlikte, periodontal ligament gibi düşük kontrastlı ve ince anatomik yapıların değerlendirilmesinde, cihaz özellikleri ve doz optimizasyonu kritik önem taşımaktadır. Çalışmada elde edilen bulgular, kullanılan protokol ve FOV boyutunun, baş-boyun bölgesindeki duyarlı organlara iletilen radyasyon dozunu anlamlı biçimde etkilediğini göstermektedir. Özellikle geniş FOV ve yüksek doz protokoller, absorbe edilen doz düzeylerinde belirgin artışlara yol açarken; daha dar FOV'larla yapılandırılmış düşük doz protokollerin bu etkiyi sınırladığı gözlemlenmiştir.

Sonuç olarak, düşük doz protokoller özellikle üçüncü molar diş cerrahisi gibi belirli klinik endikasyonlarda yeterli tanısal bilgi sunabilmekte ve hasta güvenliği açısından daha uygun bir yaklaşım olarak değerlendirilebilmektedir. Bu bulgular, KIBT uygulamalarında doz-fayda dengesinin endikasyona özgü olarak ele alınmasının ve cihaz temelli optimizasyonun gerekliliğini bir kez daha ortaya koymaktadır.

5.SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışma, mandibular üçüncü molar bölgesine ait beş farklı anatomik parametrenin değerlendirilmesinde kullanılan farklı KIBT cihazları (NewTom Go ve NewTom 7G), FOV boyutları ve doz protokollerinin hem tanısal güvenilirlik hem de hasta güvenliği üzerindeki etkilerini kapsamlı biçimde ortaya koymuştur. Gözlemciler arası uyum (Fleiss' Kappa ve uzlaşma oranları) ile Monte Carlo simülasyonları aracılığıyla hesaplanan absorpsiyon ve efektif dozlar birlikte değerlendirilmiştir.

Elde edilen bulgular, NewTom Go 6×7 Best ve NewTom 7G 6×6 Best protokollerinin, yüksek çözünürlük ve sınırlı görüntüleme alanı sayesinde, en yüksek gözlemci uyumunu sağladığını göstermektedir. Bu protokoller, özellikle detaylı anatomik yapıların ayırt edilmesinin kritik olduğu klinik durumlarda tercih edilmelidir. Bununla birlikte, yüksek doz düzeyleri nedeniyle (özellikle NewTom 7G 6×6 Best için efektif doz: 185,64 μ Sv), tekrar görüntüleme gerektiren olgularda dikkatle değerlendirilmelidir.

En düşük gözlemci uyumu, geniş FOV ve düşük-orta doz kombinasyonlarıyla uygulanan NewTom Go 10×7 Reguler ve NewTom 7G 13×6 Low protokollerinde gözlenmiştir. Bu durum, geniş görüntüleme alanının detay ayırımını zorlaştırdığını ve görüntü kalitesini olumsuz etkilediğini ortaya koymaktadır. Klinik olarak, bilateral değerlendirme gerektirmedikçe geniş FOV kullanımı sınırlandırılmalı; gerektiğinde her bir taraf, sınırlı FOV ile ayrı ayrı görüntülenmelidir.

Ayrıca, organ absorpsiyon dozlarının Monte Carlo simülasyonu ile hesaplandığı bu çalışmada, geniş FOV ve yüksek doz modlarının özellikle baş-boyun bölgesindeki radyasyon duyarlı organlar üzerinde anlamlı doz artışlarına yol açtığı görülmüştür. Bu nedenle, FOV boyutları ve doz seviyeleri belirlenirken, yalnızca tanısal gereklilikler değil, maruz kalınan radyasyonun biyolojik etkileri de dikkate alınmalıdır.

PDL görünürlüğüne dair analizler, aynı cihaz (NewTom Go) altında farklı protokollerde hem en yüksek hem de en düşük uyum değerlerinin elde edilmesiyle dikkat çekicidir. Özellikle düşük doz protokollerde gözlemcilerin "izlenemiyor" kategorisini daha sık tercih etmesi, uzlaşma oranını yapay olarak artırırken tanısal güvenilirliği azaltmaktadır. Bu nedenle, düşük kontrastlı yapılar için doz optimizasyonu sağlanmalı, görüntü kalitesi önceliklendirilmelidir.

KIBT kullanımı sırasında anatomik yapı özelinde öneriler:

1) Mandibular kanal ile üçüncü molarların mesial kökü arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde, tek taraflı mandibular üçüncü molar diş için NewTom Go 6×7 cm low doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.717 ile iyi düzeyde gözlemciler arası uyum elde edilmiştir. Çift taraflı görüntüleme gereksiniminde ise NewTom Go 10×7 cm low doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.636 ile benzer tanısal uyum sağlamasına rağmen, bu protokolde hesaplanan efektif dozun (25,34 μ Sv) 6×7 cm low doz protokolüne (8,65 μ Sv) kıyasla yaklaşık iki kat daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Bu nedenle, hasta radyasyon maruziyetini azaltmak amacıyla, çift taraflı mandibular üçüncü molar dişlerin değerlendirilmesinde her bir taraf için ayrı ayrı NewTom Go 6×7 cm low doz protokolünün uygulanması daha uygun ve doz açısından daha rasyonel bir yaklaşım olarak önerilmektedir.

2) Mandibular kanal ile üçüncü molarların mesial kökü arasındaki yakınlığın değerlendirilmesinde, tek taraflı mandibular üçüncü molar diş için NewTom 7G low doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.655 ile iyi gözlemci uyumu göstermiş ve bu endikasyon için en uygun protokol olarak öne çıkmıştır. Çift taraflı değerlendirme gerektiren olgularda ise, NewTom Go 10×7 cm reguler doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.616 ile iyi düzeyde gözlemci uyumu sağlamasına rağmen, bu protokolde hesaplanan efektif dozun (42,76 μ Sv) 6×7 cm low doz protokolüne (8,65 μ Sv) kıyasla yaklaşık dört kat daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Bu nedenle, hasta radyasyon maruziyetini azaltmak amacıyla, çift taraflı mandibular üçüncü molar dişlerin değerlendirilmesinde her bir taraf için ayrı ayrı NewTom Go 6×7 cm low doz protokolünün uygulanması daha uygun ve doz açısından daha rasyonel bir yaklaşım olarak önerilmektedir.

3) Periodontal ligamentin görüntülenmesinde, tek taraflı mandibular üçüncü molar diş için NewTom Go 6×7 cm low doz protokolünde Fleiss' Kappa değeri 0.634 ve uzlaşma oranı %71,4 ile iyi düzeyde gözlemci uyumu sağlanmış olmasına rağmen, bu uyumun yüksek çıkmasının temelinde gözlemcilerin sıklıkla 'PDL izlenemiyor' seçeneğini tercih etmeleri yatmaktadır. Bu nedenle, NewTom Go 6×7 cm best doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.713 ve uzlaşma oranı %71,4 ile daha iyi gözlemci uyumu sağladığından önerilmektedir. Diğer yandan, NewTom 7G 6×6 cm low doz protokolünde Fleiss' Kappa değeri 0.782 ve uzlaşma oranı %92,9 ile yüksek gözlemci uyumu sağlansa da, protokolün efektif dozu 23,9 μ Sv iken, NewTom Go 6×7 cm best doz protokolünün efektif dozu 37,42 μ Sv'dir. Ancak, NewTom 7G 6×6 cm low doz protokolünün önerilmemesinin nedeni, gözlemciler arasındaki uyumun yüksek çıkmasının temelinde yine 'PDL izlenemiyor' seçeneğinin sıkça tercih edilmesi yatmaktadır.

Çift taraflı değerlendirme gerektiren olgularda ise, NewTom Go 10×7 cm low doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.775 ile iyi uyum sağlamış olup, bu endikasyon için önerilmektedir.

4) Kök morfolojisinin incelenmesinde, tek taraflı mandibular üçüncü molar diş için NewTom Go 6×7 cm low doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.818 ile mükemmel düzeyde gözlemci uyumu göstermiş ve önerilen protokol olarak belirlenmiştir. Çift taraflı görüntüleme gerektiğinde ise, NewTom Go 10×7 cm low doz protokolü Fleiss' Kappa değeri 0.775 ile benzer uyum göstermesine karşın, bu protokolda hesaplanan efektif dozun 25,34 μ Sv olduğu; bunun da NewTom Go 6×7 cm low doz protokolünde elde edilen 8,65 μ Sv'lık dozun iki katından daha yüksek düzeyde olduğu görülmüştür. Bu nedenle, çift taraflı kök morfolojisi değerlendirmelerinde her bir mandibular üçüncü molar diş için ayrı ayrı 6×7 cm low doz protokolünün uygulanması, hem tanısal yeterlilik hem de radyasyon dozunun en aza indirilmesi açısından daha uygun bir yaklaşım olarak önerilmektedir.

5) Mandibular ikinci molar kök rezorpsiyonunun değerlendirilmesinde, tek taraflı mandibular üçüncü molar diş için NewTom Go 6×7 cm low doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.854 ile mükemmel gözlemci uyumu göstermiştir ve bu nedenle önerilen protokol olarak kabul edilmektedir. Çift taraflı değerlendirmelerde ise, NewTom Go 10×7 cm low doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.854 ile mükemmel düzeyde gözlemci uyumu sağlamasına rağmen, NewTom Go 6×7 cm low doz protokolü için hesaplanan efektif doz 8,65 μ Sv, NewTom Go 10×7 cm low doz protokolü için ise 25,34 μ Sv olarak belirlenmiştir. Bu fark, geniş FOV kullanımıyla birlikte dozun iki katından daha yüksek düzeye çıktığını göstermektedir. Bu nedenle, çift taraflı mandibular üçüncü molar dişlerin değerlendirilmesinde her bir diş için ayrı ayrı NewTom Go 6×7 cm low doz protokolü ile görüntüleme yapılması, tanısal yeterliliği koruyarak radyasyon maruziyetini azaltma açısından daha uygun bir yaklaşım olarak önerilmektedir.

6) Beş anatomik yapı ve oluşumun genel değerlendirilmesinde, tek taraflı mandibular üçüncü molar diş için NewTom Go 6×7 cm low doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.795 ile iyi düzeyde gözlemci uyumu göstermiştir ve bu nedenle önerilen protokol olarak öne çıkmaktadır. Çift taraflı değerlendirmelerde ise, NewTom Go 10×7 cm low doz protokolü, Fleiss' Kappa değeri 0.789 ile iyi düzeyde gözlemci uyumu sağlamasına rağmen, NewTom Go 6×7 cm low doz protokolü için hesaplanan efektif doz 8,65 μ Sv, NewTom Go 10×7 cm low doz protokolü için ise 25,34 μ Sv olarak belirlenmiştir. Bu fark, geniş FOV kullanımıyla birlikte dozun iki katından daha yüksek düzeye çıktığını göstermektedir. Bu nedenle, çift taraflı mandibular üçüncü molar dişlerin değerlendirilmesinde her bir diş için ayrı ayrı NewTom Go 6×7 cm low doz protokolü ile görüntüleme yapılması, tanısal yeterliliği koruyarak radyasyon maruziyetini azaltma açısından daha uygun bir yaklaşım olarak önerilmektedir.

Sonuç olarak, bu çalışmada elde edilen veriler, KIBT protokol seçiminde yalnızca teknik yeterlilik değil, tanısal hedef, gözlemci güvenilirliği ve hasta güvenliğinin bütüncül olarak ele alınması gerektiğini göstermiştir. Bu bağlamda, ALADAIP ilkesi doğrultusunda, her bireyin klinik endikasyonuna ve anatomik gereksinimlerine göre kişiselleştirilmiş KIBT protokolü belirlenmesi, modern dental radyolojinin temel yaklaşımı olmalıdır.



KAYNAKLAR

- Abdelghany, Y. A., Kassab, M. M., Radwan, M. M., & Abdel-Latif, M. A. (2023). Investigation of optical, mechanical, and shielding properties of zirconia glass capsule. *Progress in Nuclear Energy*, 154, 104457.
- Adibi, S., Zhang, W., Servos, T., & O'Neill, P. (2012). Cone beam computed tomography for general dentists. *Scientific Reports*, 1, 519.
- Ajmal, M., & Elshinawy, M. I. (2014). Subjective image quality comparison between two digital dental radiographic systems and conventional dental film. *The Saudi Dental Journal*, 26(4), 145–150.
- Alcaraz, M., Velasco, F., Olivares, A., Velasco, E., & Canteras, M. (2016). Dose reference levels in Spanish intraoral dental radiology: Stabilisation of the incorporation of digital systems in dental clinical practices. *Radiation Protection Dosimetry*, 172(4), 422–427.
- Amato, R. (2024). Monte Carlo and Quasi-Monte Carlo methods. Working Paper. MEMOTEF, Roma.
- Angelopoulos, C., Scarfe, W. C., & Farman, A. G. (2012). A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 20(1), 1–17.
- Arslan, S. (2017). *Diş Hekimliği Radyolojisi*. Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri.
- Baptista, M., Di Maria, S., Gschwind, R., & Santos, J. (2017). Entrance surface dose distribution and organ dose assessment for digital mammography and digital breast tomosynthesis using Monte Carlo simulation. *Physica Medica*, 42, 68–75.
- Benavides, E., Krecioch, J. R., Connolly, R. T., Allareddy, T., Buchanan, A., Spelic, D., O'Brien, K. K., Keels, M. A., Mascarenhas, A. K., Duong, M. L., Aerne-Bowe, M. J., Ziegler, K. M., & Lipman, R. D. (2024). Optimizing radiation safety in dentistry: Clinical recommendations and

regulatory considerations. *Journal of the American Dental Association* (1939), 155(4), 280–293.e4.

Bhaskaran, V., Qualtrough, A. J. E., Rushton, V. E., Worthington, H. V., & Horner, K. (2005). A laboratory comparison of three imaging systems for image quality and radiation exposure characteristics. *International Endodontic Journal*, 38(9), 645–652.

Boeddinghaus, R., & Whyte, A. (2008). Current concepts in maxillofacial imaging. *European Journal of Radiology*, 66(3), 396–418.

Bölling, T., Weege, J., Eich, H. T., Schuck, A., & Willich, N. (2015). Acute and late side effects to salivary glands and oral mucosa after head and neck radiotherapy in children and adolescents: Results of the “Registry for the Evaluation of Side Effects after Radiotherapy in Childhood and Adolescence” (RiSK). *Head & Neck*, 37(8), 1137–1141.

Brown, M. A., & Semelka, R. C. (2011). *MRI: Basic Principles and Applications* (4th ed.). Wiley-Blackwell.

Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2012). *The essential physics of medical imaging* (3rd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

CAMOSCI. (2022). NewTom 7G WIDE.VISION – Adaptive Low Dose CBCT. CAMOSCI Srl. Erişim adresi: <https://www.camosci.eu/pdf/camosci-newtom-7g-en.pdf>

CAMOSCI. (2022). NewTom GO COMPLETE.VISION – 2D/3D CEPH Entegre Görüntüleme. CAMOSCI Srl. Erişim adresi: <https://www.camosci.eu/pdf/camosci-newtom-go2d-ceph-en.pdf>

Cassola, V. F., & Hoff, G. (2011). Comparison between Geant4 and EGSnrc of dosimetric quantities and spectra simulation for electrons beam. *Journal of Physics: Conference Series*, 336(1), 012038.

Cavalcanti, M. G. P., & Santos, A. C. (2022). Impact of dentists and equipment in the performing dental imaging examinations: a longitudinal analysis. *Brazilian Oral Research*, 36, e047.

Cederhag, J., et al. (2023). "Visibility of anatomical landmarks in the region of the mandibular third molar, a comparison between a low-dose and default protocol of CBCT." *Acta Odontol Scand* 81(6): 449-455.

Chen, Y., Tsai, C., Lin, H., Wang, J., & Lee, M. (2019). Evaluation of radiation dose and image quality in dental cone-beam computed tomography using different exposure parameters. *Journal of Dental Radiology*, 45(2), 123–130.

Chen, Y., Wu, V. C., Orhan, K., Pauwels, R., & Jacobs, R. (2021). Estimation of the radiation dose for dental spectral cone-beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 50(2), 20200180.

Choopani, M. R., Abedi, I., & Dalvand, F. (2020). Task-specific scan trajectory modification for dimensional X-ray computed tomography. *Measurement*, 166, 108202.

Coffman, C. R., & Brigden, G. M. (2013). Oral and dental imaging equipment and techniques for small animals. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 43(3), 489–506.

Corciova, C., et al. (2024). Evaluation of the Maintenance System of Medical Equipment – A Necessity for Implementing an Effective Quality System. *IFMBE Proceedings*.

Coşkun, Ö. (2011). İyonize Radyasyonun Biyolojik Etkileri. *Teknik Bilimler Dergisi*, 1(2), 13-17.

David, A., & Tiwari, R. (2015). Ultrasound in maxillofacial imaging: A review. *Journal of Medicine, Radiology, Pathology & Surgery*, 1(4), 19–23.

David, A., Luke, L., Uthman, A., et al. (2024). Knowledge and Practice of Diagnostic Reference Levels, Radiation Protection, and Safety among Dental Professionals and Dental Undergraduate Students in the United Arab Emirates: A Multicentric Study. *Journal of Datta Meghe Institute of Medical Sciences University*, 19(1), 508–514.

Davis, T. A., et al. (2021). "Quantitative Performance Characterization of Radiation Dose for the Carestream CS9600 Cone-Beam Computed Tomography Machine." *Journal of Endodontics* 47(1): 78-87.

Davoodi, M., Belash-Abadi, S., Aalaei-Andabili, S. H., & Kabir, A. (2021). Comparison of image quality of low voltage 64-slice multidetector CT angiography with the standard condition in patients suspected of pulmonary embolism. *Scientific Reports*, 11, Article 1392.

De la Cal, C., Fernández-Solari, J., Mohn, C. E., Prestifilippo, J. P., Pugnaloni, A., Medina, V. A., & Elverdin, J. C. (2012). Radiation produces irreversible chronic dysfunction in the submandibular glands of the rat. *The Open Dentistry Journal*, 6, 8–13.

Doriguêto, P. V. T., Americano, J. P., & Devito, K. L. (2020). Challenges for the dental radiology clinic in times of the COVID-19 pandemic. *Oral Radiology*, 36(4), 404–405.

El-Haddad, K., & El-Faramawy, N. (2021). Evaluation of radiation dose and image quality in dental cone-beam computed tomography using different exposure parameters. *The Saudi Dental Journal*, 33(8), 869–876.

Erdoğan, M. G. (2017). Muğla il merkezindeki evlerde radon konsantrasyonunun ve denize kıyısı olan ilçelerinde çevresel gama radyasyonunun ölçümü (Yüksek lisans tezi). İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.

Evlice, B. K., & Öztunç, H. (2013). Dijital Radyografi ve Diş Hekimliğinde İleri Görüntüleme Yöntemleri. *Archives Medical Review Journal*, 22(2), 230–238.

Ezoddini Ardakani, F., Davari, A., Goodarzipour, D., Goodarzipour, K., & Fallahzadeh, H. (2004). Evaluation of the diagnostic advantage of intraoral D and E film for detecting interproximal caries. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 5(4), 58–70.

Franco, R., Lupi, E., Iacomino, E., Galeotti, A., Capogreco, M., Santos, J. M. M., & D'Amario, M. (2023). Low-Level Laser Therapy for the Treatment of Oral Mucositis Induced by

Hematopoietic Stem Cell Transplantation: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Medicina*, 59(8), 1413.

Führes, T., et al. (2023). "Reduction of the cardiac pulsation artifact and improvement of lesion conspicuity in flow-compensated diffusion images in the liver—A quantitative evaluation of postprocessing algorithms." *Magnetic Resonance in Medicine* 89(1): 423-439.

Gökhan Açıköz, S., Arslan, A. E., Peksoy, İ., & Özyurt, C. S. (2021). The effect of radiotherapy on the excretion and concentration functions of the salivary glands. *Uluslararası Hematoloji-Onkoloji Dergisi (UHOD)*, 31(2), 121–130.

Granlund, C., et al. (2016). "Absorbed organ and effective doses from digital intra-oral and panoramic radiography applying the ICRP 103 recommendations for effective dose estimations." *Br J Radiol* 89(1066): 20151052.

Hafezi, L., Deevband, M. R., & Nikneshan, S. (2021). New method to organ dose assessment in cone-beam computed tomography using ImPACT software. *International Journal of Radiation Research*, 19(4), 1049–1053.

Hansson, S. O. (2013). Ethics and radiation protection. *Journal of Radiological Protection*, 33(3), 605–616.

Hart, G., & Dugdale, M. (2013). Radiation protection in dental X-ray surgeries—still rooms for improvement. *British Dental Journal*, 214(6), E16.

Hatzioannou, K., Psarouli, E., Karaikos, P., Delichas, M., & Papanikolaou, N. (2005). Ağız içi diş radyografisi tesislerinde kalite kontrolü ve tanısal referans düzeyleri. *Dentomaksillofasiyal Radyoloji*, 34(5), 304–307.

Helmrot, E., & Alm Carlsson, G. (2005). Measurement of radiation dose in dental radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, 114(1–3), 168–171.

Holberg, C., Steinhäuser, S., Geis, P., & Rudzki-Janson, I. (2005). Cone-beam computed tomography in orthodontics: Benefits and limitations. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 66(6), 434–444.

Ilo, A. M., et al. (2024). "The effect of optimum, indication-specific imaging fields on the radiation exposure from CBCT examinations of impacted maxillary canines and mandibular third molars." *Acta Odontologica Scandinavica* 82(1): 66-73.

International Commission on Radiological Protection. (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 103). *Annals of the ICRP*, 37(2–4), 1–332.

Ito, K., Gomi, Y., Arai, Y., & Shinoda, K. (2001). Clinical application of a new cone beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the preoperative treatment planning of implant placement. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 21(6), 585–593.

Jadu, F. M., et al. (2018). "The effect of varying cone beam computed tomography image resolution and field-of-view centralization on effective radiation dose." *Saudi Medical Journal* 39(5): 470-475.

Jung, Y.-H., & Cho, B.-H. (2014). Radiographic evaluation of the course and visibility of the mandibular canal. *Imaging Science in Dentistry*, 44(4), 273–278.

Kaasalainen, T., Kiljunen, T., Kortetniemi, M., & Suomalainen, A. (2021). Dental cone beam CT: An updated review. *Physica Medica*, 88, 193–217.

Kamburoğlu, K., Kursun, S., & Kilic, C. (2012). An ex vivo comparison of diagnostic accuracy of cone-beam computed tomography and periapical radiography in the detection of furcal perforations. **Journal of Endodont*

- Kandemir, R., Özsoykal, İ., & Akgüngör, K. (2023). The Software with a Graphical User Interface for GAMOS: Basic Training and an Educational Tool for Medical Physicists. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 29(1), 42–49.
- Kataoka, S. H., Setzer, F. C., Fregnani, E. R., Pessoa, O. F., Gondim, E., Jr, & Caldeira, C. L. (2012). Effects of 3-dimensional conformal or intensity-modulated radiotherapy on dental pulp sensitivity during and after the treatment of oral or oropharyngeal malignancies. *Journal of endodontics*, 38(2), 148–152.
- Kitagawa, H., & Farman, A. G. (2004). Effect of beam energy and filtration on the signal-to-noise ratio of the Dexis intraoral X-ray detector. *Dentomaxillofacial Radiology*, 33(1), 21–24.
- Koivisto, J., Wolff, J., Kiljunen, T., Kortensniemi, M., & Snellman, M. (2012). Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters and Monte Carlo simulations. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 114(3), 393–400.
- Kracmerová, J., & Holm, L. E. (2022). Moral thinking and radiation protection. In D. M. Taylor & P. M. Taylor (Eds.), *Social and Ethical Aspects of Radiation Risk Management* (Vol. 19, pp. 45–60). Elsevier.
- Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33(1):159–174.
- Langland, O. E., & Langlais, R. P. (1995). Early pioneers of oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 80(5), 496–511.
- Lee, B. D., Lee, W., Park, J. H., & Kim, J. E. (2012). Effects of collimation on image quality and radiation dose in cephalometric radiography. *Imaging Science in Dentistry*, 42(3), 163–169.
- Leotta, A., Loria, A., & Piai, M. (2023). Monte Carlo study of the CBCT dose contribution. *Atti della Accademia Peloritana dei Pericolanti - Classe di Scienze Fisiche, Matematiche e Naturali*, 101(1), A3.

- Lewis, C. (2011). Optimisation of radiation protection in diagnostic radiology. In Y. Lemoigne & A. Caner (Eds.), *Radiation Protection in Medical Physics* (pp. 105–111). Springer.
- Li, G. (2013). Patient radiation dose and protection from cone-beam computed tomography. *Imaging Science in Dentistry*, 43(2), 63–69.
- Li, Y., Taylor, J. M. G., Ten Haken, R. K., & Eisbruch, A. (2007). The impact of dose on parotid salivary recovery in head and neck cancer patients treated with radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 67(3), 660–669.
- Lin, A., Helgeson, E. S., Treister, N. S., Hodges, J. S., Elting, L. S., Lalla, R. V., Sollecito, T. P., Schmidt, B. L., Patton, L. L., & Brennan, M. T. (2022). The impact of head and neck radiotherapy on salivary flow and quality of life: Results of the ORARAD study. *Oral Oncology*, 127, 105783.
- Lofthag-Hansen, S., Gröndahl, K., Ekestubbe, A., & Hellén-Halme, K. (2011). Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *European Journal of Radiology*, 80(2), 483–488.
- Ludlow, J. B., et al. (2006). "Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT." *Dentomaxillofac Radiol* 35(4): 219-226.
- Ma, H., Lee, C., Li, Z., & Bolch, W. E. (2013). Evaluation of PCXMC and MCNPX dosimetry systems in organ dose assessments for chest–abdomen radiography of newborn patients. *Medical Physics*, 40(2), 023501.
- Manousaridis, G., Koukorava, C., Hourdakakis, C. J., Kamenopoulou, V., Yakoumakis, E., & Tsiklakis, K. (2013). Establishment of diagnostic reference levels for dental intraoral radiography. *Radiation Protection Dosimetry*, 156(4), 455–457.
- Marchant, T. E., & Joshi, K. D. (2017). Comprehensive Monte Carlo study of patient doses from cone-beam CT imaging in radiotherapy. *Journal of Radiological Protection*, 37(1), 13–30.

Martin, C. J. and A. Abuhaimed (2025). "The role of effective dose in medicine now and into the future." *Physics in Medicine and Biology* 70(1).

Martínez Beneyto, Y., Alcaráz Baños, M., Pérez Lajarin, L., & Rushton, V. E. (2007). Clinical justification of dental radiology in adult patients: A review of the literature. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 12(3), E244–E251.

Mastoris, M., Yoshiura, K., Welander, U., Tsiklakis, K., Papadakis, E., & Li, G. (2004). Psychophysical properties of a new F-speed intraoral film. *Dentomaxillofacial Radiology*, 33(3), 158–163.

Mayo Clinic. (2008). Smart mA: Automatic Exposure Control. Mayo Clinic CT Clinical Innovation Series. Erişim adresi: <https://www.mayo.edu/research/documents/smart-ma-automatic-exposure-control/doc-20086817>

Memon, A., Rogers, I., Paudyal, P., & Sundin, J. (2019). Dental X-rays and the risk of thyroid cancer and meningioma: A systematic review and meta-analysis of current epidemiological evidence. *Thyroid*, 29(11), 1572–1593.

Mengel, R., Candir, M., Shiratori, K., & Flores-de-Jacoby, L. (2005). Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: An in vitro study on native pig and human mandibles. *Journal of Periodontology*, 76(5), 665–673.

Mettler, F. A., Huda, W., Yoshizumi, T. T., & Mahesh, M. (2008). Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog. *Radiology*, 248(1), 254–263.

Miracle, A. C., & Mukherji, S. K. (2009). Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR American Journal of Neuroradiology*, 30(6), 1088–1095.

Miracle, A. C., & Mukherji, S. K. (2009). Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *AJNR American Journal of Neuroradiology*, 30(7), 1285–1292.

Mobit, P. N. and T. Kron (2006). Applications of Thermoluminescent Dosimeters in Medicine. Microdosimetric Response of Physical and Biological Systems to Low- and High-LET Radiations: Theory and Applications to Dosimetry: 411-465.

Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P. T., & Andreis, I. A. (1998). A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: Preliminary results. *European Radiology*, 8(9), 1558–1564.

Muzzin, K. B., Flint, D. J., & Schneiderman, E. (2019). Dental radiography-prescribing practices: A nationwide survey of dental hygienists. *General Dentistry*, 67(2), 38–53.

National Research Council. (2006). Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2. Washington, DC: The National Academies Press.

Nicopoulou-Karayianni, K., Kolokythas, E., Horner, K., & Koletsi-Kounari, H. (2007). Radiation absorbed doses from panoramic radiography in areas of the oral cavity containing metal restorations. *Dentomaxillofacial Radiology*, 36(5), 312–317.

Oliveira-Santos, C., Capellozza, A. L. A., Dezzoti, M. S., Fischer, C. M., Poleti, M. L., & Rubira-Bullen, I. R. F. (2011). Visibility of the mandibular canal on CBCT images related to the mandibular cortex and trabecular bone densities. *Clinical Oral Implants Research*, 22(10), 1168–1173.

Ozaki, Y., Watanabe, H., & Kurabayashi, T. (2021). Effective dose estimation in cone-beam computed tomography for dental use by Monte-Carlo simulation optimizing calculation numbers using a step-and-shoot method. *Dentomaxillofacial Radiology*, 50(7), 20210084.

Ozalpan, L. (2001). *Diş Hekimliği Radyolojisi*. İstanbul Üniversitesi Yayınları.

Parlak, Y., Dönmez, S., Uysal, B., Kovan, B., & Kırac, F. S. (2020). Radyasyon güvenliği kılavuzu: Genel tanımlar ve nükleer tıp uygulamalarında radyasyondan korunma kuralları. *Nükleer Tıp Seminerleri*, 6(2), 71–90.

Patel, S., Dawood, A., Pitt Ford, T., & Whaites, E. (2007). The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal*, 40(10), 818–830.

Pauwels, R. (2015). Cone beam CT for dental and maxillofacial imaging: dose matters. *Radiation Protection Dosimetry*, 165(1–4), 156–161.

Pauwels, R., et al. (2012). "Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners." *Eur J Radiol* 81(2): 267-271.

Peacock, N. E., et al. (2020). "An evaluation of the effect of tube potential on clinical image quality using direct digital detectors for pelvis and lumbar spine radiographs." *Journal of medical radiation sciences* 67(4): 260-268.

Poppe, B., Looe, H. K., Pfaffenberger, A., Eenboom, F., Chofor, N., Sering, M., Rühmann, A., Poplawski, A., & Willborn, K. (2007). Radiation exposure and dose evaluation in intraoral dental radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, 123(2), 262–267.

Prins, R., Dauer, L. T., Colosi, D. C., Quinn, B., Kleiman, N. J., Bohle, G. C., Holohan, B., Al-Najjar, A., Fernandez, T., Bonvento, M., Faber, R. D., Ching, H., & Goren, A. D. (2011). Significant reduction in dental cone beam computed tomography eye dose through the use of leaded glasses. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 112(5), 662–667.

Qi, C., et al. (2024). "Phantom study and clinical application of total-body 18F-FDG PET/CT imaging: How to use small voxel imaging better?" *EJNMMI Physics* 11(1).

Qin, P., Lin, G., Li, X., Piao, Z., Huang, S., Wu, W. J., Qi, M., Ma, J., Zhou, L., & Yan, Y. (2023). A correlated sampling-based Monte Carlo simulation for fast CBCT iterative scatter correction. *Medical Physics*, 50(3), 1733–1745.

Qiu, L., Zhang, Y., Wang, J., Li, X., & Chen, Y. (2023). Evaluation of radiation dose and image quality for dental cone-beam computed tomography using different imaging parameters. *Radiation Protection Dosimetry*, 195(1), 45–53.

RadhaKrishna, M. V. V., et al. (2021). A review on image processing sensor. *Journal of Physics: Conference Series*.

Rampado, O., Giglioli, F. R., Rossetti, V., Fiandra, C., Ragona, R., & Ropolo, R. (2016). Evaluation of various approaches for assessing dose indicators and patient organ doses resulting from radiotherapy cone-beam CT. *Medical Physics*, 43(5), 2515.

Rasulov, A. S. (2023). Monte Carlo algorithms for the solution of quasi-linear Dirichlet boundary value problems of elliptical type. *Journal of Mathematics and Statistics*, 11(2), 67–72.

Reece, W. O., Kim, J. H., & diğerleri. (2009). *Radiographic Imaging for the Dental Team* (4. baskı). Saunders Elsevier.

Rivera, T. (2012). Thermoluminescence in medical dosimetry. *Applied Radiation and Isotopes*, 71(Suppl), 30–34.

Ryu, K., Lee, C., Han, Y., Pang, S., Kim, Y. H., Choi, C., & Han, S.-S. (2023). Multi-planar 2.5D U-Net for image quality enhancement of dental cone-beam CT. *PLOS ONE*, 18(5), e0285608.

Sage Journals. (2024). Nuclear industry experiences in radiation exposures.
<https://journals.sagepub.com/>

Saini, S., & Gurung, P. (2025). A comprehensive review of sensors of radiation-induced damage, radiation-induced proximal events, and cell death. *Immunological Reviews*, 329(1), e13409.

Salimova, N., et al. (2022). "The impact of the field of view (FOV) on image quality in MDCT angiography of the lower extremities." *European Radiology* 32(5): 2875-2882.

Scarfe, W. C., Levin, M. D., Gane, D., & Farman, A. G. (2009). Use of cone beam computed tomography in endodontics. *International Journal of Dentistry*, 2009, 634567.

Scarfe, W. C., Li, Z., Aboelmaaty, W., Scott, S. A., & Farman, A. G. (2012). Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Australian Dental Journal*, 57(Suppl 1).

Schulze, R. K. W., Heil, U., Gross, D., Bruellmann, D. D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U., & Schoemer, E. (2011). Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40(5), 265–273.

Schwerter-Medina, R., Ríos-Kremer, S., Rosas, C., Romero-Araya, P., & Aguilera, F.-R. (2024). Comparison of radiographic imaging quality/accuracy using photostimulable phosphor plates and metal oxide semiconductor receptors. *Journal of Dental Education*.

Seidenbusch, M., Regulla, D., & Schneider, K. O. (2008). Radiation exposure of children in pediatric radiology. Part 3: Conversion coefficients for reconstruction of organ doses achieved during chest X-ray examinations. *RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*, 180(12), 1144–1150.

Sen, M., & Honavar, S. G. (2021). Wilhelm Conrad Röntgen: Finding X. *Indian Journal of Ophthalmology*, 69(10), 2570–2572.

Shah, N., Bansal, N., & Logani, A. (2014). Recent advances in imaging technologies in dentistry. *World Journal of Radiology*, 6(10), 794–807.

Singh, G., Sood, A., Kaur, A., & Gupta, D. (2018). Pathogenesis, Clinical Features, Diagnosis, and Management of Radiation Hazards in Dentistry. *The Open Dentistry Journal*, 12, 744–752.

Slezák, J., Kura, B., Ravingerová, T., Tribulová, N., & Barancík, M. (2015). Mechanisms of cardiac radiation injury and potential preventive approaches. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 93(9), 737–753.

So, J., Kim, H., Lee, S., & Park, Y. (2021). Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dentistry: A Comprehensive Review. *Journal of Dental Imaging*, 15(2), 100–110.

Soares, M. R., et al. (2019). "Dose estimate for cone beam CT equipment protocols using Monte Carlo simulation in computational adult anthropomorphic phantoms." *Radiation Physics and Chemistry* 155: 252-259.

Solberg, T. D., DeMarco, J. J., Chetty, I. J., Mesa, A. V., Cagnon, C. H., Li, A. N., Mather, K. K., Medin, P. M., Arellano, A. R., & Smathers, J. B. (2001). A review of radiation dosimetry applications using the MCNP Monte Carlo code. *Radiochimica Acta*, 89(4–5), 337–355.

Song, C.-H., Lee, H.-J., Choi, Y.-J., Jeong, H.-G., Kim, Y.-H., & Lee, J.-H. (2022). Correlation analysis between radiation exposure and the image quality of cone-beam computed tomography in the dental clinical environment. *Imaging Science in Dentistry*, 52(3), 199–207.

Staneva, D., Dimitrova, A., Ivanov, I., & Petrov, P. (2023). Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computed tomography using MOSFET dosimeters and Monte Carlo simulations. *Radiation Protection Dosimetry*, 195(2), 123–130.

Steel, C. M. (1997). *Basic Dental Radiography*. Oxford University Press.

Stratis, A., Zhang, G., Lopez-Rendon, X., Jacobs, R., Bogaerts, R., & Bosmans, H. (2016). Customisation of a Monte Carlo dosimetry tool for dental cone beam CT systems. *Radiation Protection Dosimetry*, 169(1–4), 378–385.

Stratis, I. G., Zhang, Y., & Wang, L. (2016). Monte Carlo methods for solving Dirichlet boundary value problems. *Journal of Computational Physics*, 321, 1–15.

Tao, W., & Goetti, R. (2025). Evaluation of ultra-low-dose CT with tin filter for craniosynostosis. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 69(1), 28–34.

Tapiovaara, M., & Siiskonen, T. (2008). PCXMC: A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2. baskı). Helsinki: Säteilyturvakeskus (STUK). STUK-A231.

Terashima, S., et al. (2024). "Monte Carlo simulations of organ and effective doses and dose-length product for dental cone-beam CT." *Oral Radiol* 40(1): 37-48.

Thilander-Klang, A., & Helmrot, E. (2010). Methods of determining the effective dose in dental radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, 139(1–3), 306–309.

Thing, R. S., Bernchou, U., Mainegra-Hing, E., & Brink, C. (2013). Patient-specific scatter correction in clinical cone beam computed tomography imaging made possible by the combination of Monte Carlo simulations and a ray tracing algorithm. *Acta Oncologica*, 52(7), 1477–1483.

Tran, T., Bui, N. H., & Tran, N. T. (2021). Monte Carlo simulation of a cone-beam CT system for lightweight casts. *Radiation Physics and Chemistry*, 185, 109487.

Tümer, B., & Ülgen, M. (2010). *Diş Hekimliğinde Radyoloji*. Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri.

Tyndall, D. A., & Brooks, S. L. (2000). Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 89(5), 630–637.

Vaillant, L. (2024, Temmuz). Classification of harmful radiation-induced effects on human health for radiological protection purposes. 16. Uluslararası Radyolojik Koruma Derneği (IRPA) Kongresi, Orlando, ABD.

Vano, E., Gonzalez, L., & Ten, J. I. (2005). Reduction of radiation doses to staff during diagnostic X-ray procedures. *Radiation Protection Dosimetry*, 117(1-3), 223–226.

Vassileva, J., & Rehani, M. (2015). Diagnostic reference levels. *American Journal of Roentgenology*, 204(1), W1–W3.

Velo, M. M. A. C., Farha, A. L. H., da Silva Santos, P. S., Shiota, A., Sansavino, S. Z., Fonseca Souza, A. T., Honório, H. M., & Wang, L. (2017). Gamma radiation increases the risk of radiation-related root dental caries. *Oral Oncology*, 71, 184–185.

Vijayan, S., Shah, N., & Potluri, A. (2022). Digital intraoral imaging: analysis of retakes and reduction in radiation exposure using rectangular collimation. *General Dentistry*, 70(6), 66–70.

Walker, A., Floyd, E., & Coleman, N. (2008). Establishing diagnostic reference levels for intra-oral and panoramic dental radiography in the UK. *British Journal of Radiology*, 81(965), 346–351.

Wang, D., et al. (2017). "External root resorption of the second molar associated with mesially and horizontally impacted mandibular third molar: evidence from cone beam computed tomography." *Clin Oral Investig* 21(4): 1335-1342.

Wang, M. F., et al. (2020). "Relationship between CNR and visibility of anatomical structures of cone-beam computed tomography images under different exposure parameters." *Dentomaxillofac Radiol* 49(5): 20190336.

Whaites, E., & Drage, N. (2013). *Essentials of Dental Radiography and Radiology* (5th ed.). Churchill Livingstone Elsevier.

White, S. C., & Pharoah, M. J. (2018). *Oral radiology: Principles and interpretation* (7th ed.). Elsevier.

Worrall, M., & Sutton, D. G. (2019). Validation of a BEAMnrc Monte Carlo Simulation of a Broad Beam Diagnostic X-Ray Unit. *Radiation Protection Dosimetry*, 185(4), 440–451.

Yan, H., et al. (2012). "A comprehensive study on the relationship between the image quality and imaging dose in low-dose cone beam CT." *Phys Med Biol* 57(7): 2063-2080.

Yeung, A. W. K., et al. (2019). "Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: a review focusing on indications, limitations, and future possibilities." *Clinical Oral Investigations* 23(6): 2573-2581.

Zaki, I. M., Hamed, W. M., & Ashmawy, M. S. (2021). Effect of CBCT dose reduction on the mandibular canal visibility: Ex vivo comparative study. *Oral Radiology*, 37(3), 282–289.

Zheng, X., Cheng, J., Liu, Y., Wang, H., & Li, M. (2015). Radiation dose evaluation of dental cone beam computed tomography using an anthropomorphic adult head phantom. *Radiation Physics and Chemistry*, 104, 1–5.



T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Konu : Etik Kurul Kararı
Sayı : 36290600/ 18/2024.

26.02.2024

Sayın Prof. Dr. Rana NALÇACI
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız Diş Ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Prof. Dr. Rana NALÇACI ve Prof. Dr. Hakan EREN danışmanlığında, Araş. Gör. Serhat EFEOĞLU tarafından yürütülecek olan **“Gömülü Alt Üçüncü Molar Dişlerin KIBT ile Görüntülenmesinde Voksel Boyutunun Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu Üzerine Etkisi”** konulu çalışma Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından **UYGUN** bulunmuştur.

Bilgilerinizi saygılarımla rica ederim.

T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı
Fakülte Yönetim Kurulu

Toplantı No : 07
Toplantı Tarihi : 07.03.2025
Karar No : 125

Toplantıya Katılmayanlar:

Prof. Dr. Nurhan ÖZALP - Yönetim Kurulu Üyesi (İzinli)

Fakültemiz Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Başkanlığının 17.02.2025 tarih ve 1711470 sayılı yazısı eki Akademik Kurul Kararı incelendi.

Fakültemiz Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof.Dr.Rana NALÇACI'nın eğitim sorumluluğunu yürüttüğü uzmanlık öğrencilerinden Dt.Serhat EFEOĞLU'nun " *Gömülü Alt Üçüncü Molar Dişlerin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Görüntülenmesinde Voksel Boyutunun Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu Üzerine Etkisi*" başlıklı tez konusunun "Gömülü Alt Üçüncü Molar Dişlerin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Görüntülenmesinde Farklı Çekim Modlarının Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu Üzerine Etkisi" olarak değiştirilmesinin uygun olduğuna oybirliği ile karar verildi.

Prof. Dr. Kaan ORHAN
Yönetim Kurulu Üyesi

Prof. Dr. Elif ÜNSAL
Yönetim Kurulu Üyesi

Prof. Dr. Berkan ÇELİKTEN
Yönetim Kurulu Üyesi

Doç. Dr. Gülbike DEMİREL
Yönetim Kurulu Üyesi

Doç. Dr. Burcu BATAK
Yönetim Kurulu Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Arda
BÜYÜKSUNGUR
Yönetim Kurulu Üyesi

	AĞIZ, DIŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ HASTA AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU						
Dok. No	HD.RB.42	Yürürlük Tarihi	30.03.2018	Rev. Tar/No	08.03.2022 / 01	Sayfa No	1 / 3

Sayın hasta/velisi/vasisi,

- Lütfen bu belgeyi dikkatlice okuyunuz.
- Tıbbi durumunuz ve hastalığınızın tedavisi için size önerilen işlem/ tedaviler hakkında bilgi sahibi olmak en doğal hakkınızdır.
- Bu açıklamaların amacı sağlığınız ile ilgili konularda sizi bilgilendirmek ve bu sürece sizi daha bilinçli bir biçimde ortak etmektir.
- Tanısal girişimlerin, tıbbi ve cerrahi tedavilerin yararlarını ve olası risklerini öğrendikten sonra yapılacak işleme rıza göstermek ya da göstermemek kendi kararınıza bağlıdır.
- Arzu ettiğiniz takdirde sağlığınız ile ilgili tüm bilgi ve dokümanlar size veya uygun göreceğiniz bir yakınınıza verilebilir.
- Okuma-yazma sorunu yaşıyorsanız ya da size yapılacak işlemlere izin verme sürecine sizin belirleyeceğiniz bir kişinin daha katılımını istiyorsanız, görüşme tanığı olarak belirlediğiniz kişinin katılımına izin verebilirsiniz.
- Yasal ve tıbbi zorunluluk taşıyan durumlar dışında bilgilendirmeyi reddedebilirsiniz.
- İstedığınız zaman verdiğiniz izni geri çekme hakkına sahipsiniz. Bu durum sizin bundan sonraki tedavinizi hiçbir şekilde aksatmayacaktır. Ancak, yasal açıdan bu hakkınız "tıbbi yönden bir sakınca bulunmaması" şartına bağlıdır. Bu durum gerçekleştiğinde, Aydınlatılmış Onamı Geri Çekme Tutanağı düzenlenerek bu belgenin arkasına eklenecektir.
- Mevcut sistemik hastalıklar, allerjiler, kullanılan ilaçlar ve genel sağlık durumu ile ilgili olarak hekiminizi bilgilendirmeniz gerekmektedir. Herhangi bir konuyu saklamış olmanız veya beyan etmemenizden kaynaklanacak sorumluluk size aittir.
- Sağlık kuruluşumuzun düzeninin ve tedavi programının aksamaması için randevularınıza sadık olmaya ve zamanında gelmeye özen gösteriniz. Gelmeniz mümkün olmadığında, randevunuzu 24 saat öncesinden iptal ettiriniz. Randevu saatinde gelmemeniz durumunda, klinik yoğunluğuna bağlı olarak randevunuz başka bir güne ertelenebilir.

1. BİLGİLENDİRME

Tedavi başlangıcında, tedavi süresince ve kontrol amaçlı olarak tedavi sonrasında dış ve çevre dokuların ayrıntılı olarak incelenebilmesi için dişlerinizden veya çenelerinizden röntgen çekilmesi gerekebilir. Çekilen röntgen filmleri:

- Gözle yapılan muayenede fark edilemeyen çürük alanlarının (örneğin dişler arasındaki çürüklerin) ve mevcut olan dolguların altında gelişen çürük ya da diğer patolojilerin görülmesini sağlar.
- Dişeti hastalığı nedeniyle oluşan kemik kaybı hakkında bilgi verir.
- Kök kanalındaki sorunların görüntülenmesini sağlar.
- Diş kaynaklı enfeksiyonların kemik dokuya yayılıp yayılmadığını gösterir.
- İmplant hazırlığı ve yerleştirilmesinde, ortodontik tedavinin başında ve süresince yararlı ve gereklidir.
- Kemik ve yumuşak dokudaki kist, tümör gibi patolojilerin belirlenmesinde yardımcıdır.

Diş, çene ve yüz bölgenizden istenecek görüntüleme tetkikleri genel ya da ağız sağlığını etkileyecek durumların tanısı, tedavi planlaması ve tedavi aşamalarının takibi için gereklidir. Şu anda dış ve çevre dokuların görüntülenmesinde röntgene alternatif bir yöntem yoktur. Klinikimizde X-ışını kullanılarak ağız içerisinden ve ağız dışından röntgenler çekilmektedir. İstenecek röntgen tetkiki ve adedini hekiminiz belirler. Bunun yanında gerekli durumlarda 3 boyutlu dental bilgisayarlı tomografi çekilebilir. Röntgen çekiminde kullanılan X-ışını canlı doku için zararlıdır. Bu nedenle hekiminiz sizin tanınız, tedavi planmanız, tedavi aşamalarınızın takibi ve kontrol amacı ile gereken en az sayıda röntgen isteyecektir.

HAZIRLAYAN	KONTROL	ONAY
KALİTE BİRİMİ	BAŞHEKİM	DEKAN



AĞIZ, DIŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ HASTA AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU



Dok. No	HD.RB.42	Yürürlük Tarihi	30.03.2018	Rev. Tar/No	08.03.2022 / 01	Sayfa No	2 / 3
---------	----------	-----------------	------------	-------------	-----------------	----------	-------

Çocuk hastalarda (18 Yaş altı) radyografi zorunlu olduğu takdirde, mümkün olan en az sayıda alınır. Olası zararları önlemek için kurşun içeren malzemeden yapılmış tiroid koruyucu ve batin kısmını da örten kurşun önlük giydirilerek çekim yapılır.

Hamile hastalarda radyografi acil durumlarda ve mümkün olan en az sayıda alınır. Diş hekimliği radyolojisinde X-ışınları yalnızca baş ve boyun bölgesine yönlendirildiğinden, tüm ağız radyografilerinin (14 adet ağız içi film) alınması durumunda bile fetüsün alacağı doz, doğal kaynaklardan alınan doza göre çok daha düşüktür.

Ayrıca röntgen çekimi sırasında zararı en aza indirmek amacıyla gerekirse kurşun önlük, tiroid koruyucu gibi ek önlemler alınacaktır.

2. UYGULANACAK İŞLEMLER

• Ağız içi ve çevre dokuların muayenesi	☐
• Ağız içi radyolojik tetkik	☐
• Ağız dışı radyolojik tetkik	☐
• Vitalite testi	☐
• Fotoğraf Çekimi	☐
• Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT)	☐
• Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI)	☐
• Ultrasonografi (USG)	☐
• Biyopsi	☐

Tarih:

Hastadan sorumlu hekimin Adı-Soyadı:

Hastadan sorumlu öğretim üyesinin Adı Soyadı:

İmza:

İmza:

3. ONAM (İZİN, RIZA)

Diş Hekimi tarafından konulan tanı ve tedavi ile ilgili planlama, alternatif tedaviler, sonuçları, istenmeyen yan etkileri hakkında bilgilendirildim, anladım. Uygulanacak olan tedaviyi kabul ettim.

Tedavi süresinde/sırasında ortaya çıkabilecek yeni durumlarla planlamanın değişebileceği anlatıldı, anladım ve kabul ettim. Tedavi uygulanmadığı takdirde ortaya çıkabilecek olası riskler, tedavinin alternatif uygulamalarına göre maliyet hesapları, gerekli görüldüğü takdirde diğer hekimlerden konsültasyon istenebileceği konularında bilgilendirildim, anladım, kabul ettim.

HAZIRLAYAN	KONTROL	ONAY
KALİTE BİRİMİ	BAŞHEKİM	DEKAN



AĞIZ, DIŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ HASTA AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU



Dok. No	HD.RB.42	Yürürlük Tarih	30.03.2018	Rev. Tar/No	08.03.2022 / 01	Sayfa No	3 / 3
---------	----------	----------------	------------	-------------	-----------------	----------	-------

Tedavim/vasisi olduğum kişinin tedavisi hakkında merak ettiğim tüm sorulara cevap verildi. Yapılacak tedavilerin başarısının bana da bağlı olduğu, evde üzerime düşen ağız temizliği ve önerilere uymam gerektiği, vazgeçilmesi gereken zararlı alışkanlıklarla ilgili önerileri yerine getirme ve yazılacak reçetelerdeki ilaçları tarife uygun doz ve sürelerde kullanma gerekliliği anlatıldı, anladım ve kabul ettim.

Uygulanacak tedavilerin ağız ve diş sağlığını korumayı amaçladığını, tıbbi hizmetlerin özenle yürütüleceği ancak tıbbi işlemlerde sonucun garanti edilemeyeceği tarafıma anlatıldı, anladım ve kabul ettim. Hasta hakları ve sorumlulukları, hekim hakları ve yükümlülükleri konularında detaylı olarak bilgilendirildim.

(El yazınız ile "okuduğumu anladım, kabul ediyorum" yazınız).

.....

Kimlik bilgilerinin gizli tutulması ve yalnızca eğitim ve araştırma amaçlı kullanılması koşulu ile bana uygulanacak girişim/tedavi sırasında fotoğraf çekilmesine, tıbbi kayıtlarımın kullanılmasına izin (El yazınız ile "veriyorum" ya da "vermiyorum" yazınız.)

Tarih:

Hasta Adı-Soyadı:

T.C. Kimlik No:

İmza:

Hastanın Yasal Temsilcisi (Yakınlık Derecesi) Adı-Soyadı*:

T.C. Kimlik No:

Adres:

Telefon:

İmza:

(*) Yasal Temsilci: Resit ve/veya mümeyyiz olmayan kişiler yönünden veli veya vasisinin aydınlatılmış onamı gerekir.

HAZIRLAYAN	KONTROL	ONAY
KALİTE BİRİMİ	BAŞHEKİM	DEKAN

ÖZGEÇMİŞ

Arş. Gör. SERHAT EFEOĞLU

