



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN KONVANSİYONEL VE  
DİJİTAL GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARIYLA GERÇEKLEŞTİRİLEN  
IŞINLAMALAR SONUCU BAŞ-BOYUN BÖLGESİNDEKİ KRİTİK  
ORGANLARIN ALMIŞ OLDUKLARI RADYASYON DOZU  
MİKTARLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Hakan EREN

AĞIZ, DİŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Sebahat GÖRGÜN

2013-ANKARA

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN KONVANSİYONEL VE  
DİJİTAL GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARIYLA GERÇEKLEŞTİRİLEN  
IŞINLAMALAR SONUCU BAŞ-BOYUN BÖLGESİNDEKİ KRİTİK  
ORGANLARIN ALMIŞ OLDUKLARI RADYASYON DOZU  
MİKTARLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Hakan EREN

AĞIZ, DİŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Sebahat GÖRGÜN

2013-ANKARA

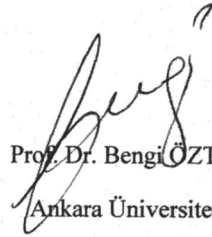
Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız Diş Çene Radyolojisi Doktora Programı

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından

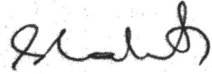
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 26/03/2013

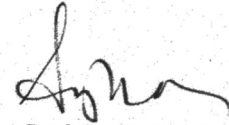


Prof. Dr. Bengi ÖZTAŞ  
Ankara Üniversitesi

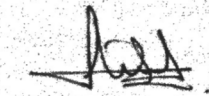
Jüri Başkanı



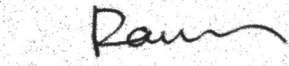
Prof. Dr. Sebahat GÖRGÜN  
Ankara Üniversitesi



Prof. Dr. Doğan BOR  
Ankara Üniversitesi



Prof. Dr. Nihal AVCU  
Hacettepe Üniversitesi



Doç. Dr. Rana NALÇACI  
Ankara Üniversitesi

**İÇİNDEKİLER**

İÇİNDEKİLER	iii
ÖNSÖZ	v
SİMGELER ve KISALTMALAR	.vi
ŞEKİLLER	vii
ÇİZELGELER	ix
1.GİRİŞ	1
1.1 Tarihçe	1
1.2 X-ışınlarının Elde Edilişi	3
1.3 Radyasyon Birimleri	3
1.3.1 Radyoaktivite Şiddet Birimi	3
1.3.2 Radyasyon Enerjisi Birimi	4
1.3.3 Radyasyon Şiddeti Birimi	4
1.3.4 Radyasyon Alan Şiddeti Birimi	4
1.3.5 Işınlama Birimi	4
1.3.6 Fiziki (Soğurulan) Doz Birimi	5
1.3.7 Biyolojik Doz Birimi	5
1.4 Radyasyonun Biyolojik Etkileri	5
1.4.1 Radyasyonun Moleküler Düzeyde (Kimyasal) Etkileri	6
1.4.2 Hücredeki Deterministik Etkiler	8
1.4.3 Doku ve Organlardaki Deterministik Etkiler	9
1.4.4 Sitokastik Etkiler	14
1.4.5 Radyasyonun Oral Mukozadaki Etkileri	16
1.5 Dental Radyolojide Kullanılan Görüntüleme Cihazları	20
1.5.1 İntraoral Görüntüleme Cihazları	20
1.5.2 Panoramik ve Sefalometrik Görüntüleme Cihazı	21
1.5.3 Bilgisayarlı Tomografi (BT)	21
1.5.4 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (KIBT)	22
1.6 Güvenli Radyasyon Dozu Sınırları	23

1.7 Radyasyon Dozu Ölçüm Yöntemleri	25
1.7.1 Termoluminesans Dozimetre (TLD) Tekniği	25
1.7.1.1 Fosforun Isıtılması	29
2.GEREÇ VE YÖNTEM	34
2.1 Gereç	34
2.1.1 Konvansiyonel İnaoral Dental Görüntüleme Cihazı	34
2.1.2 Dijital İnaoral Dental Görüntüleme Cihazı	35
2.1.3 Konvansiyonel Dental Panoramik ve Lateral Sefalometrik Cihazı	36
2.1.4 Dijital Dental Panoramik ve Lateral Sefalometrik Cihazı	37
2.1.5 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (KIBT)	38
2.1.6 Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı	39
2.1.7 Yumuşak ve Sert Doku Eşdeğeri Fantom Kafa	40
2.1.8 Termoluminesans Dozimetreler (TLD)	41
2.1.9 Model-3500 TLD Reader Cihazı	42
2.1.10 Rad-check İyon Odası	42
2.1.11 Sezyum-137 Işınlayıcı	43
2.1.12 Fırın	43
2.2 Yöntem	44
3.BULGULAR	47
4.TARTIŞMA	53
5.SONUÇ VE ÖNERİLER	78
ÖZET	80
SUMMARY	81
KAYNAKLAR	82
ÖZGEÇMİŞ	88

## ÖNSÖZ

Bu tez çalışması ile diş hekimliğinde x-ışını kullanılan tüm görüntüleme yöntemlerine yer verilerek bu cihazların etkin radyasyon dozları belirlenmiştir. Böylece diş hekimliğinde kullanılan görüntüleme cihazlarının etkin dozları ile ilgili tek bir kaynakta karşılaştırmalı sonuçlara ulaşma imkanı sağlanmıştır. Ancak hem etkin doz hem de görüntü kalitesi ile ilgili yapılacak daha çok çalışmaya ihtiyaç olduğu ortadadır. Bu noktadan hareketle bu tez çalışması tek başına bir anlam ifade etmemesine rağmen günümüzde kullanılan cihazların risk/yarar analizi bakımından daha etkin kullanılabilmesi için fayda sağlamaktadır.

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca her konuda desteğini hissettiğim, sabrını ve yardımını benden esirgemeyen, mesleki tecrübelerinden faydalandığım ve hayatım boyunca minnet duyacağım danışmanım Sayın Prof. Dr. Sebahat GÖRGÜN'e;

Tez çalışmamın her aşamasında sabırla tüm bilgi, deneyim, görüş ve imkanlarını sunarak çalışmalarına çok büyük katkı ve özveride bulunan Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyesi Sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a;

Laboratuvar çalışmalarım boyunca bana destek veren ve Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nün tüm laboratuvar şartlarını bana sunarak çalışmalarına katkıda bulunan Araştırma Görevlileri Şule KAYA KELEŞ ve Aytaç BARIŞ'a;

Bilgi ve deneyimleri ile her zaman bana yol gösteren, gerek diş hekimliği mesleği gerekse de akademik çalışmalar ile ilgili tecrübelerinden çok şey öğrendiğim ve daha fazlasını öğreneceğim Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nın çok değerli hocalarına;

Tez çalışmam sırasında bana teknik destek veren Tomoloji Görüntüleme Merkezi ve Ultramar Görüntüleme Merkezi'ne;

Tüm hayatım ve öğrenimim boyunca olduğu gibi doktora eğitimim sırasında da bana en büyük, sonsuz maddi ve manevi desteklerini veren, bundan sonra da hep yanımda olacaklarını bildiğim Annem'e ve Babam'a;

Son olarak eğitim hayatımın son üç yılında hayatıma giren ve en büyük yeri işgal eden, doktora eğitimimin en zor döneminde tüm desteğini yanımda bulduğum, hayat arkadaşım ve eşim İrem'e;

Sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

## SİMGELER ve KISALTMALAR

Al	Alüminyum
Bq	Becquerel
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Ci	Curie
Cu	Bakır
DAP	Air-kerma Dose Area Product
D(SP, x)	Hedef bölgedeki ölçüm miktarı
DNA	Deoksiribonükleik Asit
Dskel	Ortalama iskeletsel absorpsiyon dozu
E	Etkin Doz
ECC	Element Düzeltme Katsayısı
eV	Elektron Volt
FOPH	Federal Office Of Public Health
Gy	Gray
HT	T organ veya dokusundaki eşdeğer doz
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiation Protection
KF	Kalite Faktörü
R	Röntgen
SI	Uluslararası Birim Sistemi (System International d'Unites)
Rad	Radiation Absorbed Dose
RBE	Rölatif Biyolojik Etkinlik
Rem	Roentgen Equivalent Man
Sv	Sievert
LET	Lineer Enerji Transferi
pH	Bir çözeltinin asitlik veya bazlık derecesini tarif eden ölçü birimi
kVp	Kilovolt peak
KIBT	Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi
LiF2	Lityum Florür
m(AM,x)	Ölçüm yapılan bölgedeki kemik iliği miktarı
m(AM)	Tüm iskelet için kemik iliği miktarı
mA	Miliamper
mAs	Miliamper Saniye
µSv	Mikrosievert
µGy	Mikrogray
nC	Nano-coulomb
NCRPM	National Council On Radiation Protection and Measurements
NRPB	National Radiological Protection Board
RCF	Foto çoğaltıcı tüp akımını, soğurulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan dönüşüm katsayısı
TLD	Termoluminesans Dozimetre
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee On The Effects Of Atomic Radiation
WT	Doku ağırlık faktörü

## ŞEKİLLER

- Şekil 1.1a** Tek kristal yapıya sahip bir katının enerji bandı diyagramı
- Şekil 1.1b** Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan elektronlar ve hollerin tuzaklanması
- Şekil 1.1c** Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayınlaması
- Şekil 1.2** Bir TLD-100  $\text{LiF}_2$  fosforunun  $400^\circ\text{C}$ 'de 1 saat fırımlandıktan sonra verdiği tipik ışımaya eğrisi
- Şekil 1.3** 100 mR'de ışınlanan  $\text{LiF}_2$  ve  $\text{CaF}_2$  fosforlarının enerji davranışları
- Şekil 1.4** Bir TLD okuyucusunun temel parçaları
- Şekil 1.5** Isıtmanın ışımaya eğrisine etkisi
- Şekil 1.6** TLD okuyucusunun zaman-sıcaklık değerine göre davranışı
- Şekil 2.1** Konvansiyonel intraoral görüntüleme cihazı
- Şekil 2.2a** Dijital intraoral görüntüleme cihazı
- Şekil 2.2b** Görüntüleme cihazının dijital görüntüleme için üretilmiş zamanlayıcısı
- Şekil 2.3** Konvansiyonel dental panoramik ve sefalometrik görüntüleme cihazı
- Şekil 2.4** Dijital dental panoramik ve sefalometrik görüntüleme cihazı
- Şekil 2.5** Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) cihazı
- Şekil 2.6c** KIBT cihazıyla fantom kafadan elde edilen sagittal kesit görüntüsü
- Şekil 2.6d** KIBT cihazıyla fantom kafadan elde edilen aksiyel kesit görüntüsü
- Şekil 2.6a** KIBT cihazıyla fantom kafadan elde edilen 3 boyutlu model görüntüsü
- Şekil 2.6b** KIBT cihazıyla fantom kafadan elde edilen frontal kesit görüntüsü
- Şekil 2.7** Çok kesitli Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı
- Şekil 2.8** Çok kesitli BT cihazıyla elde edilen pilot topogram görüntüsü
- Şekil 2.9a** Çok kesitli BT cihazıyla mandibuladan elde edilen aksiyel kesit görüntüsü
- Şekil 2.9b** Çok kesitli BT cihazıyla maksilladan elde edilen aksiyel kesit görüntüsü
- Şekil 2.10** Rezin esaslı yumuşak ve sert doku eşdeğeri fantom kafa
- Şekil 2.11** Bakır taşıma kabına yerleştirilmiş Termoluminesans Dozimetreler ( TLD-100)



**Şekil 2.12** Model 3500 TLD Reader cihazı

**Şekil 2.13** TLD'lerin ısıtılmasında kullanılan fırın

## ÇİZELGELER

- Çizelge 1.1** ICRP tarafından belirlenen, radyasyon personeli ve halk için doz sınırları
- Çizelge 1.2** Etkin doz hesabında kullanılan doku ve organ ağırlık faktörleri (ICRP-103, 2007)
- Çizelge 3.1b** Çalışmamızda kullanılan görüntüleme cihazlarına ait olan bazı teknik özellikler
- Çizelge 3.1a** Çalışmamızda kullanılan görüntüleme cihazlarına ait olan bazı teknik özellikler
- Çizelge 3.2** Konvansiyonel ve dijital tüm ağız ışınlamalar için ölçülen organ absorpsiyon dozları (mGy)
- Çizelge 3.3** Konvansiyonel ve dijital 2 boyutlu ekstraoral ışınlamalar için ölçülen organ absorpsiyon dozları (mGy)
- Çizelge 3.4** 3 boyutlu dental görüntüleme sistemlerinde yapılan ışınlamalar için ölçülen organ absorpsiyon dozları (mGy)
- Çizelge 3.5** Konvansiyonel ve dijital intraoral görüntülemeler ile panoramik görüntülemeler için organların etkin doza katkısı ( $\mu\text{Sv}$ )
- Çizelge 3.6** Konvansiyonel ve dijital lateral ve posteroanterior sefalometrik görüntülemeler ile 3 boyutlu dental görüntülemeler için organların etkin doza katkısı ( $\mu\text{Sv}$ )
- Çizelge 4.1** Ludlow ve diğerlerinin yaptıkları çalışmada kullanılan görüntüleme teknikleri ve özellikleri (Ludlow, 2008)
- Çizelge 4.2** Davies ve diğerlerinin çalışmasında kullanılan ışınlama modları, ışınlama parametreleri ve hesaplanmış olan etkin dozlar
- Çizelge 4.3** Ludlow ve diğerlerinin yaptıkları çalışmada kullanılan cihazlarla hesaplanan etkin doz değerleri
- Çizelge 4.4** Jeong ve diğerlerinin yaptığı çalışmada kullanılan görüntüleme cihazlarının teknik özellikleri
- Çizelge 4.5** Jeong ve diğerlerinin çalışmasında tiroit bezi ve submandibuler tükürük bezi için absorpsiyon dozları
- Çizelge 4.6** Çalışmamızda kullanılan KIBT ve BT cihazları ile ölçülen absorpsiyon dozları

**Çizelge 4.7** Anson ve diğçerleri ile bizim çalışmamızda ölçülen bazı organ absorpsiyon dozu değerleri (mGy)

**Çizelge 4.8** Roberts ve diğçerlerinin çalışmasında kullanılan görüntüleme teknikleri ve hesaplanan etkin dozlar

# 1.GİRİŞ

## 1.1 Tarihçe

Günümüzde görüntüleme yöntemlerinin temelini oluşturan ve tıp biliminde yeni bir çağ açan x-ışınları, 1895 yılında Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Roentgen tarafından keşfedilmiştir. O tarihte Würzburg Üniversitesi'nde Fizik Profesörü olarak çalışmalarını sürdüren Roentgen, bir Crookes tüpünü indüksiyon bobinine bağlayarak, tüpten yüksek gerilimli elektrik akımı geçirdiğinde, tüpü siyah bir kartonla kapatmış olduğu halde, tüpten oldukça uzakta durmakta olan cam bir kavanoz içindeki baryumlu platinsiyandır kristallerinde bir takım pırıltıların oluştuğunu gözlemiştir. Bu tür pırıltılara neden olan ışınlar, o ana kadar bilinmemesinden dolayı x-ışınları adını vermiştir. Roentgen, tüpten yüksek gerilimli akım geçirildiğinde karşısındaki ekranda parıldamalar oluşturan ışınların değişik cisimleri, farklı derecelerde geçebildiğini ve kurşun plaklar tarafından ise tutulduğunu gözlemledi. Daha sonra, eliyle tuttuğu kurşun levhaların ekrandaki gölgesini incelerken kendi parmak kemiklerinin gölgelerini de fark etti. Bu olay üzerine, içinde fotoğraf plağı bulunan bir kasetin üstüne karısının elini yerleştirerek parmak kemiklerinin ve yüzüğünün görüntüsünü elde etti. Bayan Roentgen'in bu el grafisi ilk röntgen görüntüsü olarak tarihe geçmiştir (Oyar, 2003; Wilwerding, 2001).

Roentgen, tespitlerini ve bu yöntemle elde ettiği görüntüleri ilk olarak 28 Aralık 1895'te Würzburg Fiziksel Tıp Derneği'nde sunmuş, bu buluşla birlikte aynı yıl içinde günümüzdekilerle kıyaslanamayacak ölçüde basit ilk röntgen cihazları üretilmeye başlanmıştır (Oyar, 2003).

İlk dental radyograf uygulamasını Dr. Otto Walkhoff yaptı. Işınlama süresi 25 dakikayı gerektirdi. Hastanın çenesinden, üzeri fotografik emülsiyon kaplı siyah kağıt ile rubber-dam kaplamalı cam bir plaka üzerinde görüntü elde etti (Langland, 1995). Dental radyolojiye en büyük katkıyı ise dental radyografi ile elektriği birleştiren ve diş hekimi olan Dr. Edmund Kells yaptı. Kells, Roentgen'in buluşunu duyar duymaz diş hekimliğinde nasıl kullanılacağını üzerinde durmaya başladı. Prof. Brown Ayres'in yardımı ile Kells, bir tesla bobini ve birçok Hittorf-Crookes tüpü elde etti. Böylece, 1896 ilkbaharında ilk intraoral radyografiyi çekmeyi başardı. Daha sonra Dr. Kells kendi x-ışını dizaynını yapmayı ve diş, çene radyograflarının

çekilme tekniklerini araştırmaya başladı. Bununla birlikte x-ışınının diş hekimliğinde değişik kullanım alanlarının yanı sıra doğurduğu tehlikelerden de bahseden yayınlar yaptı.

X-ışınının azar azar alındığı zaman doğuracağı hayati tehlikeler bilinmiyordu. Kısa zamanda, ışına uzun süre maruz kalan hastalarda orta derecede deri enflamasyonları görüldü. Ancak bu enflamasyonların kısa bir süre sonra ortadan kalktığı tespit edildi (Langland, 1995).

Arka arkaya kısa süre ışınlamalar sonucunda hiçbir kötü etki olmadığı kanısı ile bilim adamları konu ile ilgilenmediler. İlk x-ışını makinalarının her defasında tüp ayarının yapılması gerekiyordu. Bunun için de operatörün elini tüp ile floroskop arasına koyarak tüpteki voltajı, reosta ile elinin en iyi görüntüsünü yakalayana kadar ayarlaması ile oluyordu. Dr. Kells'in de 12 yıl boyunca uyguladığı yöntem bu idi. Daha sonra her iki elinde de kanseröz lezyonlar ortaya çıktı. Kells, birçok amputasyon da dahil 35 operasyon geçirdi. Ancak 1928 yılında ümitsiz bir vaka olduğu düşüncesi ile intihar etti (Langland, 1995; Wilwerding, 2001).

X-ışınları ile ilgili ülkemizdeki ilk uygulamalar tıp dışı kişiler tarafından gerçekleştirilmiştir. Ülkemizde x-ışınlarını üreten ilk kişinin Galatasaray Lisesi fizik ve matematik öğretmeni Mösyö Izuar olduğu bildirilmektedir. Mösyö Izuar, para cüzdanı içindeki metal paraları x-ışını kullanarak görüntülemiş, ayrıca 11 yaşındaki oğlunun el grafisini elde etmiştir. Fotoğrafçı Halit Bey'in ise hemen hemen aynı sırada benzer bir yöntem ile kurşun kalem içindeki kurşun kırıklarını görüntülediği bildirilmektedir (Oyar, 2003).

Ülkemizde tıp kökenli kişilerce x-ışınlarının ilk kullanılması ise 1896 yılına dayanmaktadır. Mülkiye-i Tıbbiye Mektebi'nden ( Askeri Tıp Mektebi) yeni mezun olan Doktor Yüzbaşı Esad Feyzi, asistanı olduğu fizik bölümünde Crookes tüpü ve Ruhmkoff bobini kullanarak, arkadaşları ile birlikte gerçekleştirdiği deneylerle ülkemizde ilk radyografileri elde etmiştir. Bu çalışmalar sonrası Dr. Esad Feyzi, Osmanlı-Yunan savaşında görevlendirilmiş, Dünya Tıp Tarihinde ilk kez ateşli silah yaralanmasına maruz kalmış askerlerdeki kurşunlar, çekilen radyografilerle tespit edilmiştir. Dr. Esad Feyzi, savaş sonrası 1898 yılında, x-ışınları ile ilgili tecrübelerini ve çalışmalarını Röntgen Şu'abatı ve Tatbikatı Tıbbiye ve Cerrahiyesi adlı bir kitapta toplamıştır. Bu kitap aynı zamanda ülkemizde x-ışınları ile ilgili yazılmış ilk kitaptır

(Oyar, 2003).

Dental arkların tümünü tek bir planda gösterme fikri ilk defa 1904 yılında Bouchacourt tarafından ortaya atılmıştır. Daha sonra 1949 yılında Prof. Dr. Yrjo V. Paatero'nun çalışmalarıyla ilk panoramik radyografi tekniği geliştirildi (Paatero, 1949). Sonraki yıllarda Bilgisayarlı Tomografi'nin (BT) düşünsel ve matematiksel temelleri atıldı. 1972 yılında Sir Godfrey Hounsfield tarafından ilk BT geliştirildi (Ambrose, 1973). Takip eden yıllarda ise diş hekimliği alanına özel olarak geliştirilen Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) tekniği ilk defa tanıtıldı (Mozzo, 1998).

## 1.2 X-ışınlarının Elde Edilişi

Radyografide ve radyoterapide kullanılan x-ışınları, havası boşaltılmış bir tüp içinde, yüksek gerilim altında ısıtılan katottan çıkan elektron demetinin hızlandırılarak anota çarpması ile elde edilmektedir. Elektronların anottaki hedefe çarpması sonucu kinetik enerjilerinin bir kısmı x-ışını fotonlarına dönüşür. Bu dönüşüm elektronların sahip olduğu kinetik enerjinin %0,2'si kadardır. Geriye kalan %99,8'i ısıya dönüşür. Bu x-ışını dönüşüm olayı, frenleme ve karakteristik radyasyon olarak iki şekilde tanımlanmaktadır (Bushong, 2008).

## 1.3 Radyasyon Birimleri

İyonlaştırıcı radyasyonun tanı ve tedavi yöntemi olarak kullanılmaya başlanması ile radyasyon ölçüm değerlerine ihtiyaç duyulmuş, radyasyonla ilgili sınırlayıcı birimler geliştirilmiştir. Bu birimlerden ilk olarak Röntgen (R) tanımlanmış, ardından diğerleri gelmiştir. Yakın geçmişe kadar kullanılan geleneksel radyasyon birimleri, 1986 yılında değişikliğe uğramış ve yerine Uluslararası Birim Sistemi (System International d'Unites - SI) kullanılmaya başlanmıştır (Oyar, 2003; TAEK, 2009).

### 1.3.1 Radyoaktivite Şiddet Birimi

Radyoaktivite şiddet birimi Becquerel (Bq) veya Curie (Ci)'dir. Curie, geleneksel birimdir ve saniyede  $3,7 \times 10^{10}$  çekirdeğin parçalandığı bir maddede radyoaktivitenin şiddeti 1 Ci'dir.

Becquerel ise radyoaktivite şiddetinin SI'ye göre yeni birimidir ve saniyede 1

çekirdeğin parçalandığı bir maddede radyoaktivitenin şiddeti 1 Bq'dir. Bu iki birimin birbirine dönüşümü  $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$  (Giga Becquerel) şeklindedir.

### 1.3.2 Radyasyon Enerjisi Birimi

Radyasyon enerjisi, bir elektronun vakum içerisinde ve 1 volt (V)'luk potansiyel farkına sahip bir elektriksel alanın etkisi ile hızlandırıldığında kazandığı kinetik enerji olup birimi elektronvolt (eV)'tur. Elektronvolt çok düşük değerde bir birim olduğundan pratikte genelde kilo elektronvolt (keV=103 eV) veya mega elektronvolt (MeV=106 eV) şeklinde kullanılmaktadır.

Radyasyon enerjisinin dönüşümü  $1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ Joule (J)}$  olarak ifade edilir.

### 1.3.3 Radyasyon Şiddeti Birimi

X ya da  $\alpha$ -ışını kaynaklarının, kaynağın 1 m. uzağında yarattıkları radyasyon şiddetine verilen isimdir. Kaynağın radyasyon anma şiddeti olarak da isimlendirilir. Birimi, geleneksel sisteme göre 1 metrede Röntgen/saat (R/s), SI'e göre ise 1 metrede Gray/saniye (Gy/sn)'dir. Bu birimlerin birbirine dönüşümü ise;

$1 \mu\text{Gy (mikrogray/sn)} = 0,4124 \text{ R/s}$  veya  $1 \text{ R/s} = 2,425 \text{ Gy/sn}$  şeklindedir.

### 1.3.4 Radyasyon Alan Şiddeti Birimi

Radyasyon alan şiddeti, birim alanda maruz kalınan radyasyon miktarıdır. Geleneksel birimi Röntgen/saat (R/s), SI'e göre birimi Coloumb/kilogram/saniye (C/kg/sn)'dir.

### 1.3.5 Işınlama Birimi

Işınlama birimi, enerjileri 3 MeV'a kadar olan x-ışınları ya da  $\alpha$ -ışınları için tarif edilmiş bir birim olup bu radyasyonların havada meydana getirdikleri iyonlaşmanın ölçüsüdür. Geleneksel birimi, normal şartlar altında ( $0^\circ\text{C}$ , 760 mm Hg basınç altında)  $1 \text{ cm}^3$  havada (0,001293 gr), 1 elektrostatik yük birimi oluşturan (1 elektrostatik ünite =  $2,08 \times 10^9$  iyon çifti) x ya da  $\alpha$ -ışını miktarı 1 Röntgen'dir.

SI'e göre ise normal şartlar altında, 1 kg hava içinde, 1 Coulomb'luk elektrik yüküne eşdeğer iyon çifti oluşturan X ya da  $\alpha$ -ışını miktarı 1 Coulomb/kilogram (C/kg)'dir. Bu iki birimin birbirine dönüşümü  $1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$  veya  $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4}$

C/kg hava şeklindedir.

### 1.3.6 Fiziki (Soğurulan) Doz Birimi

Radyasyon absorpsiyon dozu veya soğurulan doz birimi geleneksel rad birimi olarak tanımlanmıştır. Rad, bir ışınlama sırasında, ışınlanan maddenin 1 gramının absorbe ettiği enerji 100 erg ( $6,2 \times 10^7$  MeV) olduğunda alınan dozdur. Rad'ın SI'ye göre yeni birimi Gray (Gy)'dir. Gray, bir ışınlama esnasında, ortalama 1 Joule/kilogram (J/kg) enerji aktaran radyasyon dozudur. Birimlerin birbirine dönüşümü,  $1\text{Gy} = 1\text{ J/kg} = 10^4\text{ erg} = 100\text{ rad}$  şeklindedir.

### 1.3.7 Biyolojik Doz Birimi

Radyasyonun canlı dokularda soğurulan miktarını ifade etmek için farklı bir birim olan biyolojik doz birimi kullanılmaktadır. Biyolojik doz biriminde, radyasyonun biyolojik etkisi sadece radyasyonun canlı dokulara aktardığı enerji miktarına değil, aynı zamanda radyasyonun cinsine ve diğer bazı faktörlere bağlıdır. Bu nedenle radyasyonun canlı dokular üzerindeki etkilerini belirlemede kullanılacak doz biriminin tüm bu faktörleri kapsamaması gerekmektedir. Bu faktörler kalite faktörü (KF) veya rölatif biyolojik etkinlik (RBE) adı altında toplanmıştır.

Biyolojik dozun geleneksel birimi Roentgen equivalent of man sözcüklerinin baş harflerinden oluşan Rem'dir. Rem, Rad ile KF'nin çarpımından oluşmaktadır. Rem'in SI'ye göre yeni birimi Sievert (Sv) olup Gy'in KF veya RBE ile çarpımıdır.

Her radyasyon çeşiti için farklı bir KF değeri verilmiştir. Bu amaçla x-ışınının kalite faktörü 1 olarak belirlenmiş, diğer radyasyonların kalite faktörleri ise oluşturabilecekleri zararlı etkilerinin x-ışını ile karşılaştırmasına bağlı olarak tayin edilmiştir. Buna göre  $\gamma$  ve  $\beta$ -ışınlarının KF'si 1 olarak belirlenmiştir. Yavaş nötronların katsayısı 4-5, enerjisi 2 MeV olan hızlı nötronların ve protonların katsayısı 10,  $\alpha$ -ışınlarının katsayısı ise 20 ile gösterilmiştir. Birimlerin birbirine dönüşümü,  $1\text{ Sv} = 100\text{ Rem}$  veya  $10\ \mu\text{Sv} = 1\text{ mRem}$  şeklindedir.

## 1.4 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

X-ışınlarının tıbbi amaçlı kullanılmasından kısa bir süre sonra radyasyonun zararlı



etkileri de belirtilmiş ve x-ışınlarına bağlı ilk kanser vakası 1902 yılında rapor edilmiştir. X-ışını dışında uranyum, plutonyum ve radyum gibi doğal radyoaktif maddelerin kullanıldığı sanayi kollarında çalışan işçilerde ortaya çıkan ve geçmeyen el ve vücut yaraları, cilt kanserleri ve hematopoetik sistem bozuklukları gibi rahatsızlıklar radyasyona maruz kalmanın büyük bir risk olduğunu ortaya koymuştur (Oyar, 2003; Bozbıyık, 2002).

Radyasyonun bu kadar ciddi zararları olabileceğinin anlaşılması üzerine radyasyondan korunmak amacıyla 1928 yılında Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi oluşturulmuştur. 1950 yılında Radyolojik Korunmada Uluslararası Komisyon (ICRP) adı altında yeniden yapılanarak günümüze kadar gelmiştir. Bu komisyonun yaptığı çalışmalar sonucunda teşhis ve tedavi amaçlı radyasyonun deterministik ve sitokastik etkilere yol açtığı, bu türden zararlı etkilerin oluşması için kısa veya uzun süreli bir latent periyot geçmesi gerektiği belirtilmiştir. Ayrıca radyasyonun her doku veya organda farklı etkiler ortaya çıkardığı ve radyasyonun zararlı etkilerinin vücudun tümü veya bir bölümünün ışınlanmasına göre de değişiklik gösterdiği ifade edilmiştir (Oyar, 2003; Bozbıyık, 2002).

Doğal ve yapay radyasyon kaynaklarından alınan radyasyonun organizmayı etkilemesi sonucu, çok sayıda hücre ölümü gibi deterministik etkiler ortaya çıkabildiği gibi ölümcül olmayan ancak kanser formasyonu veya genetik mutasyonlara neden olan hücresel etkiler gibi sitokastik etkiler de oluşabilir. Tüm bu etkiler, moleküler ve hücresel düzeyde ortaya çıkmaktadır ve sonuçta doku, organ ve sistemleri etkilemektedir.

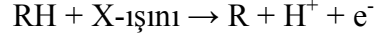
#### **1.4.1 Radyasyonun Moleküler Düzeyde (Kimyasal) Etkileri**

Radyasyon, canlı sistemlerde direkt ve indirek olarak etki eder. Bir foton veya sekonder elektronun sahip olduğu enerji, biyolojik molekülleri iyonize ettiği zaman ortaya çıkan etki direkt etkidir. Bunun yanında bir foton, organizma içerisinde su tarafından absorbe edilip su moleküllerinin bir kısmını iyonize edebilir. Sonuçta oluşan moleküller serbest radikallere dönüşür ve biyolojik moleküllerde değişikliğe yol açarlar. Bu şekildeki bir etki ise indirek etki olarak adlandırılır (White, 2009).

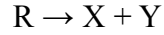
Radyasyonun direkt etkisinde; biyolojik moleküller iyonize radyasyon enerjisini absorbe ederek stabil olmayan serbest radikaller oluştururlar. Serbest

radikallerin ortaya çıkması, molekülün bir fotonla etkileşmesinde  $10^{-10}$  saniye gibi bir süre sonra gerçekleşir. Serbest radikallerin reaksiyona girme potansiyeli çok yüksektir ve ömürleri de çok kısadır. Bu yüzden ayrışma veya çapraz bağlanma yoluyla hemen stabil yapılar haline dönüşürler. Serbest radikaller, biyolojik moleküllerdeki moleküler değişikliklerin ortaya çıkmasında baskın rol oynarlar.

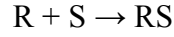
Serbest radikal oluşumu:



Ayrışma:



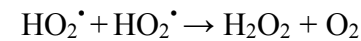
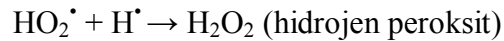
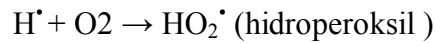
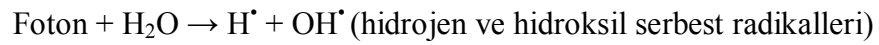
Çapraz bağlanma:



Değişikliğe uğrayan biyolojik moleküller hem yapısal hemde fonksiyonel olarak orijinal molekülden farklı olduklarından dolayı radyasyona maruz kalmış bir organizmada ortaya çıkan sonuç bir biyolojik değişikliktir. X-ışını ile ekspoz sonucu ortaya çıkan biyolojik etkilerin yaklaşık üçte biri direk etki sonucu oluşur (White, 2009).

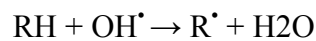
Radyasyonun indirek etkisinde ise; su moleküllerinin radyasyona maruz kalmasıyla etkileşmesiyle ortaya çıkan hidrojen ve hidroksil serbest radikalleri organik moleküllerle reaksiyona girerler. Hidrojen ve hidroksil serbest radikallerinin organik moleküllerle etkileşimi sonucunda ise organik serbest radikaller ortaya çıkarlar. Radyasyon nedeniyle ortaya çıkan biyolojik hasarın üçte ikisi indirek etkilerden kaynaklanır (White, 2009).

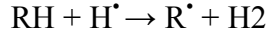
Radyasyonun suyla etkileşimi sonucu ortaya çıkan ürünler:



Hem peroksil radikalleri hem de hidrojen peroksit okside edici ajanlardır ve aynı zamanda iyonize radyasyon tarafından dokularda üretilen primer toksinlerdir.

Bazı reaksiyonlarda ise bir hidrojen atomunun eksilmesi sonucu organik serbest radikaller oluşur:





Bu tarz bir hasarın ortaya çıkmasında OH serbest radikali daha büyük önem taşır. Bu reaksiyonlar sonucu ortaya çıkan organik serbest radikaller de stabil olmayan moleküllerdir ve hemen stabil hale geçerler. Sonuçta oluşan değiştirilmiş moleküller de orijinal moleküllerden farklı kimyasal ve biyolojik özelliklere sahiptirler.

Hem direk hem de indirek etkileşimler yaklaşık  $10^{-5}$  saniye içerisinde gerçekleşirler. Sonuçta oluşan hasarın etkilerinin ortaya çıkması ise saatler ve hatta yıllar alabilir (White, 2009; Bulut, 2011).

#### 1.4.2 Hücredeki Deterministik Etkiler

Hücre içerisindeki yapılarda radyasyonun etkileri, bu yapıların makromoleküllerinin radyasyon tarafından değiştirilmesi sonucu oluşur. Öncül moleküler değişiklikler, ışınlama sonrası saniyeden daha kısa bir sürede oluşmasına rağmen hafif bir ışınlama sonrası hücresel değişikliklerin görünür hale gelmesi için bir kaç saat gerekir. Bu değişiklikler öncelikle hücre organellerindeki yapısal ve fonksiyonel değişikliklerdir ve hücrenin ölümüne neden olabilir (White, 2009).

Hücre çekirdeği, özellikle hücre bölünmesi döneminde sitoplazmaya göre daha radyosensitiftir. Kromozomlar içerisinde ise en hassas bölge DNA'dır.

Kromozomlar radyasyon kazaları için önemli bir belirteçtir. Bunun nedeni çok kolay görülüp sayılabilmeleridir ve kromozomdaki hasarın boyutu hücrenin ömrüyle ilişkilidir. Radyasyona maruz kalan hücrede kromozom anomalileri mitoz bölünmede DNA'nın kısalması sırasında gözlenir. Gözlemlenebilir hücre hasarının tipi, hücrenin radyasyona maruz kaldığı sırada siklusta hangi evrede olduğuna bağlıdır.

Eğer ekspoz, DNA sentezi sonrası meydana gelirse etkilenen kromozomun yalnızca bir kolu kırılır. Bunun yanında, DNA'nın kendini kopyalamasından önce radyasyona bağlı kırılma gerçekleşirse ortaya çıkan hasar bir sonraki mitoz bölünmede her iki kolda kırılma şeklinde ortaya çıkar. Birçok önemsiz kırılma ise biyolojik süreç içerisinde tamir edilerek hasara sebep olmaz.

Kromozom anomalileri, tanısal radyasyona maruz kalmış bir hastanın periferik dolaşımdaki lenfosit hücrelerinde tespit edilmektedir. Buna ek olarak Hiroshima ve Nagasaki'de atom bombalarından kurtulanlarda patlama sonrası 20 yıldan daha uzun

bir süre, periferik dolaşımdaki lenfosit hücrelerinde kromozom anomalileri gösterilmiştir. Kromozom anomalilerinin sıklığı, genellikle alınan radyasyon miktarıyla doğru orantılıdır (Gusev, 2001).

Radyasyon, özellikle deri, bağırsak mukozası veya hematopoetik dokular gibi hızlı hücre bölünmesi sistemine sahip dokularda daha çok hasar vericidir. Bu gibi hücre kümelerinin ekspozu sonucu ışın alan dokuların hacminde bir azalma (atrofi) meydana gelir. Bunun nedeni siklus sırasında hücrelerin gelişmesinin durmasına bağlı olarak mitoz bölünmenin gecikmesi ve genellikle mitoz bölünme sırasındaki hücrelerin ölümüdür.

Aynı bireyin farklı dokularındaki birbirinden farklı hücrelerin radyasyona verdikleri cevap çok farklı olabilir. Bu değişkenlik ilk olarak 1906 yılında Fransız radyobiologlar Bergonié ve Tribondeau tarafından belirlenmiştir. Araştırmacılar, radyasyona en hassas (radyosensitif) hücrelerin:

- Yüksek mitotik aktiviteye sahip olduklarını,
- Gelecekte birçok mitoz bölünme geçireceklerini,
- Diferansiyasyon (farklılaşma) derecelerinin çok düşük (primitif) olduğunu gözlemlemişlerdir.

### **1.4.3 Doku ve Organlardaki Deterministik Etkiler**

Bir doku veya organın radyosensitivitesi, organ veya dokunun radyasyona verdiği tepkiyle ölçülür. Az bir miktar hücre kaybı, birçok organın fonksiyonunu etkilemez. Ancak birçok hücrenin kaybıyla birlikte, gözlemlenebilir etkiler ortaya çıkar. Bu değişikliklerin şiddeti maruz kalınan radyasyon dozuna ve kaybedilen hücre miktarına bağlıdır. Lokalize bir bölgeye verilen düşük dozlu radyasyon, ilgili dokuda hasara yol açabilirken, aynı miktarlarda radyasyonun tüm vücuda verilmesi sonucu birçok radyosensitif organ veya dokuda hasar ortaya çıkabilir (White, 2009).

#### **1.4.3.1 Kısa Dönem Deterministik Etkiler**

Herhangi bir dokuda radyasyonun kısa dönem etkileri (ekspoz sonrası ilk birkaç gün ile birkaç hafta sonra görülen etkiler) primer olarak o dokunun parankimal hücrelerinin hassasiyetiyle değerlendirilir. Kemik iliği, ağız mukozası gibi devamlı proliferasyon yapan hücrelere sahip dokular düşük doz radyasyonla ışınlandığında hücreler

öncelikle reproduktif ölüm, bystander etkisi ve apoptozis yoluyla ölürlür. Ölen hücre miktarı, kök hücre havuzundaki hasara ve etkilenen hücre topluluğunun proliferasyon derecesine bağlıdır. Bu gibi dokularda radyasyonun etkisi, olgun hücrelerin sayısındaki azalma olarak ortaya çıkar. Çok nadir veya hiç bölünme görülmeyen hücrelerden oluşan dokularda (nöral dokular veya kas dokusu), kısa vadede hemen hemen hiç radyasyona bağlı hipoplazi görülmez.

0,25 Sv'e kadar tüm vücut ışınlamalarında herhangi bir klinik etki ortaya çıkmaz.

0,25-0,5 Sv tüm vücut ışınlaması sonrası tetkiklerde kan tablosunda geçici, hafif değişiklikler görülebilir.

0,5-1 Sv ani doz alımında, kişi hiçbirşey hissetmeyebilir ya da hafif mide bulantısı ve kusma görülebilir. Kan sayımında lökosit sayısında azalma ve oranında değişme saptanır. Bu değişiklik herhangi bir tıbbi tedaviye gerek kalmadan kendiliğinden düzelir. Ancak önlem olarak kişi bir kaç gün gözlem altında tutulmalıdır. 0,5-1 Sv'lik radyasyona maruz kalmış kişilerin yaşam sürelerinde kısalma olasılığı vardır.

1-2 Sv radyasyon dozu alan kişi, almış olduğu radyasyonun ortaya çıkardığı rahatsızlıkları hissetmeye başlar. Bu tip hastalar hafif derecede radyasyon hastası kabul edilir. Kişi bu durumda, ilk gün içinde başlayan ve bir süre devam eden mide bulantısı, kusma, iştahsızlık ve halsizlik belirtileri gösterir. 1,4 Sv üzeri dozlarda ciltte eritem oluşabilir. Orta derecede lökopeni görülür. Hematopoetik dokular dışında diğer değişiklikler genellikle birkaç hafta içinde kendiliğinden kaybolur. Bu grup hastalara semptomatik tedavi endikedir.

2-3 Sv ani tüm vücut radyasyon dozu alımında, bu dozu alan kişi orta derecede radyasyon hastası olarak tanımlanır. Hafif radyasyon hastasında görülen rahatsızlıklar hem daha ağır hem de daha uzun süreli görülürken bunlara ilave olarak boğaz yanması, ishal, kilo kaybı, solukluk, ciltte kırmızı lekeler ortaya çıkar. Bu tür bulgular tıbbi tedavi gerektirir ve yaklaşık üç ay gibi bir sürede iyileşir. Bu tip hastalarda çok düşük de olsa iki ay gibi bir sürede ölüm görülebilir.

3-6 Sv ani tüm vücut radyasyon dozu alımında kişi ağır radyasyon hastası olarak nitelendirilir. Radyasyona maruz kalınmasını takip eden ilk saat içinde kişide, diğer rahatsızlıklar daha şiddetli ve uzun süreli seyrederken ek olarak yüksek ateş,

ciltte morarma ve yanıklar, mukozalarda kanayan yaralar, saç ve kıllarda dökülme, aşırı kilo kaybı görülür. Tedavide; lökopeni, purpura ve kanamaya karşı kan transfüzyonu ile enfeksiyona karşı antibiyotikler verilir. Tedaviye rağmen hastaların yarısında 2 ay içinde ölüm kaçınılmazdır.

6-10 Sv ani tüm vücut radyasyon dozu almış bir kişide kan yapıcı organlar, sindirim sistemi, yaklaşık yarım saat içinde çok büyük hasara uğrar. İleri derecede lökopeni, kanama, purpuralar; enfeksiyon, ateş, ağır ishal ve kramplar; uyuşukluk söz konusudur. Elektrolit dengesinin sağlanması dışında bu tip hastalarda fazla uygulanacak bir tedavi yoktur. Hastaların yaklaşık %80 ile %100'ü 2-8 hafta içinde ölür.

10-15 Sv tüm vücut ışınlamalarında ışına maruz kalan kişide gastrointestinal sistem tamamen zarar görerek fonksiyon dışı kalır. Hasta için uygulanacak herhangi bir tedavi yoktur ve hasta 2 gün içinde ölür.

20 Sv ve üzeri tüm vücut ani radyasyon dozuna maruz kalan kişi için ölüm kesindir. 50 Sv'in üzerindeki dozlarda santral sinir sistemi, solunum ve kan dolaşımı gibi hayati vücut fonksiyonlarını kontrol edemez. Değişiklikler çok hızlı ortaya çıkar ve hasta saatler içinde ölür (Oyar, 2003; Yaren, 2005).

#### **1.4.3.2 Uzun Dönem Deterministik Etkiler**

Radyasyonun doku ve organlardaki uzun dönem deterministik etkileri (ekspozdan sonraki aylar veya yıllar içerisinde ortaya çıkan etkiler), o doku veya organın parankimal hücrelerinin ölmesi ve yerine fibröz bağ dokusunun alması şeklinde görülür. Bu değişiklikler, bölünebilen hücrelerin reproduktif ölümü ve normal damar sisteminin hasar görmesi sonucu olur. Kapillerlerdeki hasar, damar lümeninin daralmasına ve olası damar tıkanmasına yol açar. Bu durum, damarla beslenen dokuların oksijen, besin veya artık maddelerinin taşınmasını engeller ve o damarla beslenen tüm hücrelerin ölümüne neden olur. Bunun sonucu olarak da hem radyosensitif hem de radyorezistan parankimal hücrelerin fibröz bağ dokusuyla yer değiştirmesine, yani progresif fibroatrofiye neden olur.

Bu tip etkiler tek bir ışınlama sonrası ortaya çıkabildiği gibi uzun süreli ve az miktarlarda daimi radyasyona maruz kalan kişilerde de benzer etkiler ortaya çıkabilir. Radyasyonun geç etkilerinin başında kısırlık ve katarakt gelmektedir. Göz merceği,

birçok doku veya organın aksine hücre yenilenmesi ve çoğalması göstermediğinden radyasyondan etkilenmesi çok önemlidir. Daha çok nötronların hasarından etkilenen göz merceği için maksimum müsaade dozu, diğer organlar için belirtilen dozların %30'u düzeyinde belirlenmiştir. Özellikle non-televize floroskopik çalışmalarda, gözlerin ve göz merceğinin korunmasına yönelik kurşun camlı gözlüklerin kullanılması gerekmektedir. Yaklaşık 15 yıl ve üzerinde devamlı olarak korunma şartlarını yerine getirmeden radyasyona maruz kalan kişilerde katarakt riski oldukça yüksektir. Yavaş yavaş, yıllar içerisinde ve tolere edilerek alınacak 15 Sv'lik ışınlama dozu katarakt oluşturmazken, 2 Sv'lik ani radyasyon dozu, 5 yıllık latent periyot sonrasında katarakta yol açar.

Radyasyona maruz kalmış çocuklarda büyüme ve gelişim bozulmaktadır. Bu çocuklarda düşük kilo, boy kısalığı ve iskeletsel gelişim geriliği gözlenmektedir. Çocuk ne kadar erken radyasyona maruz kalırsa büyüme ve gelişimdeki aksamalar da o kadar şiddetli olmaktadır. Kemik yapılar özellikle çocukluk döneminde kemik iliğindeki hematopoetik aktivitenin varlığına bağlı olarak radyasyondan fazlasıyla etkilenmektedir. Bazı izotopların kemik dokusu içerisinde birikmesine bağlı olarak uzun vadede tümör oluşumu da görülebilir.

Üreme organları ve üreme hücreleri, radyasyona en duyarlı organ ve hücrelerdir. Tek bir ışınlamaya maruz kalınan 0,25 Sv'in altındaki dozlar üreme hücrelerinde herhangi bir değişikliğe neden olmazken, 1 Sv'lik ani radyasyon dozu erkekte sperm, kadında ise yumurta üretimini geriye dönüşümlü olarak yavaşlatmaktadır. 4 Sv ve üzeri radyasyon dozlarında ise kısırlık kaçınılmazdır (White, 2009). Üreme hücreleri içinde radyasyona en hassas olanlar spermatogonium'lardır. Bu yüzden üreme hücrelerinde fonksiyonel değişikliğe neden olabilecek asgari dozlar kadınlarda, erkeklere oranla daha yüksektir.

Gebelikte radyasyona en hassas dönem, hamileliğin 18-48. günleri arasındır. Düşük dozların, ovumun döllenenmesini takip eden ancak uterusu implantasyonundan önceki periyotta (18. günden önce) alınması, fetusun oluşmasını engelleyerek abortusa sebep olabilmektedir.

Akciğer dokusu, radyasyondan direk ve indirek olmak üzere iki şekilde etkilenmektedir. Direk yolla etkilenim; alveol ve bunları besleyen hücrelerin, dışarıdan gönderilen iyonize ışınlar ile tahrip edilmesi sonucunda oluşur. Buna karşın

indirek etkilenim; havadan radyoaktif toz veya buharın inhalasyonu sonucu ortaya çıkar. İndirek yolla etkilenimin sonuçları, direk yola göre çok daha ciddidir. İndirek yolda çözünebilir radyoaktif parçacıklar alveol duvarından geçtikten sonra kana karışarak dolaşıma geçmekte ve vücudun diğer organlarında hasar oluşturmakta iken, çözünemeyen radyoaktif parçacıklar akciğer neoplazmlarına zemin hazırlamaktadır (Oyar, 2003).

#### 1.4.3.3 Deterministik Etkiye Verilen Cevabı Etkileyen Faktörler

Hücre, doku veya organların radyasyona gösterdikleri direnç, ışınlama koşulları ve hücre koşullarına bağlıdır.

- Radyasyon dozu; ekspozite edilmiş doku veya organdaki deterministik hasarın şiddeti, alınan radyasyonun miktarına bağlıdır. Sıklıkla, daha azıyla herhangi bir yan etkinin görülmediği eşik radyasyon değeri bulunur. Tüm canlılarda eşik değerinin üzerinde radyasyon alındığında ortaya çıkacak hasar, radyasyonun miktarına bağlıdır.

- Radyasyon dozu oranı; radyasyon dozu oranı aslında ışınlama oranı anlamındadır. Örneğin; 5 Sv radyasyon dozu tek seferlik yüksek doz oranıyla verilebildiği gibi 5 mSv'lik düşük dozlarda zaman içerisinde kesirli olarak da verilebilir. Canlılara yüksek doz oranıyla verilen aynı radyasyon miktarı, düşük doz oranıyla kesirli olarak verilen radyasyondan çok daha yıkıcı olacaktır. Eğer bir organizma düşük doz oranlarıyla kesirli olarak ışın alırsa bu olay, doku veya organlarda tamir imkanı verecek ve alınacak hasar azalacaktır. Ancak toplam tanısal ışınlama dozları düşük olmasına rağmen background radyasyona oranla daha yüksek doz oranıyla verilmektedir.

- Oksijen; canlı dokuların radyorezistansı hipoksik ortamda 2 veya 3 kat artar. Oksijen varlığında çok daha fazla hücre hasarı ortaya çıkar. Bunun nedeni hidrojen peroksit veya hidroperoksil gibi serbest radikallerin oksijen varlığında daha çok oluşmasıdır.

- Lineer enerji transferi (LET); genel olarak, radyasyonun LET değeri yükseldiğinde, biyolojik etki için gereken doz miktarı azalır. Buna bağlı olarak yüksek LET radyasyonlar ( $\alpha$ -ışınları gibi), yüksek iyonizasyon yoğunlukları sayesinde DNA çift zincirinde hasara neden olduklarından dolayı biyolojik sistemlere daha çok zarar verirler. Düşük LET radyasyonun ışınları (x-ışını gibi), çok daha



seyrek ve düzenlidir. Dolayısıyla DNA'nın ancak tek zincirinde hasar oluşturabilir. Böylece daha az biyolojik hasara yol açar (White, 2009).

#### **1.4.4 Sitokastik Etkiler**

Sitokastik etkiler radyasyondan etkilenen bireyin DNA'sında ölümcül sonuçlar doğuran değişiklikler yaparlar. Bu duruma uygun en önemli değişiklik karsinogenezdır. Sık görülmemekle beraber radyasyon, genetik etkilere de neden olabilmektedir.

##### **1.4.4.1 Karsinogenez**

Radyasyon, DNA'da modifikasyona neden olarak kansere yol açar. En çok bilinen mekanizma radyasyona bağlı gen mutasyonlarıdır. Radyasyon hücrede değişikliğe neden olarak hücrenin terminal diferansiyasyona uğramasını engeller. Ayrıca hücreleri, çoğalmaları için uyardığını gösteren deliller vardır. Tümör baskılayıcı genlerde meydana gelebilecek bir mutasyon ise bu genlerin fonksiyon kaybına neden olabilir. Teorik olarak düşük doz radyasyon, tek bir hücrede kanser gelişimini tetikleyebilir. Ancak radyasyona bağlı kanser gelişimi ile ilgili elde edilen bilgiler daha çok yüksek doz radyasyona maruz kalan insanlardan elde edilir. Belirtilen durumların ortaya çıkması bakımından mutlak güvenli sayılabilecek bir eşik dozu bulunmamaktadır ve hücre deformasyonunu takip eden belirli bir latent periyot sonrasında kanser oluşma riski gündeme gelir.

Radyasyona bağlı ortaya çıkan kanserler hakkında sayı vermek zordur. Çünkü diğer nedenlerle ortaya çıkan kanserlerle radyasyona bağlı kanserler arasında keskin farklar yoktur. Bundan dolayı radyasyona bağlı kanser miktarını belirlemek için radyasyona maruz kalmış ve kalmamış insanlarda kanser sıklığını karşılaştırmak gerekmektedir. Radyasyona bağlı kanser görülme sıklığı çalışmaları en çok atom bombasına maruz kalmış japonlar üzerinde çalışılmıştır.

Dental görüntüleme için kullanılan radyasyonla ilişkili olabileceği düşünülen bazı kanser tipleri vardır. Bunlar;

- Lösemi: Lösemi insidansı (kronik lenfositik lösemi dışında) kemik iliğinin ışın almasından sonra artar. Atom bombasına maruz kalıp hayatta kalmış hastalar ile ankilozan spondilit nedeniyle ışın almış hastalarda radyasyon sonrası lösemi

artmakta ve 7. yılda pik yapmaktadır. 30 yaş öncesi radyasyona maruz kalan bireylerde lösemi riski, 30 yaşından sonra biter. Ancak radyasyona maruz kalan yetişkin bireylerde risk ömür boyudur (White, 2009).

- Tiroit kanseri: Radyasyon sonrası insanlarda tiroit kanseri (folliküler epitel kaynaklı) insidansı artar. Bu tip kanserden ölüm oranı ise %10 veya daha azdır. Bu konudaki en iyi çalışma grupları İsrail'de halkalı solucan için kafatası görüntülenen çocuklar, New York, Rochester'da timus bezi ışınlanan bireyler ve Japonya'da atom bombasından kurtulan insanlardır (White, 2009). Radyasyona bağlı tiroit kanserine yatkınlık en çok çocukluk döneminde ve çocuklar bu kanser türüne daha yatkındır. Kadınlar radyasyona bağlı veya spontan tiroit kanseri gelişme açısından erkeklerden 2 veya 3 kat daha risklidir. Çernobil nükleer enerji santralindeki kaza sonrası nükleer serpinti sonucu çocuklarda, radyoaktif iyodin 131 atomu ile ilişkili tiroit kanseri riskinin arttığı gözlenmiştir (Astakhova, 1998).

- Özofagal kanser: Bu kanser tipinin radyasyonla bağlantısı ile ilişkili bilgiler sınırlıdır. Japonya'da atom bombası sonrası kurtulan bireyler ile ankirozan spondilit hastalarının tedavi amacıyla ekspoz edilmesi sonrası görülme sıklığının arttığı bilinmektedir.

- Beyin ve sinir sistemi kanserleri: Uterus görüntülemesi için ekspoz edilen hastalar ile çocuk ve yetişkinlerde tedavi maksatlı radyasyon verilmesi sonucu benin veya malin beyin tümörü görülme sıklığı artmaktadır. Buna ek olarak intrakraniyal menenjiyoma ile medikal veya dental ışınlama arasında ilişki olduğunu gösteren kontrollü çalışmalar vardır. En büyük riski taşıyanlar ise 20 yaşından daha genç popülasyonda dental radyograf alınmış bireylerdir (Claus, 2012).

- Tükürük bezi kanserleri: Tükürük bezi tümörü insidansının, baş ve boyun bölgesinden radyoterapi alan, Japonya'daki atom bombasından kurtulan ve tanısal x-ışınına maruz kalan hastalarda arttığı belirlenmiştir. Tükürük bezi tümörleri ile dental radyografi arasında bağlantı olduğu ve tüm ağız intraoral radyograf çekilen hastalarda tükürük bezi kanseri riskinin arttığı gösterilmiştir (Horn-Ross, 1997).

- Diğer organ kanserleri: Deri, paranazal sinüsler ve kemik iliği gibi diğer organlarda da ışın aldıktan sonra neoplazi görülme sıklığı artar. Bununla birlikte bu organlarda ekspoz sonrası ortaya çıkan kanserlerin beklenen mortalite ve morbidite oranları diğer organlardan çok daha düşüktür.

#### 1.4.4.2 Genetik Etkiler

Genetik etkiler, radyasyona maruz kalan bireylerin çocuklarında görülen değişikliklerdir. Üreme hücrelerinin genetik materyalinde oluşan hasar sonrası ortaya çıkan bir durumdur. Dental görüntüleme gibi düşük radyasyon dozlarının kullanıldığı durumlarda genetik etkiler, karsinogenez kadar önemli değildir.

Radyasyonun insanlar üzerindeki genetik etkileriyle ilgili bilgiler daha çok atom bombasından kurtulan bireylerden gelmektedir (Gusev, 2001). Atom bombasından kurtulan bireylerin çocuklarında olumsuz sonuçlanan doğum, lösemi veya diğer kanser türleri, büyüme veya gelişim bozuklukları gibi durumlarda artış gözlenmemiştir. Aynı şekilde radyoterapi alan hastaların çocuklarında, genetik hastalıkların görülme sıklığı ile ilgili yapılan çalışmalar tespit edilebilir bir artışı göstermemiştir. Ancak yine de bu bulgular genetik etki oluşma riskini ortadan kaldırmaz ancak görülme sıklığının çok düşük olması gerektiğini gösterir.

#### 1.4.5 Radyasyonun Oral Mukozadaki Etkileri

Oral müköz membran çabuk bölünebilen, radyosensitif kök hücrelerden oluşan bazal tabaka içermektedir. Orofarenks bölgesine radyoterapi uygulanan hastalarda (haftada ortalama 10 Gy radyasyon dozu verilen terapi) yaklaşık ikinci haftada müköz membranda kızarıklık ve enflamasyon görülmeye başlar. Radyoterapinin ilerleyen safhalarında radyasyona maruz kalan müköz membran, alt kısmındaki bağ dokusundan ayrılır ve üzeri sarı-beyaz renkli psödomembranla kaplanır. Radyoterapi sonunda oluşan mukozit genellikle çok şiddetlidir ve hastanın beslenmesi zorlaşır. İyi bir oral hijyen sekonder enfeksiyonu minimum düzeye indirir. Hastanın beslenmesi sırasında topikal anestezi kullanılması yemek yemeyi kolaylaştırır. Sekonder kandidiazis sık görülen bir komplikasyondur ve tedavi gerektirir.

Radyoterapi sonrası mukozada hızlı bir iyileşme gözlenir. İyileşme süreci yaklaşık iki ayı bulur. Ancak iyileşen mukoza genellikle atrofik, ince bir yapıda ve nispeten vaskülaritesi azalmış bir hale gelir. Bunun sebebi mukozanın damarlanmasının bozulması ve alttaki bağ dokusunda görülen fibrozistir. Bu atrofik değişiklikler protez kullanan hastalarda protez vuruklarına sebep olur. Bu tip ülserler aynı zamanda radyasyon nekrozu veya maliniteyi işaret edebilir. Bu yüzden bu tip lezyonlar için ayırıcı tanıda biyopsi gerekebilir.

Tat tomurcukları radyasyona hassas yapıdadır. Terapötik radyasyon dozları tat tomurcuklarının normal histolojik yapılarının dejenerasyonuna neden olur. Hastalar genellikle radyoterapi sırasında tat almada bozukluk yaşarlar. Dilin arka 2/3'lük kısmı radyasyona maruz kaldığında acı ve ekşi tatları daha çok etkilenirken dilin ön 1/3'lük kısmı radyasyona maruz kaldığında ise daha çok tatlı ve tuzlu tatlar etkilenir. Tat alma keskinliği radyoterapi sırasında yaklaşık 1000 ile 10000 kat arasında azalır. Tükürükteki değişiklikler de sanal bir tat kaybına neden olarak bu durumu artırabilir. Tat kaybı geri dönüşümsüz değildir ve 60-120 gün sonra hasta eski haline döner.

Baş boyun bölgesindeki kanserden dolayı radyoterapi verilen hastalarda majör tükürük bezleri kaçınılmaz olarak radyasyon almaktadır. Tükürük bezinin parankimal yapıları daha radyosensitiftir (parotis bezi, submandibuler ve sublingual bezlere göre daha sensitiftir). Radyoterapi başladıktan sonra ilk birkaç hafta içerisinde belirgin ve ilerleyen şekilde tükürük salgısında azalma görülür. Tükürük miktarındaki azalma doza bağlıdır ve yaklaşık 60 Gy radyasyon verilince tükürük salgısı sıfır olur. Ağız içi kuru ve hassas hale gelirken (kserostomi), hasta yutkunmada zorluk ve ağrı hisseder. Çift taraflı parotis bezi radyasyon alan hastalarda ağız kuruluğu, çiğneme ve yutkunmada güçlük gibi yakınmalar daha fazla görülür. Çeşitli tükürük subtratları bu tip yakınmaları ortadan kaldırmada faydalıdır.

Radyoterapi alan hastalarda azalan tükürük hacminin yanında tükürüğün yapısı da normale göre değişmiştir. Bunun sebebi seröz salgı yapan hücreler, müköz salgı yapan hücrelere göre daha radyosensitiftir ve salgılanan tükürük daha vizköz olur. Buna ek olarak salgılanan bu vizköz tükürüğün pH'ı da normal tükürüğe göre 1 birim daha düşük olur. Bu pH, mine tabakasında dekalsifikasyona neden olacak kadar düşüktür. Ayrıca tükürüğün tamponlayıcı etkisi, radyoterapi sırasında yaklaşık yarı yarıya düşer. Eğer majör tükürük bezinin bir kısmı radyasyondan zarar görmediyse, sağlam kalan tükürük bezi dokusunun kompanzatuvar hipertrofisinden dolayı ağız kuruluğu 6-12 ay sonra hafifler. 1 yıldan daha uzun süren, azalmış tükürük sıvısının iyileşme göstermesi olası değildir.

Histolojik olarak, özellikle seröz salgı yapan hücrelerde, radyoterapi başladıktan hemen sonra akut enflamatuvar cevap gelişebilir. Daha sonraki aylar içerisinde enflamatuvar cevap kronik hale gelir ve tükürük bezlerinde progresif fibrozis, adipozis, damarlanmada bozulma ve eşlik eden parankimal dejenerasyon

izlenir.

Çeneler bölgesinden radyoterapi alan çocuklarda, daimi dişlenmede kök gelişim bozuklukları, bodur dişlenme, bir veya daha fazla dişte form bozuklukları gibi bazı defektler görülebilir. Eğer ışınlama dişlerin kalsifikasyonundan önce gerçekleşirse radyasyon diş germini yok edebilir. Dişlerin kalsifikasyonundan sonra radyasyona maruz kalma hücrel differansiyasyonu baskılayabilir, malformasyonlara neden olabilir ve genel gelişimi durdurabilir. Bazen ışınlama, kök formasyonunu geriletebilir veya durdurabilir. Ancak dişlerin sürme mekanizması buna göre daha radyorezistandır. Bu yüzden kök formasyonu radyasyon nedeniyle tahrif olmuş dişler yine de sürerler. Genel olarak hasarın şiddeti alınan radyasyon miktarıyla doğru orantılıdır. Yetişkin dişleri radyasyon ışınlamasının direkt etkilerine karşı dayanıklıdır. Pulpal dokularda ışınlama sonrası uzun dönemde fibroatrofi görülebilir. Mine, dentin veya sementin kristal yapıları üzerinde radyasyonun gözle görülür bir etkisi yoktur ve radyasyon bu dokuların çözülebilirliğini arttırmaz.

Radyasyon çürüğü, tükürük bezlerinin de ışın aldığı radyoterapiye maruz kalan hastalarda görülebilen, yayılım gösteren diş çürüğü tipidir. Majör tükürük bezlerini kapsayan radyoterapi sonrası mikroflorada belirgin bir değişiklik gelişir. Böylece mikroflora, tükürük ve dental plak içinde asidojenik hale dönüşür. Oral bölgeden radyoterapi alan hastalarda streptococcus mutans, lactobacillus ve candida sayılarında artış izlenir. Radyasyon çürükleri de tükürük bezleri ve tükürük salgısındaki değişiklikler sonucu oluşur. Bu değişiklikler tükürük akışında azalma, düşük pH, tamponlama etkisinde azalma, vizkozite artışı ve farklılaşmış flora gibi durumlardır. Ağız kuruluğu olan hastalarda mevcut tükürük içerisinde  $Ca^{+2}$  iyon konsantrasyonu da düşüktür. Tüm bu etkenler diş sert dokularının çözülebilirliğini arttırır ve remineralizasyonu azaltır. Sonuç olarak, normal tükürüğün temizleme etkisinin azalması veya ortadan kalkması sonucu dişler üzerine çok hızlı debris birikir. Ancak radyasyonun kendisinin radyasyon çürüğü oluşmasına direkt etkisi yoktur.

Klinik olarak üç tip radyasyon çürüğü mevcuttur. En sık görülen tipi bukkal, oklüzal, insizal ve palatal yüzeyleri tutan, yaygın ve yüzeysel lezyonlardır. Diğer tipi servikal bölgede özellikle sement ve dentine etki eder. Bu tip lezyonlar diş çevresi boyunca kole seviyesinde ilerler ve diş kronunun kaybına neden olurlar. Üçüncü tip

radasyon çürüğü ise tüm kromda koyu pigmentasyon gibi görülür. Insizal kenarlar belirgin olarak aşınmış şekilde görülebilir. Bazı hastalarda bu lezyonların kombinasyonları bir arada görülebilir. Lezyonların histolojik incelemesi birbirine benzer ve tipik çürük yapısındadır. Ancak, radyasyon çürükleri çok hızlı gelişmesi ve yaygın şekilde görülmesi ile diğer çürüklerden ayrılırlar.

Oral bölgedeki kanserlerin tedavisi sıklıkla maksilla ve mandibulanın ışınlanmasını içine alır. Olgun kemikte radyasyona bağlı meydana gelen primer hasar, zaten normalde seyrek olan periosteum ve kortikal kemiğin damarlanmasının hasar görmesi sonucu olur. Radyasyon ayrıca osteoblastların ve daha az miktarda osteoklastların yok olmasında rol oynar. Işınlamaya bağlı olarak normal kemik iliği yerini daha fazla yağ içeren kemik iliği ve fibroz bağ dokusuna bırakabilir. Böylece kemik iliği hipovasküler, hipoksik ve hiposelüler hale gelir. Buna ek olarak endosteum atrofik olarak osteoblastik ve osteoklastik aktivitede eksiklik gösterir. Nekroz belirtisi olarak kompakt kemikte boşluklar izlenir. Kemiğin mineralizasyon derecesi azalabilir. Bu da kemiğin kırılabilirliğinin artmasına veya normalden biraz farklılaşmasına neden olur. Bu değişiklikler çok şiddetli olduğu zaman kemik dokusunda nekroz gelişir ve kemik açığa çıkar. Bu duruma osteoradyonekroz denir.

Radyasyon ışınlanması sonrası kemikte görülen en ciddi klinik komplikasyon osteoradyonekrozdur. Çenenin vazkularizasyonunun azalmış olması, oral kavitedeki mikroorganizmalara karşı çene kemiğini enfeksiyona açık hale getirir. Bu kemik enfeksiyonu oral müköz membranda radyasyonun tetiklediği bir bozulmadır ve zayıflamış mukozaya gelen diş çekimi, protez vuruğu, periodontal lezyon veya radyasyon çürüğü gibi durumlardan kaynaklanan mekanik travma sonucu gelişir. Bu enfeksiyon radyasyon almış kemikte tedavi zor iyileşmeyen yaralara sebep olabilir. Mandibulada maksilladan daha sık görülür. Bunun nedeni maksillanın damarlanması daha iyidir ve maksillada kemik doku daha iyi beslenir. Ayrıca bir gerçek olarak mandibula daha sık radyasyona maruz kalır. Kemik doku ne kadar çok radyasyona maruz kalırsa osteoradyonekrozis riski o kadar büyük olur.

Hastaların radyasyon çürükleri ve osteoradyonekrozis riskini en aza indirebilmek için radyoterapi öncesi ağız kontrolleri yapılmalıdır. Daha önce radyoterapi almış hastalar sıklıkla klinik muayene yanında radyografik incelemeye de ihtiyaç duyarlar. Radyograflar özellikle çürüklerin erken teşhisi için önemlidir. Bu

gibi diagnostik incelemelerde hastaya verilen radyasyon dozu miktarı, radyoterapi sırasında hastanın aldığı radyasyon miktarıyla karşılaştırıldığında ihmal edilebilir boyuttadır. Bu yüzden gerektiğinde radyoterapi sonrası radyografik incelemeler ertelenmemelidir. Ancak mümkünse radyoterapi bittikten sonraki ilk 6 ay hastalardan radyograf almaktan kaçınılması, mukozanın iyileşmesine izin verilmesi açısından uygundur.

Radyasyon çiğneme kaslarında kontraksiyon ve trismusla sonuçlanan enflamasyon ve fibrozise neden olabilir. Genellikle masseter veya pterigoid kaslar etkilenir. Ağız açmada kısıtlılık genellikle radyoterapi bittikten yaklaşık 2 ay sonra başlar ve ondan sonra ilerler. Kas egzersizleri ağız açıklığını arttırmada yararlı olabilir (White, 2009).

### **1.5 Dental Radyolojide Kullanılan Görüntüleme Cihazları**

Dental radyolojide kullanılan görüntüleme cihazları temelde 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntüleme cihazları olarak ikiye ayrılır. 2 boyutlu görüntüleme cihazları ise intra-oral ve ekstra-oral (panoramik ve lateral sefalometrik) görüntüleme cihazları olarak ikiye ayrılır. Dijital teknolojinin gelişmesiyle birlikte 2 boyutlu görüntüleme cihazlarının dijital uyumlu olanları da geliştirilmiştir.

#### **1.5.1 İnteraoral Görüntüleme Cihazları**

İnteraoral görüntüleme cihazları, dental radyolojide tanısal amaçla en sık kullanılan cihazlardır. Bu cihazlarda x-ışını oluşumu, Coolidge tüpü de denen havası boşaltılmış cam bir kap, ısıtılan bir katot, elektronların çarptırıldığı hedef anot ve elektronların katottan anota gitmesini sağlayan yüksek voltajlı devre sayesinde olur. Görüntü oluşumu ise intraoral filmler veya dijital sensörler yardımıyla meydana gelir. Bu cihazlarda tüp voltajı 65-100 kVp arasında değişirken, cihazın elektrik akımı 7-15 mA arasında değişir. Konvansiyonel cihazlarda ışınlama süresi cihazın kVp ve mA değerleri, kon uzunluğu (20 cm, 30 cm veya 40 cm kon uzunluğu) ve şekli (yuvarlak veya dikdörtgen kon), kullanılan filmin hızı (D-hızlı, E-hızlı veya F-hızlı) gibi faktörlere göre 0,3-0,6 sn arasında değişir. Son yıllarda dijital sensörlerin kullanılması ile ışınlama süresi 0,01 sn'ye kadar düşürülmüştür. Dijital görüntüleme için, piyasada bu sürelerde ışınlama yapabilen dijital uyumlu intraoral görüntüleme

cihazları bulunmaktadır (Paksoy, 2007).

### **1.5.2 Panoramik ve Sefalometrik Görüntüleme Cihazı**

Panoramik radyografi tekniği, alt ve üst çene dental arkların, onları destekleyen komşu yapıların tek bir tomografik görüntüsünü oluşturan tekniktir. Bu cihazlar tomografi tekniğiyle çalışır. Buna göre incelenecek bölge önceden belirlenir ve buna focal trough (imaj tabakası) denir. Panoramik radyografide bu tabakanın içinde bulunan objenin görüntüsü net olarak elde edilir. Bu görüntüleme tekniğinde obje sabitken, ışın kaynağı objenin arkasından, film kaseti ise objenin önünden, birbirine eşit hızla ve ters yönde çok merkezli rotasyonel hareket yaparlar. Bu esnada obje ışınlanır ve x-ışınları çene arklarının kavşını her noktada eşit uzaklıkta geçerek kesitsel görüntü elde edilir. Panoramik görüntüleme ışınlama parametreleri cihazdan cihaza farklılık göstermekle beraber ortalama 60-80 kVp, 4-12 mA ve 16 sn ışınlama süresi ile çalışmaktadır. Son yıllarda görüntü geliştirme amaçlı dijital sensörlerin kullanılmasıyla çok daha düşük dozlarda görüntü elde edilmektedir (Paksoy, 2009).

Bazı panoramik görüntüleme cihazları sefalometrik görüntülemeye imkan verecek şekilde üretilmiştir. Sefalometrik görüntüleme kafa ölçümlerinin alınmasında kullanılır. Bu yüzden standardizasyonu elde etmek için, kafa pozisyonunun sabitlenmesi gereklidir. Bunun için cihaz üzerinde kafayı sabitleyen kalibre edilmiş apareyler bulunur. Böylece her ışınlamada standart görüntüler elde edilir. Lateral sefalometrik ve posteroanterior sefalometrik görüntüleme olmak üzere iki farklı pozisyonda sefalometrik görüntü elde edilir. Bu görüntüleme fokal spot-film mesafesi 150 cm'dir. Cihazın ışınlama parametreleri ortalama olarak 55-85 kVp, 15-20 mA'dir ve genellikle 0,5-1 sn arasında ışınlama süresi ile görüntü elde edilir. Cihazın güçlü olması ve fokal spot-film mesafesinin fazla olması, görüntü kalitesini yükseltir. Lateral ve posteroanterior sefalometrik radyograflarda kafa tüm sınırlarıyla görüntüye girer (Paksoy, 2009).

### **1.5.3 Bilgisayarlı Tomografi (BT)**

Bilgisayarlı Tomografi, kolime edilmiş x-ışını kullanılarak, incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik görüntüleme yöntemidir. Kolime



edilmiş x-ışını demetinin objeyi geçen kısmı, x-ışını tüpünün karşısına yerleştirilmiş dedektörlere ulaşır. Dedektörlere ulaşan ışınlar, hasta vücudundaki absorpsiyon nedeniyle, ilk değerine oranla zayıflamış durumdadır. Dedektörlerde saptanan bu zayıflamanın miktarı bilgisayarla değerlendirilir. Böylece kesitsel görüntüler elde edilir (Kaya, 1997; Oyar, 2003). BT cihazı; x-ışını kaynağı, dedektörlerin bulunduğu tarayıcı kısım ve bilgisayar ile görüntüleme ünitesi olmak üzere 3 bölümden oluşur. Ayrıca, BT cihazlarında dental görüntülemeye kullanılmak amacıyla geliştirilmiş olan Dentascan bilgisayar yazılımı ile maksilla ve mandibulanın aksiyel, panoramik ve krosseksiyonel görüntüleri elde edilir (Yanagisawa, 1993). Işınlama parametreleri bu cihazlarda inceleme bölgesi ve görüntüleme amacına göre çok çeşitlilik göstermektedir. Ancak BT görüntülemeye, son yıllarda dedektör sayısının artırılması sonucu çok kesitli BT cihazlarının geliştirilmesiyle, düşük dozlarda radyasyon kullanılarak 3 boyutlu görüntü elde edilmektedir.

#### **1.5.4 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (KIBT)**

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi, diş hekimliğine özel olarak geliştirilen ve son yıllarda diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan, yüksek kalitede ve istenilen düzlem üzerinde kesit halinde görüntü verebilen bir görüntüleme yöntemidir (White, 2008; Scarfe, 2006). KIBT cihazlarında x-ışınları, konik olarak objeye yönlendirilir. Bu esnada panoramik radyografiye benzer şekilde x-ışını kaynağı ve sensör, obje etrafında rotasyonel hareket yaparak görüntü oluşturur (White, 2008). Ayrıca bu cihazdan elde edilen verileri kullanıp, özel amaçlar için farklı görüntüler elde eden ve ölçümler yapan çeşitli bilgisayar yazılımları geliştirilmiştir. KIBT cihazları geniş veya limitli hacimli görüntüler verebilirler. Büyük görüntü hacimli cihazlar 15-30 cm arası büyüklükte görüntü verebilirler. Limitli hacimli görüntü veren cihazlar ise 4-6 cm büyüklüğünde görüntüler oluştururlar. İnceleme alanı küçüldükçe görüntünün çözünürlüğü artmaktadır. Büyük hacimli görüntüler ortodontik amaçlı, büyük bir alanı kapsayan implant planlamaları ve ortognatik cerrahi planlamalarda kullanılırken, limitli hacimli görüntüler bir veya birkaç dişi kapsayan incelemeler, temporomandibuler eklem sert dokularının incelenmesi gibi lokalize alanların incelenmesinde etkilidir (White, 2008).

Piyasada bir çok KIBT cihazı bulunmaktadır ve her cihazın ışınlama parametreleri ve

inceleme alan büyüklükleri farklılık göstermektedir. Genel olarak bu cihazlarda 80-120 kVp, 2-15 mA gücünde ve 6-40 sn arasında ışınlama süresi ile görüntü elde edilmektedir.

### 1.6 Güvenli Radyasyon Dozu Sınırları

Uluslararası radyasyondan korunma komitesi (ICRP), belirli sınırların üzerine çıkılmadığı takdirde radyasyonun insana zararlı olmayacağını, bu sınırların altındaki radyasyonun ise modern yaşamın kaçınılmaz olan diğer sağlık risklerinden daha fazla olamayacağını belirtmiştir. Buradan hareketle güvenli radyasyon dozu sınırları saptanmıştır. ICRP, doz sınırlarının altında kalmak şartıyla, radyasyonla ömür boyu güvenle çalışılabileceği görüşünü de benimsemiştir.

Radyasyon görevlileri, gerek çalışmaya başladıklarında gerekse çalışma süresince periyodik olarak sağlık kontrollerinden geçirildiklerinden ve maruz kaldıkları radyasyon dozları sürekli olarak izlenip kayıt altına alındığından, alabilecekleri doz seviyesi, diğer herhangi bir insana göre daha yüksek düzeyde tutulmuştur. Buna göre bizzat radyasyon ile çalışan görevlilerin almasına müsaade edilen yıllık doz sınırının 3/10'dan fazlasını alma olasılığı bulunan kişiler doz izlenimine tabi tutulmakta, bu seviyenin altındaki dozlara maruz kalma olasılığındaki bireyler ise izlem kapsamına dahil edilmeyerek radyasyon personeli olarak sayılmamaktadır. Böyle bir kontrole ve doz izlenimine tabi tutulamayanların alabilecekleri yıllık radyasyon dozu, görevliler için belirlenen dozun onda biri ile sınırlandırılmıştır. Çizelge 1.1'de, ICRP tarafından tavsiye edilen doz sınırlamaları verilmektedir (Bor, 1999; White, 2009).

**Çizelge 1.1** ICRP tarafından belirlenen, radyasyon personeli ve halk için doz sınırları

	Radyasyon personeli	Diğer bireyler
Etkin doz	Bir yılda 50 mSv'dan fazla olmamak üzere 5 yıl ortalaması 20 mSv	1 mSv (istisna olarak 5 yılın ortalaması 1 mSv'ı geçmeyecek şekilde daha yüksek bir etkin doza izin verilebilir)
Göz lensi için eşdeğer doz	150	15
Cilt için eşdeğer doz	500	50
Eller ve ayaklar için eşdeğer doz	500	-

Tüm vücut için kabul edilen bu güvenli radyasyon dozu sınırı radyasyonla çalışan personel için 50 mSv/yıl, diğer bireyler için ise 5 mSv/yıl'dır. Tanımlanan tüm bu güvenli doz sınırları, tüm vücuda yönelik olan radyasyon dozunu belirtmekte olup farklı organ ve dokulara özgü olarak da değişiklik gösterebilmektedir. Bu farklılık göz merceği için tüm vücut dozunun 3 katı, diğer tek doku veya organ için ise 10 katı daha fazladır. Ayrıca radyasyonun terapötik uygulamalarında vücudun sadece belirli kesimleri ışımlandığından, izin verilen doz sınırları o bölge için daha da yükselebilmektedir.

Radyasyon kullanılarak yapılan teşhis ve tedavi amaçlı incelemelerde hasta dozlarının bilinmesi ile sitokastik riskler hesaplanabilir. ICRP, bu amaçla etkin doz kavramını tanımlamıştır (2007 ICRP Recommendations). ICRP'nin 2007 yılında yeniden düzenleyerek yayınladığı rapora göre tüm organlardan, radyasyona duyarlı 14 organ için verilen ağırlık faktörleri dikkate alınarak etkin doz hesaplanabilir.

$$E = \sum W_T H_T$$

Burada  $W_T$  doku ağırlık faktörü,  $H_T$  ise T organ veya dokusundaki eşdeğer dozdur.

$$H_T = \sum W_R D_{TR}$$

Bağıntısı ile eşdeğer doz hesaplanır. Burada  $W_R$  radyasyon ağırlık faktörüdür ve X-ışını için değeri 1'dir.  $D_{TR}$  ise T dokusu veya organındaki soğurulan toplam dozdur. Etkin ve eşdeğer doz birimi Sv'dir.

**Çizelge 1.2:** Etkin doz hesabında kullanılan doku ve organ ağırlık faktörleri (ICRP-103, 2007)

Doku	Doku ağırlık faktörü	Doku ağırlık faktörü değerleri toplamı
Kemik iliği, kolon, akciğer, karın, göğüs, diğer organlar	0,12	0,72
Gonadlar	0,08	0,08
Mesane, özofagus, karaciğer, tiroit	0,04	0,16
Kemik yüzeyi, beyin, tükürük bezleri, cilt	0,01	0,04
Toplam		1,00

Çizelge 1.2'de ifade edilen diğer organlar; adrenal, ekstratorasik bölge, safra kesesi, kalp, böbrekler, lenf nodları, kas, oral mukoza, pankreas, prostat, ince barsak, dalak, timus ve uterus/serviks olarak belirlenmiştir. Diğer organlar olarak bahsedilen bu organlardan bir tanesinden ölçülen doz miktarı, yukarıda verilen organlara göre daha fazla ölçülmesi durumunda bu organ ve diğer organların ağırlık faktörü 0,06 olarak değiştirilmelidir.

### **1.7 Radyasyon Dozu Ölçüm Yöntemleri**

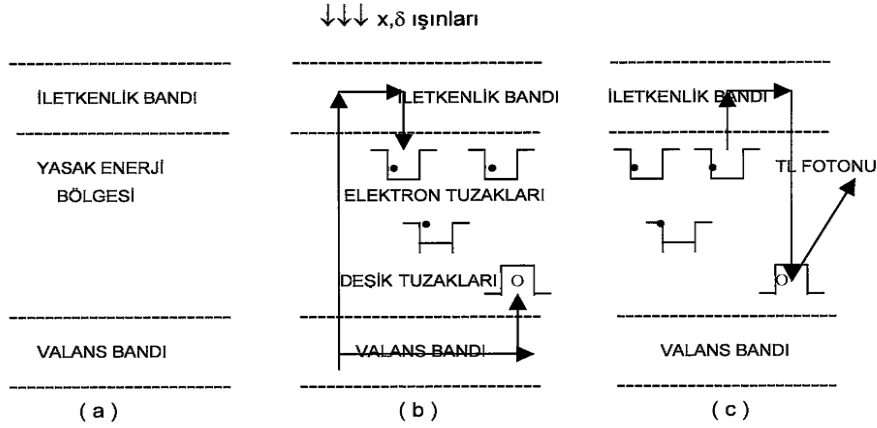
Vücut tarafından absorbe edilen radyasyon, duyu organları tarafından hissedilmedikleri gibi herhangi bir acı veya ızdırap hissi de uyandırmazlar. Ancak alınan bu radyasyon canlı dokulara ciddi bir şekilde zarar verebileceğinden, çalışılan sahaların ve inceleme sırasında maruz kalınan radyasyon düzeyinin bilinmesi ve doğru bir şekilde ölçülmesi gerekmektedir. İşte bu ihtiyaçtan yola çıkılarak radyasyon varlığını belirleyen ve ölçen yöntemler geliştirilmiştir. Diagnostik veya terapötik radyoloji incelemelerinde, hastaya verilen radyasyon dozu miktarının çeşitli ölçüm yöntemleri vardır. Bunlar:

- Termoluminesans Dozimetre (TLD) tekniği
  - X-ışını film dozimetresi
  - Radyokromik film
  - Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor (MOSFET) radyasyon dedektörleri
  - Sintilasyon dozimetreleri
  - Doz alan ölçüm metreleri (DAP metre)
  - Kolimatör çıkışında doz ölçümleri
- (Olgar, 2008)

#### **1.7.1 Termoluminesans Dozimetre (TLD) Tekniği**

Radyoaktif kaynaktan veya x-ışını kaynaklarından yayılan ışınları ve bu kaynaklar çevresinde çalışan insanların almış oldukları radyasyon miktarını tayin etmeye yarayan düzeneklere dozimetre denir. Temeli termoluminesansa dayanan dozimetrelere ise termoluminesans dozimetre (TLD) denir. TLD'ler, termoluminesans özellik gösteren kristalin radyoaktif kaynaklarca ışınlanıp bir miktar enerji soğurması

ve kristal ısıtılınca bu enerjinin geri yayılması olayına dayanır. TLD'nin iç yapısında, maruz kalınan radyasyonu soğuran kristaller bulunmaktadır. Bu kristaller ısıtıldıklarında absorbe ettikleri doz ile orantılı olarak bir ışımaya oluştururlar. Bu ışımamın yoğunluğu ölçülerek kişinin almış olduğu radyasyon dozu tayin edilir (Bor, 2008).



**Şekil 1.1a:** Tek kristal yapıya sahip bir katının enerji bandı diyagramı

**1.1b:** Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan elektronlar ve hollerin tuzaklanması

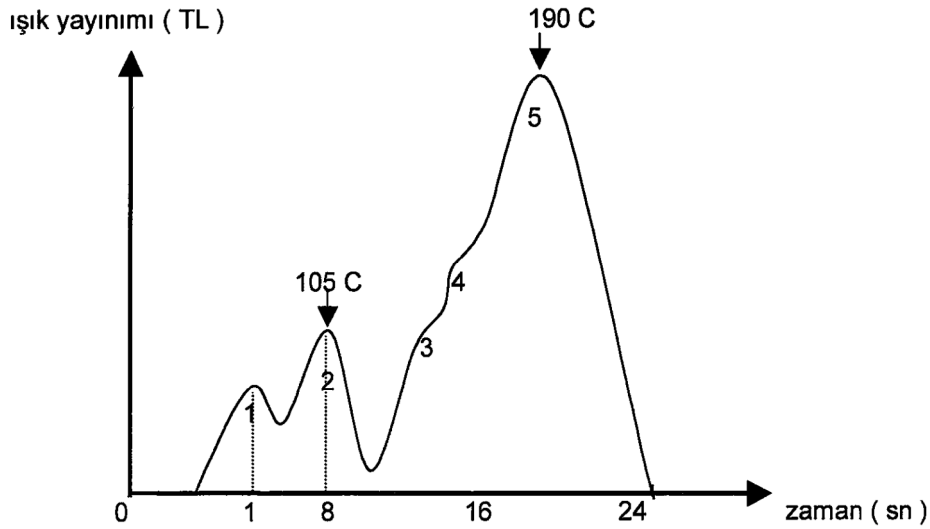
**1.1c:** Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayması (Şahin, 2005)

Tek kristal yapıya sahip bir katının enerji bant yapısı şekil 1.1a'da gösterilmektedir. Burada valans bandı, bağlı durumda bulunan bütün elektronları, iletkenlik bandı ise kristal örgü içerisinde serbestçe hareket edebilen tüm elektronları içermektedir. Valans bandı ile iletkenlik bandı arasındaki enerji aralığı kuantum teorisine göre yasaklanmış bölge olmasına rağmen, termoluminesans özellik gösteren katılarda, kristaldeki yapısal bozukluklar veya kristal içerisinde yabancı atomların ilavesi ile oluşturulan ara enerji durumları vardır. Bu ara enerji durumları olan holler, elektronlar için tuzak olarak davranmaktadırlar. Eğer bir kristal radyasyon ile yumuşatılacak olursa valans bandında bulunan ve soğurulan radyasyon enerjisini kazanan elektronlar, aralarında elektron boşlukları bırakarak iletkenlik bandına çıkarlar ve bu tuzaklara yakalanırlar. Bu şekilde uyarma enerjisinin büyük bir kısmı kristalde depo edilmiş olur (Şekil 1.1b). Kristal ısıtılınca, tuzaklanmış holler veya elektronlar tuzaklardan kurtulur ve daha alt enerji durumlarına dönerken enerji farkını ışık fotonu olarak dışarı yayarlar (Şekil 1.1c). Kristalden yayılan ışık miktarı tuzaklardaki elektron ve hollerin sayısı ile doğru orantılıdır. Yayılan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon miktarı ölçülmüş olur.

TLD'ler, klasik dozimetre sistemlerinde bulunmayan dokuya eşdeğer olmaları, kullanım kolaylıkları, mekanik ve kimyasal dayanıklılıkları, doz, doz hızı ve kısmen enerjiye bağımlı olmamaları gibi özellikleri nedeniyle dozimetre çalışmalarında oldukça fazla kullanıma sahiptirler. 1 mm<sup>3</sup>'ten daha küçük hacimde olmaları nedeni ile nokta doz ölçümünü mümkün hale getirirler.

Radyasyon doz ölçümünde en yaygın kullanılan termoluminesans madde, etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF<sub>2</sub>'dür. Dokunun etkin atom numarası 7,42 iken LiF<sub>2</sub>'ün 8,14'dür. LiF<sub>2</sub>'ün 10 mR ile 1000 R arasındaki ışınlanan dozuna olan cevabı doğrusaldır. Enerjiye bağımlılığı azdır ve 30 keV ile 1 MeV arasındaki enerji bağımlılığı 1,25'dir. LiF'ün yaydığı termoluminesans ışığın dalga boyu 3500 Å ile 6000 Å arasındadır. Oda sıcaklığında kalması durumunda yayınladığı ışık şiddetinde yılda % 5 azalma görülür.

İşıma eğrisi, zamanın ya da sıcaklığın bir fonksiyonu olarak termoluminesans ışıma şiddetinin bir grafiğidir.

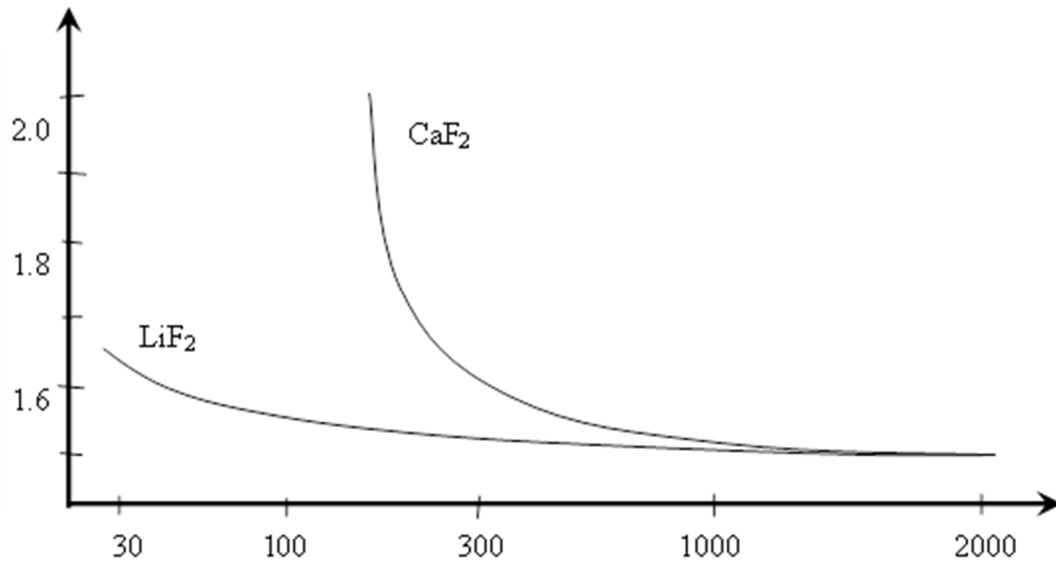


**Şekil 1.2:** Bir TLD-100 LiF<sub>2</sub> fosforunun 400°C'de 1 saat fırınlandıktan sonra verdiği tipik ışıma eğrisi (Bor, 2008)

LiF<sub>2</sub> fosforundaki tuzakların farklı enerji seviyelerine sahip olmalarından dolayı, ışıma eğrisinde farklı sıcaklıklarda, farklı yarı ömürlere sahip beş pik ortaya çıkar. Bu piklerin yarı ömürleri sırasıyla 1. pik 10 dakika, 2. pik 10 saat, 3. pik 6 ay, 4. pik 7 yıl ve 5. pikin yarı ömrü 80 yıldır. Fosfor 400°C'de bir saat fırınlandıktan ve ışımlandıktan sonra okuma 30 dakika geciktirilirse birinci pik tamamen ortadan kaybolacaktır. Çünkü birinci pikin yarı ömrü 10 dakikadır. ikinci pikin yarı ömrü ise

10 saattir. Buradan hareketle birinci ve ikinci pikler rutin dozimetri çalışmaları için uygun değildir.

Bir ışınım eğrisinin şekli, yeri ve piklerinin sayısı fosfor maddesine bağlıdır. Doğada  $\text{LiF}_2$ 'den başka TLD malzemesi olarak kullanılan Kalsiyum Florid, Kalsiyum Fosfat, Lityum Baret ve Alüminyum Oksit gibi başka fosforlar da mevcuttur. Bu fosforlardan her birinin kendine özgü ışınım eğrileri vardır. Işınım eğrisinin altında kalan toplam alan, fosforun maruz kaldığı radyasyon miktarı ile ve aynı zamanda fosforun ısıtıldığında yaydığı toplam ışık ile doğru orantılıdır. Dolayısıyla ışınım eğrisi, bir fosforun en önemli özelliğidir.



Şekil 1.3: 100 mR'de ışınlanan  $\text{LiF}_2$  ve  $\text{CaF}_2$  fosforlarının enerji davranışları (Bor,2008)

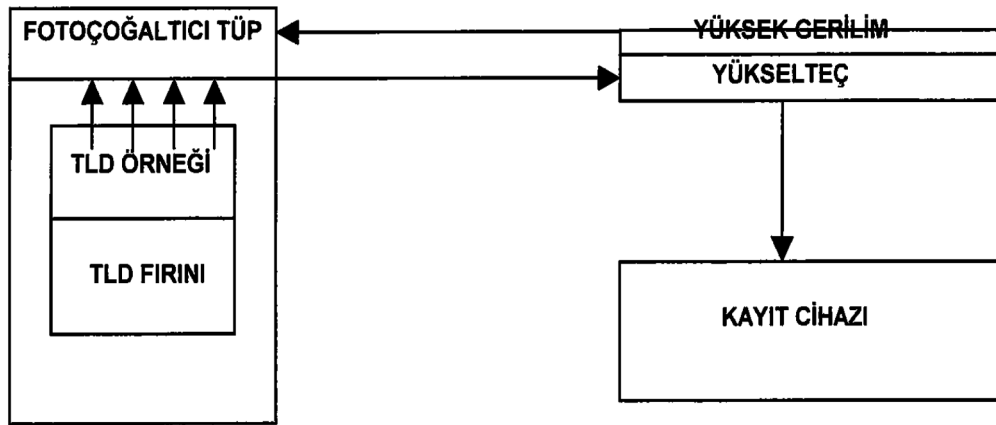
$\text{LiF}_2$ 'ün radyasyon dozimetresi olarak kullanılmasının başlıca nedeni iyi bir enerji cevabına sahip olmasıdır. Şekil 1.3'de 100 mR'de ışınlanan  $\text{LiF}_2$ , düz bir enerji davranışı göstermekle birlikte düşük enerjilerde hassasiyeti artmaktadır. Bu artış 25 keV etkin enerjiye sahip fotonlar için fotoelektrik tesir kesiti, havadan daha büyüktür. Bu da enerjinin bu bölgede daha çok soğurulmasına neden olur. Böylece düşük enerjilerde hassasiyette bir artış meydana gelir.

Bir termoluminesans madde ışınlandıktan sonra soğurduğu enerji, fosforun sıcaklığı ile artar. Eğer bir fosfor oda sıcaklığında önemsiz derecede enerji kaybederse, o fosforun iyi bir kararlılığa sahip olduğu söylenebilir. Bir fosfor düşük sıcaklık pikine sahipse bu pik oda sıcaklığında kararsızdır. Düşük sıcaklık pikleri kendiliğinden veya ısıtılarak yok edilirse kalan diğer pikler oldukça iyi bir kararlılık

gösterir. Dozimetri için kullanılan termoluminesans fosforların iyi bir kararlılığa sahip olmaları istenir.

LiF<sub>2</sub> fosforunun kararlılığı üzerine yapılan deneylerde, oda sıcaklığında dozimetri piklerinde yılda yaklaşık %5'lik bir azalma olduğu gözlenmiştir. Fakat bu azalma, dozimetri çalışmalarında ihmal edilecek kadar azdır.

Termoluminesans olayı gözlemek için gereken düzenek oldukça basittir. Fosforu ısıtmak ve yayılan termoluminesansı algılamak için şekil 1.4'deki gibi bir sisteme ihtiyaç vardır.



Şekil 1.4: Bir TLD okuyucusunun temel parçaları (Şahin, 2005)

### 1.7.1.1 Fosforun Isıtılması

#### A) Direk Isıtma Metodu

Fosforun direkt olarak ısıtılması için bir kaç metod vardır. Ultrasonik ısıtma, dielektrik ısıtma ve kızıl ötesi ısıtma uygulanan metodlardır. Bu metodlar herhangi bir ticari TLD okuyucusunda kullanılmazlar.

Direk ısıtma metodları çok komplekstir. Direk yöntemin üstünlüklerinden bir tanesi çok hızlı ve düzgün ısıttığı için fosforun hassasiyetinde bir artış meydana gelmesidir.

#### B) İndirek Isıtma Metodları

Bütün ticari sistemlerde fosfor, elektrik yardımıyla indirek olarak ısıtılır. Genelde kullanılan üç metod vardır.

Bunlar:

- Fosfor direk bir ısıtıcı elemana bağlanır.



- Numune bir tepsiye konularak ısıtılır.
- Numune üzerine sıcak gaz püskürtülür.

Birinci ve üçüncü ısıtma şekilleri toz şeklindeki fosfor için uygun olmadığından, ticari okuyucuların çoğunda ikinci ısıtma yöntemi kullanılır. Bu yöntemde tepsinin etkilerini göz önüne almak önemlidir. Bu etkiler tepsinin yansıtma, yayma, termoluminesans ışığı üretmesi, yüzey alanı ve kütlesi ile ilgilidir.

Tepsidede oksitlenme olmuş ise yansımalarda değişiklik olur. Tepsiden yansıyan termoluminesans ışımalarından bazıları fotoçoğaltıcı tüpe ulaşır. Tepsi değiştirilir veya temizlenirse termoluminesans sinyallerindeki bu değişiklikler daha iyi anlaşılır.

Isıtılan fosfor ve tepsinin yapabileceği siyah cisim ışımalarının fotoçoğaltıcı tüpe ulaşması durumunda bir ilave akım ortaya çıkar. Düşük ışınlamalarda TLD ile ölçüm yapıldığında bu durum önem kazanır. Bu etkiyi en aza indirmek için genelde tepsi yüzeyi gümüş ile kaplanmaktadır.

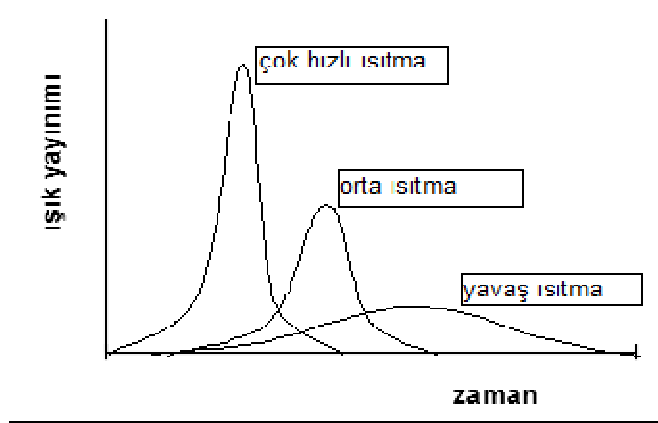
Isıtıcı tepsinin bütün yüzeyinde oksitlenme meydana gelmiş ise oda sıcaklığında bile etkilenir ve ısıtıldığında termoluminesans sinyali verir. Bu sinyal küçük olsa bile düşük ısıtma bölgesinde çalışıldığında büyük hatalara neden olur.

Isıtılan tepsinin bütün yüzey alanı istenmeyen kızıl ötesi radyasyona neden olur. Bu yüzden fosfor numune, bütün tepsi yüzeyini kaplamalı, büyük ısıtıcı tepsi kullanılmamalıdır.

Tepsinin kütlesi ısıtma ve soğutma durumlarının her ikisinde de değişir. Isıtıcı tepsi, okumalar arasında minimum zaman aralığı bırakılarak kullanılırsa, tepsinin ortalama sıcaklığı artar ve bu durum sonuçlarda hataya neden olur.

Işıma eğrisinin okunması eğri altında kalan alanın ya da pik yüksekliğinin okunması ile gerçekleştirilir. Bunun için ışıma eğrisinin şeklinin iyi bilinmesi gerekir. Işıma eğrisinin şeklini etkileyen en önemli faktörler ise ısıtma hızı ve düzgünlüğü, fosforun büyüklüğü, şekli ve termal iletkenliği, kullanılan kayıt aleti, ışınlamanın düzeyi, radyasyonun tipi, fosforun fırınlanması ile ışınlanıp okunması arasında geçen süre ve istenmeyen diğer etkilerdir.

Eğer ısıtmanın hızını iki kat arttırsak pik yüksekliği de iki kat artar. Bu arada eğri daralır ve pik maksimum noktası yüksek sıcaklıklara doğru kayar (Şekil 1.5).



Şekil 1.5: Isıtmanın ışımaya etkisi (Bor, 2008)

Doz ölçümü, pik altında kalan alan hesaplanarak yapılacaksa, yüksek ısıtma hızı uygun olmayacaktır. Çünkü yüksek ısıtma hızında ışımaya piki çok daralacak ve diğer pikleri birbirinden ayırmak oldukça güç olacaktır.

Isıtma hızı arttıkça pik yüksekliği ve altında kalan alan da artar. Bu artış bir maksimumdan geçer ve daha sonra azalmaya başlar. Fakat daha yüksek ısıtma hızlarında pik yüksekliğindeki azalma, pik alanındaki azalmadan daha fazladır.

Isıtılan bir numunenin önce ısıtıcı elemanla temas halindeki kısmı ısınır. Sonra sıcaklık davranışına göre bu ısı, numunenin diğer kısımlarına yayılır. Kalın bir numunede, ısıtıcı yüzeyle temas halinde olan bölgeden daha uzaktaki yerlerin ısınması gecikebilir. Bu durumda daha az ısınmış olan bu bölgede bir düşük sıcaklık piki yayınlanır. Daha sıcak olan diğer bölge ise bir yüksek sıcaklık ışımaya piki yayınlar. Sonuçta ışımaya eğrisinin farklı kısımları bulanıklaşır. Bu etki yüksek ısıtma hızlarında açıkça görülür. Bu yüzden, en uygun ışımaya eğrisini elde edebilmek için çok ince bir numune ve yavaş bir ısıtma hızı kullanılmalıdır.

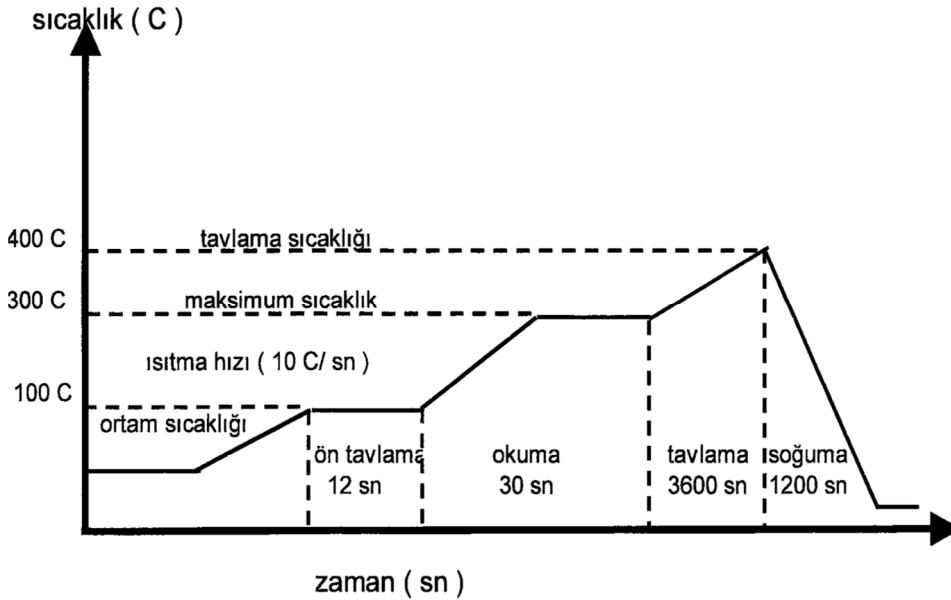
Foto çoğaltıcı tüp, yayılan termoluminesans elektrik sinyaline dönüştürür. Doz ölçümleri için iki genel yaklaşım vardır:

1. Pik yüksekliğinin ölçülmesi
2. Işıma pikinin altında kalan alanın hesaplanması

Bir fosfor düzgün olarak ısıtılırsa, ışımaya eğrisi altında kalan alan esas dozimetre pikinin maksimum pik yüksekliği ile orantılıdır. Bu maksimum pik yüksekliği termoluminesans ölçümlerinde kullanılabilir. Bu teknik, iyi bir sinyal görüntü oranı verir. Bundan dolayı, özellikle düşük doz ölçümlerinde faydalıdır. Pik yüksekliği tekniğinin başlıca dezavantajı ısıtma hızının tekrarlanabilirliğine ihtiyaç duymasıdır.

Işıma piklerinin altındaki alan, direkt olarak foto çoğaltıcı tüp akımının zaman integrali ile orantılıdır. Her iki teknikte de zamanla değişen düşük sıcaklık pikleri kullanılmaz.

Bir TLD okuyucu cihazı, fosforu okumadan önce, sıcaklığını hızla daha önceden belirlenen ön tavlama sıcaklığına kadar artırır. Bu sıcaklıkta istenen süre kadar kaldıktan sonra cihaz, fosfor sıcaklığını ısıtma hızı oranında artırarak maksimum sıcaklığa ulaşır. Bu arada da yayılan termoluminesans sinyalleri okunur. Isıtma hızı ile okuma hızı uyum içerisinde olmalıdır. Isıtma hızı büyükse cihaz kısa sürede maksimum sıcaklığa ulaşır ve okuma süresinin sonuna kadar bu sıcaklıkta sabit olarak kalır.



Şekil 1.6: TLD okuyucusunun zaman-sıcaklık değerine göre davranışı (Şahin, 2005)

Fosfor okunduktan sonra tekrar kullanıma hazır hale getirilmek istenirse, bu durumda TLD okuyucu cihazında bir tavlama sıcaklığı ve süresi belirlenmelidir. Cihaz, okumanın bitiminden hemen sonra fosfor sıcaklığını bu tavlama sıcaklığına çıkarır ve belirlenen süre kadar sıcaklık sabit olarak kalır. Bu sürenin bitiminden sonra da sıcaklık kendiliğinden ortam sıcaklığına kadar düşer.

Bütün fosforlar, sıcaklığa bağlı olarak termoluminesans özelliklerinde bazı değişiklikler gösterirler. Radyasyona karşı duyarlılıklarını arttırmak ve bütün elektron ve deşik tuzaklarını boşaltıp tekrar kullanıma hazır hale getirmek için fosforların tavlamları zorunludur. Fosforlar, ışınlama öncesi ve ışınlama sonrası olmak üzere iki türlü tavlamlar. Doz ölçümlerinde, fosfor ışınlandıktan sonra okuma

öncesi kararsız düşük sıcaklık piklerini ortadan kaldırmak için ve ışınlama öncesi ise radyasyona karşı duyarlılığı arttırmak ve bütün artık termoluminesans sinyallerini ortadan kaldırmak için fosfor tavlânır. TLD'ler daha önce kullanılmamış olsalar bile fırınlama yapmak gereklidir. Bunun sebebi fabrikasyon aşamasında sürtünmeye maruz kalan dozimetrelerin tuzaklarının elektriklenmeden dolayı kısmen dolabileceğidir.

Doz ölçümünde kullanılan termoluminesans dozimetrelerin okunması için öncelikle bazı çalışmaların yapılması gerekmektedir. Bunlar; TLD kristallerinin duyarlılığını gösteren Element Düzeltme Katsayısı (ECC) ve nano-coulomb (nC) cinsinden verilen foto çoğaltıcı tüp akımını, soğurulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan dönüşüm katsayısı olan TLD okuyucusunun düzeltme katsayısının (RCF) bulunmasıdır.

Tüm termoluminesans kristalleri aynı hassasiyette üretilmedikleri için aynı miktarda radyasyon soğurmalarına karşın okuma sırasında farklı miktarda ışık yayarlar. Okumaların standart olmasını sağlamak amacıyla her kristale bir ağırlık faktörü verilir. Bu faktör ECC'dir.

TLD okuyucusu, ısıtılan dozimetreden yayımlanan ışığı elektriksel yüke dönüştürerek sonucu nano-Coulomb cinsinden verir. Bu durum, bir elektriksel yük biriminin ne kadarlık bir ışıma karşılık geldiğinin bilinmesini zorunlu hale getirir. Bunun için yapılan işleme kalibrasyon denir.

Araştırmamızın amacı, günümüz diş hekimliğinde rutin olarak kullanılan intraoral radyografi, panoramik radyografi, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ve bilgisayarlı tomografi cihazlarıyla fantom kafada yapılan ışınlamalar sonucu, TLD-100 kullanılarak, baş ve boyun bölgesinde seçilmiş bazı kritik organ ve dokuların almış oldukları radyasyon dozu miktarlarının ayrı ayrı ölçülmesi ve sonuçlarının karşılaştırılmasıdır.

## **2.GEREÇ VE YÖNTEM**

### **2.1 Gereç**

Araştırmamızda Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nün laboratuvar olanakları kullanılarak, diş hekimliğinde rutin olarak kullanılan intraoral radyografi ve panoramik radyografi cihazlarıyla yapılan konvansiyonel ve dijital görüntülemeler ile son yıllarda sıklıkla tercih edilmeye başlanan KIBT ve çok kesitli BT cihazlarıyla elde edilen 3 boyutlu görüntülemelerde, baş ve boyun bölgesinde seçilmiş bazı organ ve dokuların doz miktarları belirlenerek karşılaştırmaları yapıldı.

Araştırmamızda doz belirleme için seçilen organ ve dokular:

1. Tiroit
2. Sağ ve sol göz
3. Larenks
4. Trakea
5. Sağ ve sol parotis bezleri
6. Sağ ve sol submandibuler tükürük bezleri
7. Sublingual tükürük bezi

#### **2.1.1 Konvansiyonel İnteraoral Dental Görüntüleme Cihazı**

Çalışmamızda, Ankara Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan ve konvansiyonel intraoral görüntüleme için rutin olarak kullanılan Evolution X300-2C (new life radiology SRL, Italy) intraoral dental görüntüleme cihazı kullanılmıştır.



**Şekil 2.1:** Konvansiyonel intraoral görüntüleme cihazı

Bu cihaz; 70 kVp, 8 mA gücünde ve cihazın total filtrasyonu 2 mm Al kalınlığındadır. Cihazın zamanlayıcısı 0,05 sn ile 2.55 sn arasında ayarlanabilir ve dijital göstergelidir. Araştırmamızda fantom kafanın ışınlanması sırasında alt çene ve üst çeneden 7'şer adet olmak üzere 14 adet intraoral periapikal radyograf ile sağ ve sol 2 adet bite-wing radyograf alınmıştır. Böylece merkezi ışın mandibula ve maksillada dairesel bir çizgi boyunca hareket edecek şekilde ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Her periapikal ve bite-wing radyograf için 0,45 sn ışınlama süresi kullanılmıştır.

### 2.1.2 Dijital İnaoral Dental Görüntüleme Cihazı

Çalışmamızda, Ankara Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan ve dijital intraoral görüntüleme için rutin olarak kullanılan Belmont Phot-X II model 303-H (Takara Belmont Corp. Japan) intraoral dental görüntüleme cihazı kullanılmıştır.



(a)



(b)

**Şekil 2.2a:** Dijital intraoral görüntüleme cihazı

**2.2b:** Görüntüleme cihazının dijital görüntüleme için üretilmiş zamanlayıcısı

Bu cihaz; 60-70 kVp, 4-7 mA gücünde ve cihazın total filtrasyonu 2 mm Al kalınlığındadır. Cihazın zamanlayıcısı 0,01 sn ile 3,2 sn arasında ayarlanabilir ve dijital göstergelidir. Araştırmamızda fantom kafanın ışınlanması sırasında alt çene ve üst çeneden 7'şer adet olmak üzere 14 adet intraoral periapikal radyograf ile sağ ve sol 2 adet bite-wing radyograf alınmıştır. Böylece merkezi ışın mandibula ve maksillada dairesel bir çizgi boyunca hareket edecek şekilde ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Her periapikal ve bite-wing radyograf için 70 kVp, 7 mA seçenekleri ile 0,16 sn ışınlama süresi kullanılmıştır.

### 2.1.3 Konvansiyonel Dental Panoramik ve Lateral Sefalometrik Cihazı

Çalışmamızda, Ankara Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Proline CC (Planmeca, Finland) konvansiyonel panoramik ve sefalometrik görüntüleme cihazı kullanılmıştır.



**Şekil 2.3:** Konvansiyonel dental panoramik ve sefalometrik görüntüleme cihazı

Bu cihaz; 60-80 kVp, 4-12 mA gücünde ve cihazın total filtrasyonu 2,5 mm Al kalınlığındadır. Cihazın panoramik görüntüleme için ışınlama süresi 18 sn iken, lateral sefalometrik görüntüleme için ışınlama süresi 0,8 sn ve posteroanterior görüntüleme için ışınlama süresi 1,2 sn'dir. Araştırmamızda fantom kafanın ışınlanması sırasında panoramik görüntüleme için 68 kVp, 8 mA, lateral sefalometrik görüntüleme için 70 kVp, 12 mA ve posteroanterior görüntüleme için 78 kVp, 12 mA seçenekleri kullanılmıştır. Lateral ve posteroanterior sefalometrik ışınlamalar sırasında cihazın ışınlama alanı tüm kafayı içerisine alacak büyüklüktedir. Böylece

ışınlama süresi boyunca tüm kafaya radyasyona maruz kalmaktadır. Panoramik görüntüleme cihazlarında ikisi sağ ve sol bölgede birisi de ön bölgede olmak üzere üç adet rotasyon merkezi bulunmaktadır. Hastanın başı cihazda sabitlendikten sonra ışın kaynağı ve kaset veya dijital sensör hastanın başı etrafında aynı hızla ancak ters yönde döner. Kaninler bölgesinde rotasyon merkezi değişir ve ışın kaynağı ile kaset veya dijital sensör bu rotasyon merkezlerine göre dönerek hastanın görüntüsü elde edilir. Böylece sağ ve sol bölgeler, kanin ile temporomandibuler eklem arası mesafenin merkez noktasına göre, kaninler arası bölge ise iki kanin arası mesafenin orta noktasına göre rotasyonel hareket boyunca görüntülenmiş olur (Kaya, 1997; White, 2009).

#### 2.1.4 Dijital Dental Panoramik ve Lateral Sefalometrik Cihazı

Çalışmamızda, Ankara Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda bulunan Orthophos XG 5 DS/ceph (Sirona, USA) dijital panoramik ve sefalometrik görüntüleme cihazı kullanılmıştır.



Şekil 2.4: Dijital dental panoramik ve sefalometrik görüntüleme cihazı

Bu cihaz; 60-90 kVp, 3-16 mA gücünde ve total filtrasyonu 2,5 mm Al kalınlığındadır. Cihazın panoramik görüntüleme için ışınlama süresi 14,1 sn, lateral sefalometrik görüntüleme için ışınlama süresi 14,8 sn ve posteroanterior görüntüleme için ışınlama süresi 9,1 sn'dir. Araştırmamızda fantom kafanın ışınlanması sırasında panoramik görüntüleme için 69 kVp, 15 mA, lateral sefalometrik görüntüleme için 73 kVp, 15 mA, posteroanterior görüntüleme için ise 80 kVp, 14 mA seçenekleri kullanılmıştır. Lateral ve posteroanterior sefalometrik ışınlamalar sırasında cihaz x-ışınını dar bir alanda yönlendirir. Böylece görüntü, panoramik görüntünün elde



edilmesinde olduğu gibi koronal kesitler halinde parça parça elde edilen görüntülerin birleşmesiyle oluşur. Bu nedenle sefalometrik görüntülemede ışınlama süresi boyunca kafanın tamamı aynı anda radyasyona maruz kalmaz.

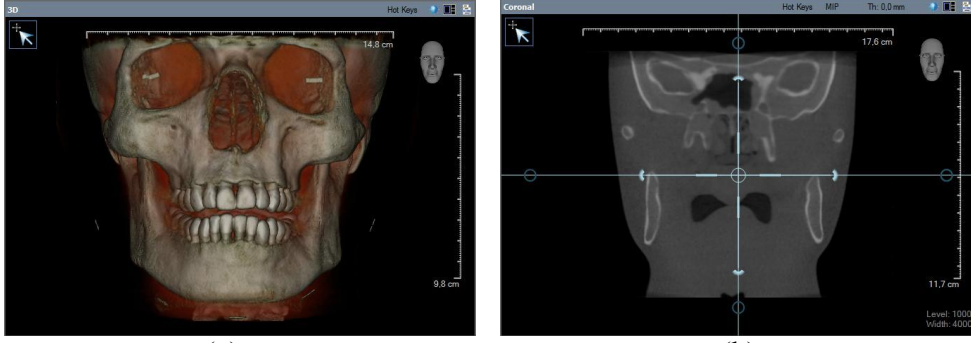
### 2.1.5 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (KIBT)

Çalışmamızda, Tomoloji Görüntüleme Merkezi'nde bulunan ILUMA ultra KIBT cihazı (Imtec Corp. 3M, USA) kullanılarak, fantom kafadan c boyutlu hacimsel görüntüler alındı.



Şekil 2.5: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) cihazı

Fantom kafanın ışınlanması; 120 kVp, 3,8 mA ve 40 sn ışınlama süresi ile gerçekleştirildi. Cihazın total filtrasyonu ise 1,3 mm Cu kalınlığında idi. Işınlama sonrası 3 boyutlu model ve kesitsel görüntüler elde edildi.

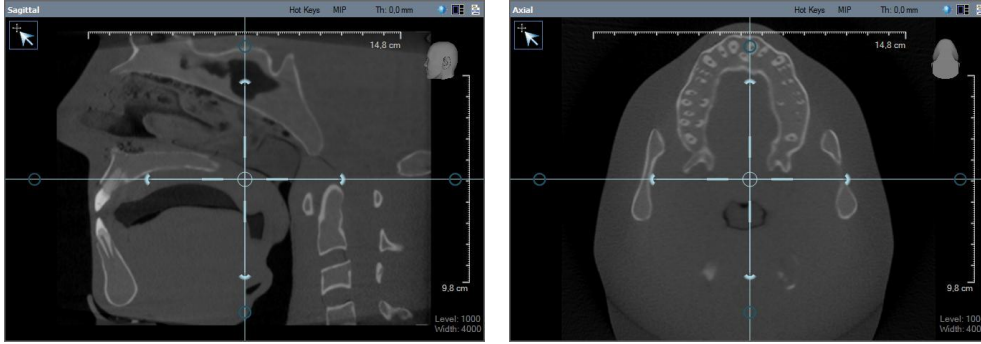


(a)

(b)

**Şekil 2.6a:** KIBT cihazıyla fantom kafadan elde edilen 3 boyutlu model görüntüsü

**2.6b:** KIBT cihazıyla fantom kafadan elde edilen frontal kesit görüntüsü



(c)

(d)

**Şekil 2.6c:** KIBT cihazıyla fantom kafadan elde edilen sagittal kesit görüntüsü

**2.6d:** KIBT cihazıyla fantom kafadan elde edilen aksiyel kesit görüntüsü

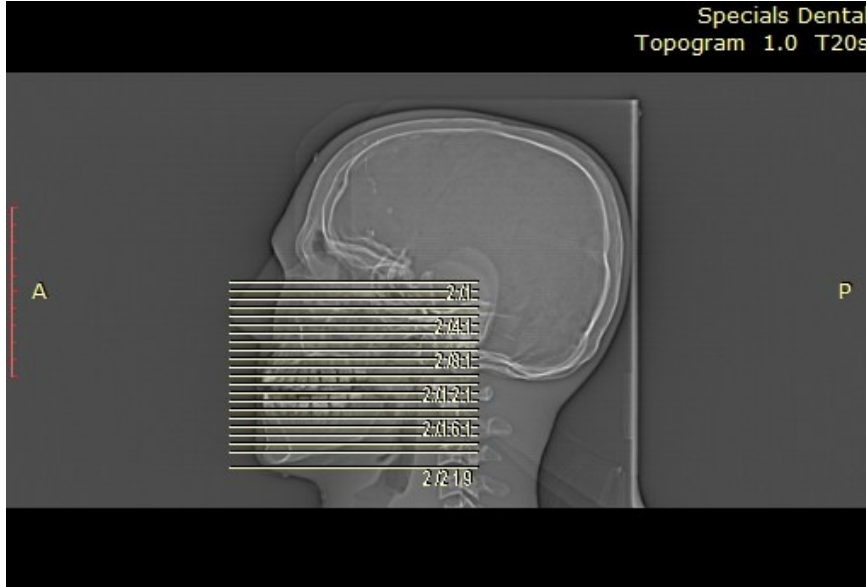
### 2.1.6 Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı

Çalışmamızda, Ultramar Görüntüleme Merkezi'nde bulunan Somatom Sensation 16 çok kesitli BT cihazı (Siemens, Germany) ile fantom kafa üzerinde dental tarama programı kullanılarak alt ve üst çeneden aksiyel kesitler alındı.



**Şekil 2.7:** Çok kesitli Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı

Öncelikle dental tarama programında fantom kafanın topogram görüntüsü elde edildi. Bunun için 100 kVp, 6,7 mA seçenekleri ile 2 sn ışınlama yapıldı.



**Şekil 2.8:** Çok kesitli BT cihazıyla elde edilen pilot topogram görüntüsü

Daha sonra maksiller ve mandibuler bölge topogram üzerinde seçilerek maksilla ve mandibuladan aksiyel kesitler elde edildi. Bunun için 100 kVp, 6,7 mA seçenekleri ile 15 sn ışınlama yapıldı. Kesit sayısı 219 ve kesit aralığı 0,75 mm idi.



**Şekil 2.9a:** Çok kesitli BT cihazıyla mandibuladan elde edilen aksiyel kesit görüntüsü

**2.9b:** Çok kesitli BT cihazıyla maksilladan elde edilen aksiyel kesit görüntüsü

### 2.1.7 Yumuşak ve Sert Doku Eşdeğeri Fantom Kafa

Araştırmamızda, yumuşak ve sert doku eşdeğeri fantom kafa (model 76-606 DX Atom Max dental head phantom, Fluke Biomedical, Germany) kullanıldı. Bu fantom kafa, rezin esaslı sert ve yumuşak doku eşdeğeri materyalden yapılmış olup baş ve boyun bölgesinde yetişkin erkek anatomik yapılarını taklit etmektedir. Fantom kafanın 3 boyutlu antropomorfik anatomisi beyin, kemik, larenks, trake, sinüs boşlukları, dişler ve nazal kaviteyi içermektedir. Özellikle ekstraoral dental

görüntüleme cihazları ile radyolojik çalışmalarda kullanım için üretilmiştir.



**Şekil 2.10:** Rezin esaslı yumuşak ve sert doku eşdeğeri fantom kafa

Fantom kafa, görüntüleme cihazlarında rahat pozisyonlandırma yapmak amacıyla tripod içermektedir. Tripod üzerine yerleştirilen fantom kafa, x-y-z düzlemlerinde rotasyon hareketlerine izin vererek baş hareketlerini taklit etmektedir.

### 2.1.8 Termoluminesans Dozimetreler (TLD)

Araştırmamızda Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü dozimetre laboratuvarında bulunan, lityum florür ( $\text{LiF}_2$ ) kristalleri içeren TLD-100 ( $\text{LiF}_2:\text{Mg}$ ,  $\text{Ti}$ ; Model 100, Harshaw Chemical, Solon, Ohio) kristalleri kullanıldı. TLD-100 dozimetreleri, 3,2x3,2x0,89 mm boyutlarında kare (çip) şeklindedir.

100 adet  $\text{LiF}_2$  TLD-100 dozimetre numaralandırıldı ve Sezyum-137 kaynağı ile ışınıldı. Yapılan değerlendirmeler sonucu hata payı en çok  $\pm\%5$  olan 30 adet  $\text{LiF}_2$  TLD-100 dozimetre seçilerek deneylerimizde kullanıldı. Deneyler süresince dozimetreler, ışıktan etkilenme, kirlenme veya kaybolma gibi dış etkenlerden korunması amacıyla bakır kap içerisinde bulunduruldu.



**Şekil 2.11:** Bakır taşıma kabına yerleştirilmiş Termoluminesans Dozimetreler ( TLD-100)

Dozimetreler bu şekilde muhafaza edilip numaralandırıldıktan sonra bütün deneylerimizde aynı dozimetre, fantom kafada aynı bölgeye yerleştirilecek şekilde ayarlandı. Dozimetrelerin ışınlama öncesi ve ışınlama sonrası fırınlama işlemleri yine aynı bakır kap içerisinde numara sırasına göre yerleştirilerek yapıldı.

### 2.1.9 Model-3500 TLD Reader Cihazı

Araştırmamızda, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Dozimetri Laboratuvarında bulunan Model-3500 TLD Reader cihazı (Harshaw Chemical, Solon, Ohio) kullanıldı. Bu cihaz, bir TLD okuyucusu ve buna bağlı bir bilgisayardan oluşmaktadır. Cihazın görevi, ışınlanmış bir dozimetrede ölçüm yaparken, ısıtılan dozimetreden yayılan ışığı elektriksel yüke dönüştürerek, sonucu nano-coulomb (nC) cinsinden vermektir.



Şekil 2.12: Model 3500 TLD Reader cihazı

Araştırmamız sırasında, cihazda TLD okuyucusunun ön tavlama sıcaklığı 50°C, maksimum sıcaklık 300 °C, ısıtma hızı 1/10 °C/sn ve okuma süresi 33 sn olarak ayarlandı.

### 2.1.10 Rad-check İyon Odası

Rad-check Plus model 06-526 cihazı (Victoreen, Cleveland, Ohio), kalibrasyon işlemleri için kullanılmaktadır. Çalışmamızda da TLD'lerin kalibrasyon işlemi sırasında kullanıldı.

### 2.1.11 Sezyum-137 Işınlayıcı

Bu cihaz, dozimetrelerin ECC hesaplamaları yapılırken, ışınlama işlemi için kullanıldı. Doğal bir radyasyon kaynağı olan Sezyum-137 ışınlayıcının ortalama enerjisi 662 keV olup, yarı ömrü 30 yıldır.

### 2.1.12 Fırın

Araştırmamızda PTW-TLDO TLD Annealing System (Germany) marka fırın kullanıldı. Bu cihaz, araştırma süresi boyunca her ışınlama öncesi ve sonrası dozimetrelerin fırınlanarak elektron hol tuzaklarının boşaltılması amacıyla kullanıldı. Ayrıca, dozimetrelerin okunması öncesi ön ısıtma için de fırınlama işlemi gerçekleştirildi. Cihazda, bu işlemler için iki farklı fırınlama programı kullanılmaktadır. 1. programda 400°C'de 1 saat, 100°C'de 2 saat fırınlama; 2. programda ise 100°C'de 10 dakika ön ısıtma işlemi yapılmaktadır.



Şekil 2.13: TLD'lerin ısıtılmasında kullanılan fırın

## 2.2 Yöntem

Araştırmalarımıza başlarken, öncelikle deneylerde kullanılacak olan 100 adet LiF2 TLD-100 dozimetre 400°C'de 1 saat, 100°C'de ise 2 saat (1. program) fırınladı ve depolamış oldukları enerji boşaltılarak numaralandırıldı. Daha sonra 3 mm kalınlığında pleksiglas kaba yerleştirilen dozimetreler, Sezyum-137 ışınlayıcı cihaz ile 2 metre mesafeden, 330 sn boyunca ışındı. Işınlama süresince cihazın 2 metre mesafedeki ürettiği radyasyon miktarı 500 µGy olarak ölçüldü. Dozimetreler, bakır kaba yerleştirildi ve 100°C'de 10 dakika (2. program) fırınlanarak ön ısıtma yapıldı. 100 adet dozimetrenin her biri TLD-reader cihazında okundu. Bu okuma sonucu her bir dozimetrenin duyarlılığını gösteren ECC'leri hesaplanarak, ECC'leri 0,95 ile 1,05 ( $\pm\%5$ ) arasında olan, birbirine yakın hassasiyetteki 30 dozimetre seçilerek deneylere başlandı.

Seçilen 30 dozimetre 1. programda fırınladı. Bu dozimetreler, pleksiglas kap içerisinde ortamda Rad-check Plus iyon odası da kullanılarak radyasyon miktarı bilinen bir X-ışını kaynağıyla ışındı. Bu ışınlama sırasında kaba ulaşan radyasyon miktarı 1022 µGy olarak ölçüldü. Daha sonra ışınlanmış olan dozimetrelerin, 2. programda ön ısıtması yapıldı ve TLD-reader cihazında WinREMS yazılım programında nC cinsinden okumaları yapılarak fototüp akımı bulundu. Dozimetrelerden, verilen radyasyon miktarına en yakın ölçüm alınan 3 tanesinin ölçümleri kalibrasyon için esas alındı. Dozimetrelere verilen radyasyon miktarı ve TLD-reader cihazında okunan fototüp akımı değerleri bilindiğinden, dozimetrelerin, fototüp akımını soğurulan radyasyon miktarına çevirmek için kullanılan dönüşüm katsayıları (RCF) her bir dozimetre için ayrı ayrı olacak şekilde hesaplandı. Dozimetreler, tekrar 1. programda fırınlanarak enerjileri boşaltıldı. Radyasyon miktarı bilinen X-ışını kaynağıyla dozimetrelerin ışınlama işlemi fantom kafada tekrarlanarak RCF katsayılarının doğruluğunun sağlanması yapıldı. Ayrıca fantom kafa üzerinde doz dağılımı da incelenerek herhangi bir problem olmadığı görüldü. Böylece kalibrasyon işlemi tamamlanmış oldu.

Kalibre edilmiş dozimetreler üçerli gruplara ayrıldı. Daha sonra dozimetreler, fantom kafa üzerinde aşağıda sıralanan organ yüzeylerine, kilitli poşetler içerisinde ve her bölgeye üçer adet dozimetre gelecek şekilde yerleştirildi:

- Tiroit
- Sağ ve sol göz
- Larenks
- Trake
- Sağ ve sol parotis bezleri
- Sağ ve sol submandibuler tükürük bezleri
- Sublingual tükürük bezi

Deneyler boyunca her ışınlamada, aynı bölgeye daima aynı dozimetreler yerleştirilerek ışınlamalar yapıldı. Dozimetre yerleştirilmiş olan fantom kafadan aşağıdaki sistemlerle radyograflar alındı:

- Konvansiyonel intraoral tüm ağız radyograf serisi (7 adet maksiller periapikal radyograf - 7 adet mandibuler periapikal radyograf - 2 adet sağ ve sol bite-wing)
- Dijital intraoral tüm ağız radyograf serisi
- Konvansiyonel panoramik radyograf
- Dijital panoramik radyograf
- Ortodontik amaçlı konvansiyonel ekstraoral radyograf serisi (panoramik, lateral sefalometrik ve posteroanterior kafa grafileleri)
- Ortodontik amaçlı dijital ekstraoral radyograf serisi
- Çok kesitli bilgisayarlı tomografi (BT)
- Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT)

Her ışınlama sonrası dozimetreler, bakır kap içerisinde 2. programda fırınlanarak TLD-Reader cihazında okundu. Okumaları yapılan dozimetreler, yine bakır kap içerisinde 1. programda fırınlanarak absorbe ettikleri enerjileri boşaltıldı ve bir sonraki ışınlama için kilitli poşetlerde fantom kafaya yerleştirildi.

Tüm ışınlamalar iki kere tekrarlanarak elde edilen değerlerin ortalamaları alındı. Böylece deneye dahil edilen organların absorbe ettikleri organ dozları ve ICRP 2007'de belirlenen doku ağırlık faktörleri kullanılarak etkin dozlar hesaplandı ve sonuçlar karşılaştırmalı olarak değerlendirildi. Tükürük bezinin etkin doza katkısı hesaplanırken, tüm tükürük bezlerinden ölçülen absorpsiyon dozlarının ortalaması alınarak tükürük bezi için belirtilen doku ağırlık katsayısı ile çarpıldı ve etkin doz hesaplandı. Özofagusun etkin doza katkısı hesaplanırken, larenks ve trake için ölçülen yüzey absorpsiyon dozlarının ortalaması alınarak elde edilen miktar özofagus



için verilen organ katsayısı ile çarpıldı. Kemik iliğinin etkin doza katkısı hesaplanırken ise her iki taraf parotis bezleri ve sublingual bezden ölçülen yüzey absorpsiyon dozlarının ortalamaları alındı ve mandibula için ortalama bir değer elde edildi. Daha sonra ICRP'nin 2007 yılında kemik iliği etkin doz hesaplaması için verdiği şekilde, kemik iliği için ortalama etkin doz hesaplandı.

$$D_{skel}(AM) = \sum_x \frac{m(AM,x)}{m(AM)} D(SP, x)$$

Buna göre  $D_{skel}$  ortalama iskeletsel absorpsiyon dozu,  $m(AM,x)$  ölçüm yapılan bölgedeki kemik iliği miktarı,  $m(AM)$  tüm iskelet için kemik iliği miktarı ve  $D(SP, x)$  ise hedef bölgedeki ölçüm miktarıdır. Çalışmamız için  $m(AM,x)$  mandibula kemik iliği miktarı olarak alındı ve ICRP'nin bunun için verdiği katsayı 0,8 olarak alındı. Tüm iskelet sistemi için kemik iliği miktarı 100 olarak alındı. Hedef bölgedeki ölçüm miktarı da daha önce açıklandığı şekilde parotis bezleri ve sublingual bezden ölçülen dozların ortalaması olarak alındı. Böylece  $D_{skel}$  hesaplandı ve elde edilen değer, uygun doku katsayısı ile çarpılarak ortalama kemik iliğinin etkin doza katkısı hesaplandı.

### 3.BULGULAR

Deneyleerde kullanılan cihazların bazı teknik özellikleri ve kullanılan ışınlama tekniği, radyasyon dozunu etkileyen faktörlerdendir. Çizelge 3.1'de, çalışmamızda kullanılan cihazların deneyler sırasında ayarlanan bazı özellikleri verilmektedir.

**Çizelge 3.1a:** Çalışmamızda kullanılan görüntüleme cihazlarına ait olan bazı teknik özellikler

Cihaz	kVp	mA	Süre(sn)	mAs	Filtrasyon	Fokal spot-obje
Konv. Tüm ağız	70	8	7,2	57,6	2 mm Al	200 mm
Dijit. Tüm Ağız	70	7	2,56	17,92	2 mm Al	200 mm
Konv. Panoramik	68	8	18	144	2,5 mm Al	250 mm
Dijit. Panoramik	69	15	14,1	211,5	2,5 mm Al	250 mm
Konv. Sef	70	12	0,8	9,6	2,5 mm Al	1500 mm
Konv. PA	78	12	1,2	14,4	2,5 mm Al	1500 mm
Dijit. Sef	73	15	14,8	222	2,5 mm Al	1714 mm
Dijit. PA	80	14	9,1	127,4	2,5 mm Al	1714 mm
KIBT	120	3,8	40	152	1,3 mm Cu	600 mm
BT	100	6,7	15	100	6,3 mm Al	700 mm

**Çizelge 3.1b:** Çalışmamızda kullanılan görüntüleme cihazlarına ait olan bazı teknik özellikler\*

Cihaz	kVp	mAs	Tüp Çıkış Dozu (µGy)	Doz/mAs
Konv. Tüm ağız	70	2,4	1364	568
Dijit. Tüm Ağız	60	0,2	159	795
Konv. Panoramik	70	144	550	3,82
Dijit. Panoramik	69	211,5	907	4,29

\*Değerler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda Kurt ve diğerlerinin yapmakta olduğu henüz yayınlanmamış bir çalışmadan alınmıştır.

Her cihazın özellikleri, benzer özellikte ve aynı amaçla kullanılan diğer bir cihazla karşılaştırılacak olursa; çizelge 3.1a'ya göre, konvansiyonel ve dijital intraoral radyografi cihazlarının kVp değerleri aynı, mA değerleri birbirine çok yakın

olmasına rağmen ışınlama süreleri arasındaki fark, bu iki cihaz arasında ürettikleri radyasyon miktarı açısından belirleyicidir. Ayrıca çizelge 3.1b'ye göre dijital intraoral görüntüleme cihazının doz/mAs değeri (795), konvansiyonel intraoral görüntüleme cihazının doz/mAs değerine (568) göre daha yüksektir. Bu değerler dijital intraoral görüntüleme cihazının birim zamanda aynı parametrelerle daha yüksek radyasyon ürettiğini göstermektedir. Ancak bu fark ışınlama süresinin radyasyon miktarına olan etkisi kadar büyük değildir. Dijital ve konvansiyonel panoramik cihazlarında da benzer şekilde mAs değerleri arasındaki fark radyasyon miktarları arasındaki fark açısından belirleyicidir. Konvansiyonel ve dijital lateral ve posteroanterior sefalometrik görüntüleme cihazlarında, cihazların mAs farklılığına ek olarak hem kVp hem fokal spot-obje mesafeleri arasındaki fark, cihazların radyasyon dozları arasında farklılık ortaya çıkmasında etkilidir. 3 boyutlu görüntüleme cihazlarında ise bu parametrelere ek olarak iki cihaz arasındaki filtrasyon farkı dikkat çekicidir.

**Çizelge 3.2:** Konvansiyonel ve dijital tüm ağız ışınlamalar için ölçülen organ absorpsiyon dozları (mGy)

Organ	Konv. Tüm ağız	Dijit. Tüm ağız
Tiroit	0,574	0,378
Sağ göz	2,080	1,047
Sol göz	2,853	0,786
Sağ parotis bezi	0,593	0,367
Sol parotis bezi	0,530	0,462
Sağ submandibuler bez	1,911	0,748
Sol submandibuler bez	2,065	0,957
Sublingual bez	3,372	1,375
Larenks	0,925	0,527
Trakea	0,840	0,405

Çizelge 3.2'de, konvansiyonel ve dijital intraoral radyografi cihazları için fantom kafadan ölçülen absorpsiyon dozları görülmektedir. Ölçüm sonuçlarına göre tiroit bezi, parotis bezi, larenks ve trake için konvansiyonel ve dijital intraoral radyografi cihazlarının radyasyon dozları arasında nispeten daha yakın sonuçlar elde edildi. Gözler, submandibuler ve sublingual tükürük bezleri için ise çok daha büyük bir fark ortaya çıktı. Dijital intraoral radyografi cihazında, çalışmaya dahil edilen tüm organlar için çok daha düşük miktarlarda radyasyon dozu ölçüldü. Her iki cihaz için sağ ve sol göz arasında, absorpsiyon dozu ölçümlerinde gözle görülür bir fark ortaya

çıktı. Bunun nedeni, gözlerin cihazın ışınlama alanına çok yakın bir bölgede ancak ışınlama alanı dışında kalması sonucu, 16 adet intraoral tüm ağız ışınlamaları sırasında gözlerin doz ölçümü için yerleştirilen TLD'ler, fantom kafanın pozisyonlandırılması ve konun yerleştirilmesine bağlı olarak bazı ışınlamalarda primer ışınlamaya maruz kalırken bazı ışınlamalarda ışınlama alanı dışında kalmış olabilir. Bu durum her iki tarafa yerleştirilen TLD'lerin aynı oranda radyasyona maruz kalmasını engellemiş olabilir. Konvansiyonel cihazla yapılan ışınlamalarda sol göz dozu sağ göze göre daha fazla bulunurken dijital cihazla yapılan ışınlamalarda sağ göz dozunun, sol göze göre daha fazla bulunmuş olması bu durumu destekler niteliktedir.

Panoramik röntgen cihazlarının özellikleri incelenecek olursa, dijital panoramik cihazının hem kVp, hem de mA değerleri, konvansiyonel panoramik cihaza oranla yüksek iken, ışınlama süresi nispeten daha düşüktür. Aynı cihazla ışınlama yapılan lateral sefalometrik ve posteroanterior grafiler için dijital cihazın ışınlama süresi, konvansiyonel cihaza oranla çok yüksektir. Bunun nedeni, dijital cihazla görüntü elde ederken çok dar bir alanda ışınlama yapılarak elde edilen kesitsel görüntülerin birleştirilmesiyle görüntü elde edilmektedir. Konvansiyonel cihazda ise görüntü, tüm kafa ışınlaması sonucu elde edilmektedir. Dolayısıyla dijital görüntü elde etmek için geçen süre daha uzundur. Ayrıca dijital cihazda lateral sefalometrik ve posteroanterior grafiler için fokal spot-film mesafesi daha fazladır. Bu durum radyasyon şiddetini azaltmaktadır. Ancak her iki cihazın doz/mAs değerlerini karşılaştırdığımızda dijital cihazın doz/mAs değeri (4,29) konvansiyonel cihaza (3,82) göre daha yüksektir. Bu sonuç, dijital panoramik cihazının aynı birim zamanda aynı parametreler kullanıldığında konvansiyonel cihaza göre daha çok radyasyon ürettiğini göstermektedir.

**Çizelge 3.3:** Konvansiyonel ve dijital 2 boyutlu ekstraoral ışınlamalar için ölçülen organ absorpsiyon dozları (mGy)

Organ	Konv.Panoramik	Dijit.Panoramik	Konv.Lat.Sef.+PA	Dijit.Lat.Sef+PA
Tiroit bezi	0,446	0,379	0,481	0,412
Sağ göz	0,362	0,338	0,349	0,322
Sol göz	0,419	0,468	0,462	0,437
Sağ parotis bezi	0,779	0,611	0,405	0,413
Sol parotis bezi	0,764	0,542	0,488	0,382
Sağ submandibuler bez	0,512	0,592	0,353	0,453
Sol submandibuler bez	0,492	0,554	0,356	0,485
Sublingual bez	0,636	0,607	0,413	0,399
Larenks	0,485	0,495	0,374	0,281
Trakea	0,487	0,452	0,433	0,437

Çizelge 3.3'de, konvansiyonel ve dijital panoramik cihazlarının absorbe organ dozları incelendiğinde, parotis ve tiroit bezi için konvansiyonel panoramik cihazıyla daha yüksek radyasyon dozu ölçümleri elde edildi. Diğer organların hesaplanan dozları arasında ciddi bir fark izlenmedi. Ancak submandibuler tükürük bezleri için dijital panoramik cihaz ölçümleri daha yüksek bulundu. Her iki cihaz için panoramik radyograf ışınlamalarında en yüksek dozlar parotis bezinden ölçülürken en düşük dozlar ise gözlerden ölçüldü.

Ortodontik amaçlı ışınlamalarda, submandibuler tükürük bezleri için dijital cihazla yapılan ışınlamalar sonucu yapılan ölçümler daha yüksekti. Bunun yanında diğer organlar için absorpsiyon dozları karşılaştırıldığında konvansiyonel cihazla daha yüksek radyasyon dozları ölçüldü. Konvansiyonel cihaz için en yüksek dozlar parotis bezleri için ölçülürken, en düşük dozlar sağ göz ve larenks için ölçüldü. Dijital cihaz için en yüksek dozlar submandibuler ve sublingual tükürük bezlerinden ölçüldü. En düşük dozlar ise sağ göz ve larenks için ölçüldü.

Çalışmamızda, çok kesitli BT ile 3 boyutlu görüntü elde etmek için öncelikle bir topogram elde edildi. Bunun için tüm kafadan 2 sn'lik bir ek ışınlama daha uygulandı. Ancak KIBT için böyle bir işlem uygulanmadı.

**Çizelge 3.4:** 3 boyutlu dental görüntüleme sistemlerinde yapılan ışınlamalar için ölçülen organ absorpsiyon dozları (mGy)

Organ	KIBT	BT
Tiroit bezi	0,863	0,714
Sağ göz	3,165	3,367
Sol göz	3,409	4,028
Sağ parotis bezi	3,190	4,416
Sol parotis bezi	3,061	4,000
Sağ submandibuler bez	2,594	4,050
Sol submandibuler bez	2,638	3,793
Sublingual bez	2,636	3,105
Larenks	1,209	1,222
Trake	0,991	0,929

Çizelge 3.4'de, KIBT ve çok kesitli BT için ölçülen organ absorpsiyon dozları karşılaştırıldığında, tiroit bezi için KIBT ile yapılan ölçümler daha yüksek bulunurken, larenks ve trake için birbirine yakın sonuçlar bulundu. Diğer tüm organlar için çok kesitli BT ile elde edilen ölçümler daha yüksek bulundu. KIBT için en yüksek doz sol gözden ölçülürken, en düşük doz tiroit bezinden ölçüldü. Çok kesitli BT için en yüksek doz sağ parotisten ölçülürken, en düşük doz ise tiroit bezinden ölçüldü.

**Çizelge 3.5:** Konvansiyonel ve dijital intraoral görüntülemeler ile panoramik görüntülemeler için organların etkin doza katkısı ( $\mu\text{Sv}$ )

Organ	Konv. Tüm ağız	Dijit. Tüm ağız	Konv. Panoramik	Dijit. Panoramik
Tiroit	23	15,1	17,8	15,1
Tükürük bezi	16,9	7,8	6,4	5,8
Özofagus	35,3	18,6	19,4	18,9
Kemik iliği	2,2	0,7	0,7	0,6
<b>Toplam</b>	<b>77,4</b>	<b>42,2</b>	<b>44,3</b>	<b>40,4</b>

**Çizelge 3.6:** Konvansiyonel ve dijital lateral ve posteroanterior sefalometrik görüntülemeler ile 3 boyutlu dental görüntülemeler için organların etkin doza katkısı ( $\mu\text{Sv}$ )

Organ	Konv. Lat. Sef.+ PA	Dijit. Lat. Sef.+ PA	KIBT	BT
Tiroit bezi	19,3	16,5	34,5	28,6
Tükürük bezi	4	4,3	28,2	38,7
Özofagus	16,2	14,4	44	43
Kemik iliği	0,4	0,4	2,8	3,7
<b>Toplam</b>	<b>39,9</b>	<b>35,6</b>	<b>109,5</b>	<b>114</b>

Çizelge 3.5 ve Çizelge 3.6'da, çalışmaya dahil edilen cihazlar ile ölçülen absorpsiyon dozları kullanılarak, çalışmamıza dahil edilen organlar için ICRP'nin 2007 yılında yeniden düzenlediği doku ağırlık faktörleri (Çizelge 1.2) göz önüne alınıp, organların etkin doza olan katkısı hesaplandı. Buna göre; en yüksek etkin doz, çok kesitli BT ile ölçülürken en düşük etkin doz dijital lateral sefalometrik cihazı ile ölçüldü.

#### 4.TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde, teşhis ve tedavi planlamalarında radyolojik inceleme bir gerekliliktir. Diş hekimliği alanındaki teknolojik gelişmeler sonucu hem dijital görüntüleme yöntemleri hem 3 boyutlu görüntüleme teknikleri rutin kullanıma girmiştir. Çalışmamızda, günümüz diş hekimliğinde kullanılan her görüntüleme tekniğini uygulayacak şekilde cihazlar kullanılıp intraoral konvansiyonel görüntüleme yöntemlerinden, çok kesitli BT görüntülemeye kadar, her tekniğin etkin doz verileri bir arada sunulmuş oldu.

İnsan vücudunda farklı dokuların iyonize radyasyona duyarlılığı da farklıdır. 1990 yılında ICRP, farklı radyolojik incelemeler için ortaya çıkan riski karşılaştırmak amacıyla, etkin dozun öncelikli birim olduğunu belirledi (ICRP-60, 1991). Etkin dozun kullanılması, radyasyondan korunma amaçlıdır. 2007 yılında ICRP, radyasyon fiziği ve biyolojik etkileri ile ilgili en son bilimsel veriler ışığında, etkin doz hesaplama yöntemini güncelledi (ICRP-103, 2007). Güncel tabloya ilk defa; tükürük bezleri, beyin, oral mukoza ve ekstratorasik hava yolu da belirlemeye esas unsurlar olarak dahil edildi. Maksillofasial bölgeyi içeren bu değişiklikler, dental incelemeler sırasında ilgili bölgenin, kanser riski tahminlerini etkileyecek anlamlı bir potansiyeli olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda, baş ve boyun bölgesindeki kritik organların etkin dozlarının hesaplanmasında ICRP 2007 doku ve organ katsayıları kullanıldı. Dolayısıyla da sonuçların karşılaştırılmasında, ICRP 2007 katsayıları kullanılarak etkin dozların hesaplanmış olduğu çalışmalara yer verildi. Ancak, dental radyolojide 2007 yılından günümüze kadar yapılan dozimetrik çalışmalarda, daha çok panoramik görüntüleme, KIBT görüntüleme ve çok kesitli BT görüntüleme dozları hesaplanmış olduğundan, intraoral görüntüleme dozları ile ilgili kısıtlı karşılaştırmalara yer verildi. Ayrıca, bundan sonra yapılacak çalışmalarda da 2007 katsayılarının kullanılması, karşılaştırılabilir veriler sağlanmasında önemlidir.

Etkin dozun hesaplanabilmesi için doku veya organ tarafından absorbe edilen ortalama dozun bilinmesi gerekir. Hasta üzerinde radyografik incelemelerin uygulanması sırasında, organ dozu ölçümü yapmak çok zordur (Thilander-Klang, 2010). Ayrıca bu tarz çalışmalarda, genellikle aynı hastanın birden fazla cihazla aldığı radyasyon dozunun ölçülmesi gerekmektedir. Böyle bir durumda hastanın



gereksiz radyasyona maruz kalması, hasta üzerinde ölçüm yapılmasını imkansız hale getirir. Bu yüzden bizim çalışmamızda da, diğer tüm radyasyon dozu çalışmalarında olduğu gibi yumuşak ve sert doku eşdeğeri fantom kafa üzerinde ışınlamalar gerçekleştirildi. Böylece farklı cihazların radyasyon dozları karşılaştırılırken, hastaya bağlı farklılıklar ve gereksiz hasta radyasyon uygulamaları ortadan kaldırıldı. Çalışmamızda kullandığımız yetişkin erkek yumuşak ve sert doku eşdeğeri fantom kafa; kolay taşınabilir, kolay monte edilebilir ve görüntüleme cihazlarında kolay pozisyonlandırılabilir olması nedeniyle, diğer çalışmalarda kullanılan antropomorfik fantom kafalardan daha avantajlıdır.

Çalışmamızda her bölgeye 3'er TLD yerleştirilerek her ışınlama 2 kere tekrarlandı ve sonuçların ortalaması alınarak çok daha doğru ölçüm sonuçları elde edilmeye çalışıldı. Bu sonuçlara göre en yüksek absorpsiyon dozları tükürük bezlerinden ölçülmüş olmasına rağmen etkin doza en büyük katkıyı tiroit bezi ve özofagus dozları verdi. Bunun nedeni tükürük bezi için organ katsayısı 0,01 iken tiroit bezi ve özofagus için organ katsayısı 0,04'dür. En yüksek etkin doz, çok kesitli BT cihazıyla 114  $\mu\text{Sv}$  olarak ölçülürken en düşük doz ise dijital lateral ve posteroanterior sefalometrik görüntülemelerde 35,6  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplandı. Beklendiği şekilde dijital 2 boyutlu ekstraoral görüntüleme yöntemleri, konvansiyonel 2 boyutlu ekstraoral görüntüleme yöntemlerinden daha düşük etkin dozlar üretmesine rağmen aradaki fark fazla değildi. Dijital panoramik, lateral ve posteroanterior sefalometrik görüntüleme etkin doz değerleri (40,4  $\mu\text{Sv}$  ve 35,6  $\mu\text{Sv}$ ) ile konvansiyonel panoramik, lateral ve posteroanterior görüntüleme etkin doz değerleri (44,3  $\mu\text{Sv}$  ve 39,9  $\mu\text{Sv}$ ) birbirine yakındı. Bunun nedeni olarak, dijital görüntülemelerde kullanılan kVp ve mAs gibi parametrelerin gerekenden daha yüksek değerlerde ayarlanmış olması ve uygulayıcı tarafından farkedilememiş olmasına, bunun da daha fazla radyasyon verilmesine ve ölçümlerimiz sırasında da konvansiyonel görüntülemeye yakın sonuçlar elde etmemize yol açtığı düşünülebilir. Dijital görüntü elde edilirken gerekenden daha yüksek dozdaki ışınlamalar, görüntü kalitesinin bozulmasına yol açmaz. Analog görüntülemelerde kullanılan x-ışını filmlerinin ışınlamaya karşı grilik yoğunluk olarak verdikleri yanıtlar ancak ışınlamanın belirli bir aralığında doğrusaldır. Bu aralığın altında ve üstünde yapılan ışınlamalarda görüntü kalitesi bozulur. Böylece grilik yoğunlukları çok açık gri ya da

koyu gri olarak elde edilir. Buna karşılık dijital görüntülemelerde dedektör yanıtı ile ışınlama arasında doğrusal bir ilişki vardır ve ışınlama miktarı arttıkça görüntü kalitesi artar. Ayrıca ışınlama miktarındaki bu artış görüntüde önemli bir detay farkı yaratmadığı gibi hasta dozunun gereksiz yere artması söz konusudur. Bu yüzden uygulayıcı rutin dijital uygulamalar sırasında hastaya gerekenden daha fazla radyasyon verdiğinin farkına varmayabilir (ICRP-34, 2004). Hastaya gerekenden daha az radyasyon verilmesi de aşırı harel bir görüntünün oluşmasına neden olur. Bu durum ise film çekiminin tekrarına ve her iki durumda da hasta dozunun artmasına neden olur (Gonzalez, 2012). Dijital ve konvansiyonel intraoral görüntülemelerde tüm ağız incelemesi için etkin dozlar sırasıyla 42,2  $\mu$ Sv ve 77,4  $\mu$ Sv olarak hesaplandı. Böylece 2 boyutlu ekstraoral görüntüleme yöntemlerinin aksine, konvansiyonel intraoral incelemede, dijital intraoral incelemeye göre yaklaşık 2 kat daha fazla toplam etkin doz ölçüldü. Sonuçlar, intraoral görüntüleme cihazlarının ayarları hemen hemen aynı iken dijital görüntüleme için ışınlama süresinin yaklaşık 3 kat azaltılması ile elde edilen toplam etkin dozun, konvansiyonel intraoral görüntülemeye göre 2 kat azaldığını gösterdi. İntraoral konvansiyonel ve dijital görüntülemeler sonucu hesaplanan absorpsiyon dozları ve etkin dozlar arasında fark olması, beklenen bir sonuçtu. Çalışmamızda, rutin olarak klinikte kullanılan parametreler esas alındı. Dolayısıyla doz azaltmaya yönelik bir ayarlama gerçekleştirilmedi. Böyle bir durumu tam olarak açıklayabilmek için optimum görüntü kalitesine sahip olacak şekilde ilgili cihazlarda radyasyon dozları ile görüntü kalitesi arasındaki ilişkiyi ortaya koyan yeni çalışmalar da gerekmektedir. Böylece, fakültemizdeki Ortodonti Anabilim Dalı'nda kullanılan dijital 2 boyutlu görüntüleme cihazında, rutinde ayarlanmış olan parametreler ile hastaların görüntülenmesinde gerekenden daha fazla radyasyona neden olup olmadığı anlaşılmış olur.

Çalışmamızda kullanılan KIBT cihazının etkin dozu 109,5  $\mu$ Sv olarak hesaplanırken çok kesitli BT cihazının etkin dozu ise 114  $\mu$ Sv olarak hesaplandı. Böylece KIBT cihazının BT cihazına göre daha az etkin doz ürettiği görüldü. Ancak hesaplanan etkin dozlar birbirine yakın olarak değerlendirildi. Bu sonuç, beklenenden farklı olarak KIBT cihazının daha yüksek etkin doz ürettiğini göstermektedir. Çalışmamızda kullanılan KIBT cihazı ile ışınlama sırasında tüm kafa ışınlama alanı içerisinde kalırken, BT cihazı ile ışınlamada orbita tabanı ile

mandibula alt kenarı arası mesafe ışınlama alanı içerisinde kaldı. Dolayısıyla KIBT cihazının beklenenden daha yüksek ve BT cihazının etkin dozuna yakın etkin doz üretmesinin nedeni ışınlama alanının büyük olmasıdır.

Konvansiyonel ve dijital intraoral görüntüleme cihazları için sağ ve sol göz arasında, absorbiyon dozu ölçümlerinde gözle görülür bir fark ortaya çıktı. Bunun nedeni, gözlerin cihazın ışınlama alanına çok yakın bir bölgede ancak ışınlama alanı dışında kalması sonucu olabilir. 16 adet intraoral tüm ağız ışınlamaları sırasında gözler; doz ölçümü için yerleştirilen TLD'ler, fantom kafanın pozisyonlandırılması ve konun yerleştirilmesine bağlı olarak, bazı ışınlamalarda primer ışınlamaya maruz kalırken bazı ışınlamalarda ışınlama alanı dışında kalmış olabilir. Bu durum her iki tarafa yerleştirilen TLD'lerin aynı oranda radyasyona maruz kalmasını engellemiş olabilir. Konvansiyonel cihazla yapılan ışınlamalarda sol gözün organ dozu (2,853 mGy) sağ göz organ dozuna (2,080 mGy) göre daha fazla bulunurken, dijital cihazla yapılan ışınlamalarda sağ gözün organ dozunun (1,047 mGy) sol göz organ dozuna (0,786 mGy) göre daha fazla bulunmuş olması bu durumu destekler niteliktedir.

Dental radyolojide hastanın maruz kaldığı radyasyon dozları, diğer medikal radyolojik uygulamalara kıyasla hep çok düşük olarak değerlendirilir. Bu yüzden dental radyolojide kullanılan radyasyon dozu ile ilgili konulara gerektiği kadar önem verilmez. Ancak dental radyolojik uygulamalar, tüm medikal uygulamalar içerisinde x-ışınının en sık kullanıldığı alanlardan biridir (UNSCEAR, 2000). Dünya çapındaki radyolojik uygulamaların yaklaşık %21'i dental incelemelerdir (UNSCEAR, 2010; IAEA, 2002). Dental radyolojik incelemeler içerisinde de en sık kullanılan teknik intraoral radyografilerdir. Buna ek olarak, dental radyolojik uygulamaların çok büyük bir bölümü, standart kalite teminat programı olmayan veya uygulayıcılara çoğu zaman uygun operatör eğitiminin verilemediği dental kliniklerde gerçekleşmektedir (Poppe, 2006). Özellikle ülkemiz şartları göz önünde bulundurulduğunda, hem eğitilmiş radyoloji teknisyenlerinin sayısının yetersiz kalması hem de çok eski model röntgen cihazlarının hala rutin kullanımda olması, bu durumu ülkemiz için daha çarpıcı hale getirmektedir. Tüm bu nedenlerden dolayı hastalar, yetersiz veya arızalı cihazlar veya hatalı uygulama teknikleri nedeniyle gereksiz yüksek radyasyon dozlarına maruz kalabilmektedir (Poppe, 2007).

Dental radyoloji merkezlerinde, kullanılan cihazlara ait radyasyon dozu

kayıtları ile ilgili çalışmalar çok sık yapılmaz. Bu tarz çalışmalar yapıldığında ise farklı kantiteler kullanıldığından bu çalışmaların belli bir standardizasyonu yoktur. Bu durumda, farklı çalışmalarda kullanılan inceleme çeşitleri ile ilişkili karşılaştırma yapmak zordur (ICRP-103, 2007). Radyasyon dozu inceleme tekniklerini en etkin şekilde kullanarak, görüntü kalitesi ile radyasyon riski arasındaki dengenin karşılaştırılabileceği şekilde radyasyon dozu ölçüm çalışmalarını ayarlamak önemlidir. Bu tarz çalışmalarda hesaplanan etkin doz hata oranı %40 hatta daha fazla olabilir (Thilander-Klang, 2010). Bu yüzden, konvansiyonel teknikler, BT, KIBT veya çok kesitli BT kullanılarak yapılan çalışmalarda sonuçların, kolayca kıyaslamaya imkan verecek, basit ve tekrarlanabilir bir yöntemle hesaplanması ve her dental cihaz için radyasyon dozu kayıtları tutulması istenir (Helmrot, 2010). Çalışmamızda, radyasyon dozu ölçümleri için yumuşak ve sert doku eşdeğeri fantom kafa ve TLD-100'ler kullanıldı. Ayrıca radyasyon dozu ölçümü yapılan cihazların seçiminde mümkün olduğu kadar dental radyolojide kullanılan tüm radyografi yöntemlerine ait birer örnek alındı. Böylece elde edilen sonuçları, daha önce yapılmış farklı çalışmalarla karşılaştırabilme imkanı sağlandı.

Dünya genelinde bir yıllık kişi başına düşen etkin doz 3,1 mSv'dir (UNSCEAR, 2010). Bu miktarın %94'den fazlası insanın ürettiği yapay kaynaklı, bunun %20'si de diagnostik radyoloji kaynaklıdır. İsviçre'de de benzer şekilde 2009 yılı verilerine göre kişi başına düşen etkin doz 4 mSv'a yaklaşmaktadır (FOPH, 2010). Bunun %92'si yapay kaynaklı iken, %30'u diagnostik radyoloji kaynaklıdır. İsviçre'de 1950'li yıllardan beri medikal x-ışını ile popülasyonun aldığı doz miktarları taranmaktadır. En son 2008 yılında Samara ve diğerleri, ülke genelinde radyasyon cihazı bulunan tüm sağlık merkezlerini dahil ettikleri ve %45 cihaz katılımıyla gerçekleştirdikleri araştırmada, kişi başına düşen etkin doz miktarını 1,3 mSv olarak hesaplamışlardır (Samara, 2012). 1998 yılında etkin doz miktarı 1 mSv iken, 10 yılda etkin doz miktarındaki %30 artışı, BT kullanımındaki %70 artışa bağlamışlardır (Aroua, 2007). Araştırmalarımıza göre ülkemizde henüz bu tarz bir çalışma yapılmamıştır. Dolayısıyla, ülkemizde yaşayan popülasyonun, yapay kaynaklardan yıllık maruz kaldığı etkin doz miktarı bilinmemektedir. Bundan dolayı, çok sınırlı cihazlarla yaptığımız bu çalışma, radyografik incelemeler sırasında hastaya verilen radyasyon dozu miktarları ile ilgili bir fikir verdiğinden önem kazanmaktadır. Ancak

bu tarz çalışmaların daha fazla yapılması gerekliliği de ortaya çıkmaktadır.

2008 yılında Ludlow ve diğerlerinin yetişkin kafa ve doku eşdeğeri fantom kafa üzerinde 24 ayrı bölgeye TLD-100 yerleştirilerek baş-boyun bölgesindeki organ ve dokuların absorpsiyon ve etkin dozlarını dental radyografik tekniklerle inceledikleri çalışmada, ICRP'nin 1990 ve 2007 yıllarında yayınladığı doku ağırlık faktörleriyle hesaplanan etkin dozları karşılaştırılmıştır (Ludlow, 2008a). Çalışma için kullanılan görüntüleme teknikleri ve özellikleri çizelge 4.1'de gösterilmiştir.

**Çizelge 4.1:** Ludlow ve diğerlerinin yaptıkları çalışmada kullanılan görüntüleme teknikleri ve özellikleri (Ludlow, 2008)

Görüntüleme tekniği	kVp	mA	Sn	mAs	Diğer
18 İntraoral radyograf	70	8			30 cm yuvarlak kon
	70	8			3,6x4,6 cm dikdörtgen kon
Lateral sefalometrik görüntüleme	77			6,5	152,4 cm fokal spot-film
Posteroanterior görüntüleme	75			11	152,4 cm fokal spot-film
Panoramik görüntüleme	68	13	16	208	
	64	8	14,1	112,8	

Çalışma sonucunda etkin dozların 2007 katsayıları ile hesaplandığında, 1990 katsayıları ile hesaplanana göre %32-%422 oranında daha yüksek olduğunu gözlemişlerdir (Ludlow, 2008a). 2007 ICRP organ ve doku ağırlık faktörleri, daha güncel kanser insidansı ve mortalite verilerini yansıtmaktadır. Kanser insidansı verileri, başta yüksek hayatta kalma oranı olan kanser tipleri olmak üzere kanserler hakkında daha kapsamlı bir açıklama ortaya koymaktadır. Kanser riskinin arttığına dair kanıtlardan dolayı tükürük bezi ve beyin, 2007 yılında ağırlık faktörü artmış organlar olarak gösterilmiştir. Aslında baş-boyun bölgesindeki kanser insidansının dental radyografi ile ilişkili olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (Preston-Martin, 1990-1985). Çalışmamızda da, daha güncel olan ICRP 2007 doku ve organ katsayıları ile etkin dozlar hesaplandı. Hesaplanmış olduğumuz etkin dozlar, Ludlow ve diğerlerinin sonuçları ile karşılaştırıldığında, yuvarlak kon ve D-hızlı filmler ile elde ettiğimiz tüm ağız radyografi serisi toplam etkin dozunun (77,4  $\mu$ Sv), bu çalışmada hesaplanmış olan etkin dozdan (388  $\mu$ Sv) çok daha düşük olduğu görüldü. Dijital yöntem ve yuvarlak konla elde edilen sonuçların da bizim çalışmamızda 42,2

$\mu\text{Sv}$  iken bu çalışmada 170,7  $\mu\text{Sv}$  olduğu gözlemlendi. Bu farkın nedeni, bu çalışmada tüm ağız görüntüleme için yapılan ışınlama sayısı 18 iken, bizim çalışmamızda bu sayının 16 olması ve kullanılan cihazların ışınlama sürelerinin farklı olması olabilir. Ancak, çalışmada kullanılan intraoral görüntüleme cihazının ışınlama süreleri ile ilgili bilgi verilmemiş olmasından dolayı tam bir değerlendirme yapmak mümkün değildir. Panoramik görüntüleme yöntemleri karşılaştırıldığında da arada bir fark olduğu gözlemlendi. Çalışmamızda, dijital panoramik görüntüleme için toplam etkin doz 40,4  $\mu\text{Sv}$ , dijital lateral sefalometrik ve posteroanterior görüntüleme için toplam etkin doz 35,6  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplandı. Bu çalışmada ise sonuçlar iki farklı dijital panoramik görüntüleme için 14,2  $\mu\text{Sv}$  ve 24,3  $\mu\text{Sv}$  ile lateral ve posteroanterior görüntüleme için toplam 10,7  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplanmıştır. Çalışmada ayrıca konvansiyonel cihazlarla ölçüm yapılmamıştır. Dijital görüntüleme cihazları arasındaki farkın nedeni her iki çalışmada kullanılan cihazların ışınlama ayarları ile ilgili olabilir. Bizim çalışmamızda, dijital panoramik görüntüleme için kullandığımız cihaz ayarları 69 kV, 211,5 mAs iken bu çalışmadaki değerler iki farklı panoramik cihazı için 64 kV, 112,8 mAs ve 68 kV, 208 mAs idi. Bizim çalışmamızda lateral sefalometrik inceleme için 80 kVp, 127,4 mAs, posteroanterior görüntüleme için 73 kVp, 222 mAs iken, bu çalışmada kullanılan parametreler sırasıyla 77 kVp, 6,5 mAs ve 75 kVp, 11 mAs idi. Bu çalışmada kullanılan iki adet dijital panoramik cihazının mAs değerleri arasında yaklaşık 2 kat fark olduğu gözlenmiştir. mAs değerleri arasındaki bu farkla aynı oranda bir farkın da cihazların etkin dozları arasında olduğu belirlenmiştir. Yani, mAs değerinin artması görüntüleme cihazlarında toplam etkin dozu arttırmaktadır. Dolayısıyla bizim çalışmamızda kullanılan dijital panoramik, dijital sefalometrik ve konvansiyonel sefalometrik cihazlarının mAs değerlerinin yüksek olması nedeniyle çalışmamızda kullanılan bu cihazların toplam etkin dozları daha yüksek olarak hesaplanmıştır.

KIBT cihazının radyasyon dozları genel olarak azdır. Bu durum, geçerli medikal sebeplerle cihazın sık kullanılmasını masum hale getirir. Ancak kullanım sıklığının artması, kümülatif radyasyon dozunu artırır. Loubele ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada, 3 adet KIBT (NewTom 3G, Accuitomo 3D, i-CAT) ve 3 adet çok kesitli BT cihazı (Somatom VolumeZoom 4, Somatom Sensation 16, Philips Mx 8000 IDT) kullanılarak çeşitli ışınlama ayarı ve farklı ışınlama alanı büyüklüklerinde

etkin dozlar değerlendirilmiştir (Loubele, 2008). Çalışmada iki farklı doku eşdeğeri fantom kafa kullanılmış ve herbirine TLD-100 ve TLD-100H dozimetreleri yerleştirilerek ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonuçları, her iki dozimetre tipi arasında anlamlı bir fark ortaya koymamıştır. En düşük etkin doz, Accuitomo 3D cihazı ile mandibula anterior bölge incelemesinde 13  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplanmış, bu taramada cihazın ışınlama parametreleri belirtilmemiştir. En yüksek etkin doz ise Philips Mx8000 IDT cihazı ile tam kafa taramasında 120 kVp, 140 mA, 29,6 ışınlama süresi kullanılmış ve 1160  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplanmıştır. KIBT cihazları için etkin dozlar 13  $\mu\text{Sv}$  ile 82  $\mu\text{Sv}$  arasında, çok kesitli BT cihazları için etkin dozlar ise 474  $\mu\text{Sv}$  ile 1160  $\mu\text{Sv}$  arasında hesaplanmıştır. Bu çalışmada hesaplanan KIBT dozları, bizim çalışmamızda 109,5  $\mu\text{Sv}$  olarak ölçülen KIBT cihazının etkin dozundan daha düşüktür. Bunun sebebi, çalışmamızda kullanılan cihazın 152 mAs olan ışınlama değerinin, bu çalışmadaki cihazların parametrelerine oranla oldukça yüksek olması, dolayısıyla cihazın ürettiği radyasyon miktarının fazla olması olabilir. Bizim çalışmamızda kullanılan çok kesitli BT cihazının (Somatom Sensation 16) etkin dozları bu çalışmada da hesaplanmıştır. Buna göre mandibula taraması için 120 kVp, 90 mA, 29,48 sn ışınlama süresinde 474  $\mu\text{Sv}$ , tam kafa taraması için 120 kVp, 90 mA, 7,87 sn ışınlama süresinde 995  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızda ise maksilla ve mandibula taramasında 100 kVp, 6,7 mA, 15 sn ışınlama süresinde 114  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplandı. Bizim çalışmamızda kullanılan parametreler, özellikle mA değeri çok düşük olduğu için sonuçlarımız da bu çalışmanın sonuçlarına göre çok düşük çıkmıştır. Bu sonuçlar KIBT cihazı ile karşılaştırıldığında, hem alt hem de üst çeneyi çok kesitli BT cihazında da düşük radyasyon değerleriyle görüntülemenin mümkün olduğunu göstermektedir. Ayrıca, dental amaçlı görüntülemeler için bu kadar yüksek mA değerleri kullanılmasına gerek yoktur. Yüksek mA değerlerinin kullanılması, çok kesitli BT cihazında, gereksiz olarak yüksek kalitede görüntü oluşmasına neden olur. Bu durum hastaya gereksiz radyasyon verilmesi anlamına gelir. Çok kesitli BT cihazlarında düşük doz ayarları ile KIBT cihazlarının ürettiklerine yakın değerlerde radyasyon dozu seviyeleri elde edilebilir (Cohnen, 2002). Radyasyon dozu, mümkün olan en alt seviyede tutulmalıdır. Görüntü kalitesi ise optimum seviyede olmalıdır. Bunun için tüm ilişkili faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.

Aynı şekilde Davies ve diğerlerinin, i-CAT Next Generation cihazının farklı hacim ve ışınlama parametrelerini kullanarak yaptıkları çalışmada, antropomorfik fantom kafanın 24 farklı bölgesine TLD-100H yerleştirilmiş, daha sonra 6 farklı ışınlama modunda ışınlamalar gerçekleştirilmiştir (Davies, 2012).

**Çizelge 4.2:** Davies ve diğerlerinin çalışmasında kullanılan ışınlama modları, ışınlama parametreleri ve hesaplanmış olan etkin dozlar

Görüntüleme tekniği	Tüp voltajı (kVp)	Tüp akımı (mA)	Işınlama süresi(sn)	mAs	Voksel büyüklüğü(mm)	Etkin doz ( $\mu$ Sv)
Tam kafa	120	2,1	8,9	19	0,4	78
13 cm maksilla ve mandibula	120	2,1	8,9	19	0,4	77
6 cm standart çözünürlük mandibula	120	2,1	8,9	19	0,4	58
6 cm yüksek çözünürlük mandibula	120	1,4	26,9	38	0,2	113
6 cm standart çözünürlük maksilla	120	2,1	8,9	19	0,4	32
6 cm yüksek çözünürlük maksilla	120	1,4	26,9	38	0,2	60

Çizelge 4.2'de de verildiği üzere çalışma sonucunda, en yüksek etkin doz 6 cm yüksek çözünürlük mandibula taramasında 113  $\mu$ Sv, en düşük doz ise 6 cm standart çözünürlük maksilla taramasında 32  $\mu$ Sv olarak hesaplanmıştır. Buna ek olarak maksilla yüksek çözünürlük taramasında da 60  $\mu$ Sv ölçülmüştür. Tam kafa taramada ise 78  $\mu$ Sv etkin doz hesaplanmıştır. Tüm bu sonuçlara göre çözünürlüğün artırılması, etkin dozu yaklaşık 2 kat arttırmıştır. Çalışmanın sonuçlarını daha önce aynı cihazla yapılan çalışma sonuçlarıyla karşılaştıran araştırmacılar, birbirinden çok farklı sonuçlar gözlemlemişlerdir. Bunun nedeni olarak, TLD kullanımına bağlı durumlar ile deneysel olarak fantom kafanın farklı yerleştirilmiş olabileceği şeklinde yorumlamışlardır. Daha önce de belirtildiği gibi çalışmamızdaki tüm kafayı ışınlayan KIBT cihazının etkin dozu 109,5  $\mu$ Sv olarak ölçüldü. Bu çalışmadaki tam kafa tarama sonucu da 78  $\mu$ Sv olarak daha düşük çıkmıştır. Bunun nedeni, bu çalışmada kullanılan cihaz ile 19 mAs'lik bir ışınlama yapılmış olmasıdır. Oysa ki bizim



çalışmamızda 152 mAs'lik ışınlama yapıldı. Cihazın mAs değerinin artması sonucu, diğer parametreler sabit kaldığı zaman, üretilen radyasyon miktarı da arttırmaktadır. Bu yüzden bizim çalışmamızda kullanılan KIBT cihazının etkin dozu daha yüksek çıkmıştır. Sonuç olarak kullanılan cihazın teknik özellikleri ve kapasitesi radyasyon dozu miktarını direkt olarak etkilemektedir. Bu çalışmada TLD-100H dozimetreler kullanılmıştır. Bunun nedeni olarak da TLD-100H dozimetrelerin ölçüm aralığı 1  $\mu\text{Gy}$ 'e kadar düşebildiği, TLD-100 dozimetrelerde ise bu aralığın en çok 10  $\mu\text{Gy}$ 'e düştüğü gösterilmiştir. Böylece yapılan ölçümlerde hassasiyetin arttığı belirtilmiştir (Davies, 2012). Ancak, dental görüntüleme cihazlarıyla yapılan çalışmalarda, genellikle 10  $\mu\text{Gy}$ 'in üzerinde ölçümler yapıldığı için TLD-100 dozimetreler de yeterli hassasiyeti verebilmektedir (Loubele, 2008).

Palomo ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, MercuRAY KIBT cihazı ile mümkün olan 19 farklı kombinasyonda ışınlamalar yapılarak elde edilen etkin dozlar, Planmeca Promax panoramik cihazı ve intraoral tüm çene radyograf ışınlamalarında elde edilen etkin dozlar ile karşılaştırılmıştır (Palomo, 2008). Bu çalışmada, doku eşdeğeri yetişkin fantom kafada 10 bölgeye 10 adet TLD yerleştirilerek ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Her ışınlama yalnızca bir sefer gerçekleştirilerek okumalar alınmıştır. Bunun nedeni olarak tüm TLD'lerin tek bir ışınlama ile gerekli dozu ölçecek kadar enerji absorbe edebileceğini, dolayısıyla da birden fazla ışınlamaya gerek olmadığını söyleyen çalışmaları göstermektedir (Ludlow, 2006; Ludlow, 2003; Underhill, 1988). Her bölgeye 3'er TLD yerleştirilmesinin de sonuçları olumsuz yönde etkilediği belirtilmiştir. Ancak, bir organın absorpsiyon dozunu daha homojen olarak ölçülebilmek için mümkün olduğu kadar TLD sayısını arttırmak gerekir. Yerleştirilen TLD'lerin her birinden elde edilen sonuçların ortalaması, o organ için absorpsiyon dozunu vermektedir. KIBT 'de organ absorpsiyon dozlarının homojen olarak ölçülebilmesi sonuçların yanlış yorumlanmasına neden olabilir. Çünkü çok geniş bir aralıkta ışınlama alanları mevcuttur. Bu ışınlama alanlarının konumları da maksillofasiyal bölge içerisinde farklılıklar gösterir. Dolayısıyla bir organda bir TLD kullanılması, ilgili organın sadece bir noktası ile ilgili radyasyon dozu miktarını verirken organın tüm hacmiyle ilgili bilgi eksik kalır. Merkezi ışının her ışınlamada farklı pozisyonlanmasından kaynaklanan bu değişiklikler ölçüm hatalarına neden olabilir. Pauwels ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada, organ dozlarının daha az

sayıda TLD ile tekrarlandığında, % 80'e kadar farklı sonuçların ölçülebildiğini göstermiştir (Pauwels, 2012). Sonuçta etkin doz hesaplaması için, özellikle büyük hacimli organ veya dokularda daha fazla TLD kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır. Çalışmamızda her organ bölgesi için 3'er TLD yerleştirilip ortalamaları alınmış ve tüm ölçümler 2 kere tekrarlanarak ölçümlerin güvenilirliği artırılmıştır. Bu çalışmada, 120 kVp, 15 mA, 12 inç ışınlama alanında 3 kez ışınlama yapılarak sonuçların güvenilirliği değerlendirilmiş ve sonuçlar  $4 \pm 2,7$  oranında tutarlı bulunmuştur. KIBT cihazı için ışınlamalar 1 mm bakır filtre eklenerek tekrarlanmış ve filtrasyonun etkisi gözlemlenmiştir. 1 mm bakır filtrasyonun genel olarak radyasyon dozunu %14 oranında azalttığı bulunmuştur. Tüp voltajının 120 kVp'den 100 kVp'ye düşürülmesi ile etkin radyasyon dozunda yaklaşık %38 oranında azalma ölçülmüştür. Işınlama alanı azaltıldığında ise ışınlama alanı içerisinde kalan organlarda scatter radyasyonun etkisi azaldığı için etkin radyasyon dozunun da %5-10 azaldığı gözlenmiştir. KIBT cihazında en yüksek etkin doz 120 kVp, 15 mA, 12 inç ışınlama alanında ek bakır filtre olmadan 761  $\mu$ Sv, en düşük doz ise 100 kVp, 2 mA, 6 inç ışınlama alanında 1 mm bakır filtrasyon eklendiğinde 53  $\mu$ Sv hesaplanmıştır. Çalışmamızda kullanılan KIBT cihazının parametrelerine en yakın değerlerle hesaplanan etkin doz, bu çalışmada 120 kVp, 5 mA ve 12 inç ışınlama alanında ek bakır filtrasyon olmadan 290  $\mu$ Sv olarak ölçülmüştür. Işınlama süreleriyle ilgili bilgi verilmemesine rağmen bu sonuç çalışmamızda KIBT cihazı için ölçülen 109,5  $\mu$ Sv'lik etkin doz sonucuyla uyumlu değildir. Bu çalışmada, özellikle ışınlama alanının küçültülmesi ve ek filtrasyon seçenekleri ile azalan scatter radyasyonun etkin doz üzerine etkisi çok açık şekilde ortaya çıkmaktadır.

2007 yılında, Amerika'da görülen tüm kanserlerin %1,5-2 kadarının BT kullanımı ile ilişkili olduğunu gösteren bir çalışma yayınlanmıştır (Brenner, 2007). Bu durum tartışmalı olmasına rağmen, son 20 yıllık süreçte iyonize radyasyon kaynaklarından kişi başına alınan radyasyon miktarı 3,6 mSv'den 6,2 mSv'e çıkmıştır. Bu da büyük oranda BT kullanımındaki artışa bağlanmıştır. (NCRPM, 2009). BT ile karşılaştırıldığında KIBT, maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesinde genel olarak daha düşük dozların kullanıldığı bir tekniktir (SEDENTEXCT, 2010; De Vos, 2009). Aynı zamanda KIBT, diagnostik alanda BT kadar etkili bir yöntemdir. Buna karşılık bazı KIBT cihazlarının BT taramalarıyla kıyaslandığında aynı, hatta

daha yüksek dozlarda kullanıldığı gösterilmiştir (Ludlow, 2008b). X-ışını ile görüntüleme yöntemlerinin riskleri ile ilgili insanlarda artan bir endişe olmasına karşın radyoloji ile ilgisi olmayan merkez veya kliniklere KIBT satışı çok hızlı artmaktadır. Bu yerlerde uygulamalar radyasyon biyolojisi ve korunma eğitimi almamış kişiler tarafından gerçekleştirilmektedir. Bu durum, birçok vakada aslında çok daha düşük dozlarla görüntü elde edilmesi mümkün iken, hastalara gereksiz radyasyon yüklemesi yapılmasına neden olabilmektedir. 2008 yılında, Kodak-9500 KIBT cihazının henüz seri üretime geçmemiş modifiye versiyonu ile yapılan bir çalışmada, cihazın tüp filtrasyonu artırılarak radyasyon dozu üzerine etkisi incelenmiştir (Ludlow, 2011). Cihazın x-ışını kaynağının filtrasyonu artırılıp 0,4 mm bakır filtrasyon eklenirken aynı zamanda jeneratörün kV'si de arttırılmıştır. Bu değişikliklerin nedeninin radyasyon dozunun düşürülüp görüntü kalitesinin artırılması olarak gösterilmiştir. Ortalama yetişkin doku eşdeğeri fantom kafanın 24 farklı bölgesine TLD-100 dozimetreler yerleştirilerek ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Işınlamalar için Kodak-9500 cihazının hem seri üretimdeki hem de modifiye edilmiş tipleri kullanılmıştır. İki farklı inceleme alanında, üç farklı ışınlama modu ile ışınlamalar yapılmış ve radyasyon dozunun, her iki cihaz karşılaştırıldığında, modifiye cihazda ortalama %43 oranında azaldığı gözlenmiştir. Bu çalışmanın sonuçları çizelge 4.3'de belirtilmektedir.

**Çizelge 4.3:** Ludlow ve diğerlerinin yaptıkları çalışmada kullanılan cihazlarla hesaplanan etkin doz değerleri

Teknik	Seri üretim cihaz etkin dozları ( $\mu\text{Sv}$ )	Seri üretim cihaz		Modifiye cihaz etkin dozları ( $\mu\text{Sv}$ )	Modifiye cihaz	
		kVp	mAs		kVp	mAs
Büyük ışınlama alanı (18x21 cm)						
Küçük yapılı yetişkin				93	80	86,4
Orta yapılı yetişkin	282	70	108	163	85	108
Büyük yapılı yetişkin	339	74	108	260	90	108

Bizim çalışmamızda KIBT cihazı için 109,5  $\mu\text{Sv}$  olarak bulunan etkin doza göre, yalnızca büyük inceleme alanında küçük yapılı yetişkin ayarlarında 93  $\mu\text{Sv}$  olarak ölçülen etkin doz daha düşüktür. Diğer tüm ayarlarda ölçülen dozlar, bizim çalışmamızda KIBT cihazının ölçüm sonucundan daha yüksek hesaplanmıştır. Bu

çalışma sonuçları, kVp ve tüp filtrasyonundaki artışın, cihazın düşük enerjili fotonlar yaymasını engelleyerek daha sert ve doku tarafından daha az absorbe olan ışın ürettiğini, bunun da radyasyon dozunu düşürdüğünü göstermiştir.

Diş hekimliği alanında yeni geliştirilen KIBT, BT ile karşılaştırıldığında daha düşük radyasyon dozları ile daha yüksek çözünürlüklü görüntüler sağlamaktadır. Dental görüntüleme KIBT, BT ile karşılaştırıldığında çok daha uygun olduğu görüşü hakimdir. Çünkü KIBT, BT'ye göre çok daha düşük radyasyon dozlarıyla görüntüleme imkanı sağlamaktadır (Chau, 2009; Hirsch 2008). Jeong ve diğerlerinin, 2 adet çok kesitli BT (Somatom Sensation 10, Somatom Emotion 6) ve 3 adet KIBT (Asahi AZ3000CT, KaVo 3D eXam, Vatech Implagraphy) cihazı ile Alderson radyoterapi fantomu üzerinde TLD-100 dozimetreler ile yaptıkları çalışmada, vücudun çeşitli bölgelerinde toplam 25 doku veya organda, her cihaz ile mandibulanın görüntülenmesi sonucu, absorpsiyon ve etkin radyasyon dozlarını ölçmüşlerdir. Doku veya organların etkin dozlarını ICRP 2007 doku ağırlık faktörlerine göre hesaplamışlardır (Jeong, 2012).

Çalışmada kullanılan cihazların bazı özellikleri çizelge 4.4'de verilmiştir.

**Çizelge 4.4:** Jeong ve diğerlerinin yaptığı çalışmada kullanılan görüntüleme cihazlarının teknik özellikleri

Cihaz	kVp	mA	Süre (sn)	mAs	Işınlama alanı (cm)
Somatom sensation 10	120	23,8	8,4	200	Vücut genişliğix5
Somatom emotion 6	110	3,1	16,04	50	Vücut genişliğix5
AZ3000CT Asahi	85	6	17	102	7,9x7,1
Implagraphy Vatech	80	3,5	19	66,5	8x5
3D EXAM Kavo	120	1,37	26,9	37,07	10x5

Çalışma sonucu ölçülen absorpsiyon dozları değerlendirildiğinde, bizim çalışmamızla ortak ölçüm yapılan organlar tiroit bezi ve submandibuler tükürük bezleri idi. Bu organlar için ölçülen absorpsiyon dozları çizelge 4.5'de verilmektedir.

**Çizelge 4.5:** Jeong ve diğerlerinin çalışmasında tiroit bezi ve submandibuler tükürük bezi için absorpsiyon dozları

Organ Absorpsiyon dozu (mGy)	Somatom Sensation 10	Somatom Emotion 6	AZ3000CT Asahi	Vatech Implagraphy	3D EXAM Kavo
Tiroit bezi	1,810	0,745	0,776	0,215	0,538
Submandibuler tükürük bezi	11,082	4,339	10,747	1,857	2,661

Çizelge 4.5'e göre, submandibuler tükürük bezi için tüm cihazlarda ölçülen dozlar, tiroit bezi için ölçülen dozlardan daha yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar, bunun sebebini submandibuler tükürük bezlerinin ışınlama alanı içerisinde kalmış olması ile açıklamışlardır. En yüksek absorpsiyon dozlarını Somatom Sensation 10 ile submandibuler bezlerden ölçmüşlerdir. En düşük radyasyon dozlarını ise Vatech Implagraphy cihazı ile tiroit bezinden ölçmüşlerdir. Çalışmada ölçülen tiroit bezi absorpsiyon dozları, çalışmamızla benzer sonuçları içermektedir. Çalışmamızda, tiroit bezi için KIBT cihazı ile 0,863 mGy, BT cihazı ile 0,714 mGy absorpsiyon dozları ölçüldü. Ancak bu çalışmada submandibuler tükürük bezi için ölçülen ortalama dozlar, Somatom Sensation 10 ve AZ3000CT Asahi için oldukça yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar, bunun nedeninin diğer cihazlara göre oldukça yüksek mAs değerleri ve AZ3000CT Asahi için nispeten daha düşük kVp ve yüksek ekspoz süresi olduğunu, düşük kVp'de cihazın ürettiği radyasyonun, düşük enerjili fotonlardan oluştuğunu, böylece, radyasyonun daha fazla absorbe olmasına neden olduğunu söylemişlerdir. Ayrıca, yeni geliştirilen çok kesitli BT cihazları ile ölçülen absorpsiyon dozlarının, KIBT cihazları ile kıyaslanabilecek kadar yakın değerlerde olduğu görülmektedir (Jeong, 2012). Bizim çalışmamızda da çok kesitli BT cihazı ile ölçülen organ absorpsiyon dozlarının KIBT cihazı ile ölçülen absorpsiyon dozlarına yakın olduğu, ancak hala KIBT cihazının tercih edilecek derecede daha az absorpsiyon dozları ürettiği gözlemlendi (Çizelge 4.6).

**Çizelge 4.6:** Çalışmamızda kullanılan KIBT ve BT cihazları ile ölçülen absorpsiyon dozları

Organ	KIBT	BT
Tiroit bezi	0,863	0,714
Sağ submandibuler bez	2,594	4,050
Sol submandibuler bez	2,638	3,793

Ludlow ve diğerlerinin 8 adet KIBT ve 1 adet 64 kesitli BT cihazı ile yaptıkları bir çalışmada, farklı ışınlama alanlarında standart kVp ve mA değerlerinde cihazların radyasyon dozları değerlendirilmiştir (Ludlow, 2008b). Çalışma için yetişkin erkek doku eşdeğeri fantom kafada 24 bölgeye birer TLD-100 yerleştirilerek ölçümler yapılmış, ayrıca çok kesitli BT için hacimsel BT doz indeksi, kalem iyonizasyon odası kullanılarak ölçülmüştür. BT doz indeksi ile etkin doz ölçümleri, TLD ölçümlerine göre %38 daha az hesaplanmış ve TLD ölçümleri referans olarak alınmıştır. En yüksek etkin doz, CB Mercuray KIBT cihazında yüksek kalitede, geniş ışınlama alanında (19x19 cm) 1073  $\mu$ Sv olarak ölçülmüştür. En düşük doz ise NewTom 3G KIBT cihazında geniş ışınlama alanı (19x19 cm), standart taramada 68  $\mu$ Sv olarak ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda KIBT için etkin doz geniş ışınlama alanında 109,5  $\mu$ Sv olarak ölçüldü. Çok kesitli BT cihazında da etkin doz, orta ışınlama alanında, standart taramada 860  $\mu$ Sv, düşük doz ayarında ise 534  $\mu$ Sv olarak hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızda ise çok kesitli BT için etkin doz, düşük doz ayarında (dental tarama) 114  $\mu$ Sv olarak ölçüldü. Aynı çalışmada i-CAT cihazının iki farklı modeli karşılaştırıldığında cihazların tüm özellikleri aynı olmasına rağmen ölçümlerde %23 fark gözlenmiş ve nedeninin kolimatörün farklı olması, cihazın kalibrasyonu veya fantom kafanın cihaz içinde farklı konumlanması gibi küçük farklardan kaynaklanmış olabileceği düşünülmüştür. Bu çalışmada, bizim çalışmamızda kullanılan Iluma cihazı ile de ışınlamalar yapılmış ve etkin doz, standart ışınlamada 98  $\mu$ Sv, bizim de kullandığımız ultra ışınlamada ise 498  $\mu$ Sv olarak hesaplanmıştır. Bu sonuç, bizim çalışmamızda aynı cihaz için hesaplanan 109,5  $\mu$ Sv'lik etkin dozun yaklaşık 4 katından daha fazladır. Yukarıda da belirtildiği gibi cihazın kalibrasyonu, hem ölçüm hem de ışınlama için tamamen farklı ekipmanın kullanılmış olması ve fantom kafanın pozisyonlandırılması gibi etkenlerin, bu farkın ortaya çıkmasına neden olabileceğini düşündürmektedir. Aynı cihazın bazı ayarları değiştirildiğinde, radyasyon dozunda bu şekilde farkların ortaya çıkabileceği bilinmelidir. Ancak dental radyoloji teknisyenlerinin eğitim seviyeleri birbirinden çok farklıdır ve belirli bir standartları yoktur. Bu yüzden görüntülenen hacme verilen radyasyon miktarının risklerini anlamayabilirler. Ayrıca, hastayı görüntüleme merkezine yönlendiren diş hekimi de merkezdeki cihazın özellikleri ve ürettiği radyasyon miktarı hakkında bilgi sahibi olmayabilir. Durum daha da

komplike hale getirilirse, diş hekimi, tarama için diagnostik nedenini tam olarak ortaya koyamayabilir veya röntgen teknisyeni görüntü kalitesi, çözünürlük gibi amaca yönelik parametreleri doğru seçemeyebilir. Tüm bu olasılıklar hastaya verilen radyasyon dozu miktarını doğrudan etkilemektedir ve diagnostik nedenin gerektirdiği bu tercih, görüntü kalitesine bağlı olarak da yapılmalıdır. Dolayısıyla görüntü kalitesi seçimi, radyasyon dozu miktarının tayini haline gelir (Ludlow, 2008). İdeal olan, tüm bu seçimlerin, elde edilen görüntüleri inceleyecek olan radyoloğun eğitim ve bilirkişiliğinde yapılmasıdır. Hatta cihazların üretim safhasında da radyologlar bulunmalıdır.

KIBT, ortodontide geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Gömülü dişler (Nakajima, 2005), temporomandibuler eklem incelemeleri (Honda, 2006; Tsilakis, 2004), üst solunum yollarının 3 boyutlu görüntüleri (Aboudara, 2003), maksillofasiyal büyüme ve gelişme ile dental yaş tayini (Yang, 2006) gibi incelemelerde KIBT'den yararlanılır. KIBT ayrıca biyomekanik uyarıların doğruluğunu, kemik remodeling modellerini, ortodontik cerrahi planlama simülasyonlarını (Maki, 2003) ve 3 boyutlu koordinatlardan anatomik noktaların dijitize edilmesiyle ölçümlerin yapılmasını da (Halazonetis, 2005) sağlar. Direk veya indirek dijital sefalometrik radyografi veya sefalometrik görüntü oluşturmak için yönlendirilmiş lateral ışınlama ile ortodontik görüntüleme, KIBT'ye göre radyasyon dozunu %50 azaltmanın mümkün olduğunu gösteren çalışmalar vardır (Visser, 2001; Gijbels, 2004; Gijbels, 2003). Garcia Silva ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, genç yetişkin erkek eşdeğeri fantom kafada 16 bölgeye 48 adet TLD-100H yerleştirilerek çeşitli cihazlarla ortodontik amaçlı görüntüler alınmış ve ortalama eşdeğer dozlarla etkin dozlar değerlendirilmiştir (Garcia Silva, 2008). Çalışmada NewTom 9000 ve i-CAT KIBT cihazları, Orthophos Plus DS panoramik ve sefalometrik görüntüleme cihazı ve Somatom Sensation 64 kesitli BT cihazı kullanılmıştır. Cihazların tüp voltajları, ışınlama alanları ve mA değerleri ile ilgili bilgiler verilmesine rağmen ışınlama süreleri ile ilgili bilgi verilmemiştir. Etkin dozlar çok kesitli BT için 429,7  $\mu$ Sv, i-CAT için 61,1  $\mu$ Sv, NewTom 9000 için 56,2  $\mu$ Sv, panoramik ve sefalometrik görüntüleme için 10,4  $\mu$ Sv olarak hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızda kullanılan çok kesitli BT cihazının etkin dozu 114  $\mu$ Sv, KIBT cihazının etkin dozu ise 109,5  $\mu$ Sv olarak hesaplanmıştır. Bu çalışmada hesaplanan

KIBT etkin dozları, BT etkin dozundan oldukça düşüktür. Bizim çalışmamızda BT için ölçülen etkin doz, bu çalışmadaki BT etkin dozuna göre oldukça düşüktür. Bunun yanında, ışınlama süreleri ve çözünürlükle alakalı bilginin eksik verilmiş olması, sonuçların tam olarak değerlendirilmesini engellemektedir. Ayrıca panoramik ve sefalometrik incelemeler sonucu 10,4  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplanan etkin doz da bizim çalışma sonuçlarımızdan daha düşük bulunmuştur. Bizim çalışmamızda toplam konvansiyonel ve dijital panoramik ve sefalometrik etkin dozlar sırasıyla 84,2  $\mu\text{Sv}$  ve 76  $\mu\text{Sv}$  olarak ölçüldü.

Birçok ortodonti hastası büyüme döneminde olan çocuklardır. Bu yüzden radyasyonun etkilerine karşı daha hassaslardır. Ortodontide, 3 boyutlu görüntülemeye gerek olsa da, çoğu zaman konvansiyonel radyografi, birçok ihtiyaca tek başına cevap verebilir (Honda, 2006; Halazonetis, 2005). Ancak, gömülü diş, dental erüpsiyon, ankiloz, temporomandibuler eklem incelemesi veya cerrahi planlama gibi hastayla ilgili daha çok bilginin gerekli olduğu durumlarda KIBT çözüm yöntemi olmalıdır (Garcia Silva, 2008). Konvansiyonel görüntüleme sırasında da ALARA prensibine uygun olarak başlık, göz örtücü, tiroit koruyucu gibi önlemler alınarak etkin doz azaltılabilir. Bunun yanında ortodonti hastaları, ortodontik inceleme öncesi çoğu zaman panoramik radyograf veya intraoral tüm ağız periapikal radyograflar da aldırılmış olurlar (Hujoel, 2006). Bunlara bir de ortodontik amaçlı sefalometrik görüntülemeler de eklenince, tamamının etkin doz toplamları KIBT etkin dozunu geçebilir. Bizim çalışmamızda, dijital intraoral tüm ağız, dijital panoramik ve sefalometrik görüntülemeler için hesaplanan etkin dozların toplamı 118,2  $\mu\text{Sv}$  iken aynı değer konvansiyonel cihazlar için 161,6  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplandı. Dolayısıyla, bizim çalışmamızda KIBT cihazı için 109,5  $\mu\text{Sv}$  olarak ölçülen etkin doz, hem konvansiyonel hem de dijital intraoral ve ekstraoral görüntüleme cihazlarının toplam etkin dozlarına göre daha düşüktür. Ancak dijital görüntüleme yöntemleri için hesaplanan etkin doz, KIBT cihazı için hesaplanan etkin doza çok yakın bulundu. Bu yüzden, hastaların radyografik anamnezlerinin alınmasının yanı sıra mümkünse kullanılan cihazların özelliklerinin bilinmesinde de yarar vardır.

Dental radyografide radyasyon riski açısından en duyarlı organlar tiroit bezi ve tükürük bezleridir. Tiroit bezi, dental görüntüleme yöntemlerinin uygulanması sırasında genellikle düşük doz radyasyona maruz kalırken, uzun dönem biyolojik



etkilerinin ortaya çıktığı hamile kadınlarda, düşük doğum ağırlığına neden olur (Ludlow, 2006; Ludlow, 2008). Tükürük bezleri ise çenelere çok yakın konumlanmış olduğundan genellikle merkezi ışına maruz kalırlar. Bu yüzden, dental ışınlamalarda en yüksek radyasyon dozuna maruz kalan organlar, genellikle tükürük bezleridir. Tiroit bezinin doku katsayısı, tükürük bezinden 4 kat daha fazla olmasına rağmen hasta tarafından alınan etkin doza en büyük katkı tükürük bezlerinden gelir. Buna ek olarak, son yıllarda KIBT kullanımının artması ile dental radyasyon yüzdesi de artmaktadır. Bu yükselişin en büyük nedeni, total veya parsiyel dişsiz hastalarda oral implantolojinin popüleritesinin artmış olmasıdır (Tsiklakis, 2005; Bou Serhal, 2001). Bu amaçla temel olarak, dental ark boyunca kesitsel görüntü alınmasına imkan veren 3 sistem kullanılmaktadır. Bu sistemler; konvansiyonel spiral tomografi, çok kesitli BT ve KIBT'dir. Anson ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada da bu 3 sistemin radyasyon dozları incelenmiştir (Anson, 2009). Çalışmada, yetişkin fantom kafada 24 bölgeye TLD-100H dozimetreler yerleştirilerek spiral tomografi görüntülemesi için Scanora, çok kesitli BT görüntüleme için HiSpeed/Fxi, KIBT görüntülemesi için ise i-CAT Classic cihazları ile ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Bu ışınlamalar sonucunda maksillofasiyal bölgedeki 5 kritik organda (lens, tiroit bezi ve tükürük bezleri) absorpsiyon dozları ölçülmüştür. Maksiller ve mandibuler ışınlamalar ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçları ve bizim çalışmamızın sonuçları ile karşılaştırılması çizelge 4.7'de verilmiştir.

**Çizelge 4.7:** Anson ve diğerleri ile bizim çalışmamızda ölçülen bazı organ absorpsiyon dozu değerleri (mGy)

	Scanora (kanin)	Scanora (molar)	HiSpeed/Fxi	iCAT Classic	Iluma Ultra*	Somatom Sensation 16*
	Maksiller tarama	Maksiller tarama	Maksiller tarama	Maksiller tarama	Tam kafa tarama	Maksilla ve mandibula tarama
Lens	0,21	0,08	1,88	0,20	3,29	3,70
Parotis bezi	0,06	1,35	3,74	0,55	3,13	4,21
Submandibuler bez	0,06	0,51	2,00	0,23	2,62	3,92
Sublingual bez	0,09	0,28	1,75	0,19	2,64	3,11
Tiroit bezi	0,03	0,12	0,66	0,07	0,86	0,71
	Mandibuler tarama	Mandibuler tarama	Mandibuler tarama	Mandibuler tarama		
Lens	0,05	0,10	0,79	0,05		
Parotis bezi	0,06	10,19	23,43	1,47		
Submandibuler bez	0,09	4,42	7,11	1,73		
Sublingual bez	0,55	5,07	25,26	1,54		
Tiroit bezi	0,05	0,49	1,63	0,20		

\*Çalışmamızda kullanılan 3 boyutlu görüntüleme cihazları için hesaplanan etkin doz değerleri

Tükürük bezleri tarafından alınan radyasyon miktarı çok kesitli BT 'de, spiral tomografi görüntülemesinden 3, KIBT görüntülemesinden 8 kat daha fazla ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda da, benzer şekilde en yüksek absorpsiyon dozları 3 boyutlu görüntülemeler için lens ve tükürük bezlerinden ölçüldü. Ancak KIBT ve çok kesitli BT arasındaki fark, bu çalışmadaki kadar fazla değildi. Çalışmamızda, tükürük bezi toplam absorpsiyon dozu KIBT cihazı için 8,39 mGy, çok kesitli BT için 11,24 mGy olarak ölçüldü. Bu çalışmada, tükürük bezleri için ölçülen toplam dozlar, tiroit bezi için ölçülen dozlardan 11 ile 16 kat daha fazla çıkmıştır. Tükürük bezleri için toplam dozlar hesaplanırken sağ ve sol parotis ve submandibuler bezlerden ölçülen dozların ortalaması toplam doz hesabına katılmıştır. Bu çalışmada mandibuler ışınlamalarda en yüksek dozları, tükürük bezlerinin aldığı gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde en yüksek dozlar tükürük bezlerinden ölçüldü. Bizim

çalışmamızda ölçülen absorpsiyon dozlarının bu çalışmaya göre daha yüksek çıkmasının nedeni, bizim çalışmamızda kullanılan cihazların ışınlama alanlarının daha büyük olmasıdır. Işınlama alanının büyük olması alınan radyasyon dozu miktarını da arttırmaktadır.

Piyasada birçok KIBT cihazı bulunmaktadır. Bunlar; x-ışını spektrumu (voltaj ve filtrasyon), mA, projeksiyon sayısı ve ışınlama alanı gibi çeşitli ışınlama parametreleri sunmaktadırlar. Tüm bu parametreler, radyasyon riski açısından hesaplanan etkin doz miktarını etkilemektedir. Radyografik uygulamalarda, hastanın radyasyon riskini ölçmek için bazı çalışmalar yapıyor olsa da etkin doz, hala kullanılan en uygun yöntemdir (ICRP, 2007; Thilander-Klang, 2010). Pauwels ve diğerleri, piyasada bulunan 14 farklı KIBT cihazının etkin dozlarının değerlendirildiği bir çalışma yapmışlardır (Pauwels, 2012). Bu çalışma için 2 farklı antropomorfik fantom kafa kullanılmış ve ölçümler bu fantom kafalara yerleştirilen TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerin ışınlanmasıyla elde edilmiştir. Her iki dozimetre ile ölçülen değerlerin farkları karşılaştırılmış ve bir düzeltme faktörü kullanılmasına gerek olmadığı görülmüştür. Işınlama alanı için büyük (maksillofasiyal), orta (dentoalveoler) ve küçük (lokalize) olmak üzere 3 grup belirlenmiştir. Bu sınıflama sayesinde farklı cihazların ışınlama alanları arasında kıyaslama yapılabilmesi sağlanmıştır. Büyük ışınlama alanında etkin dozlar 68  $\mu\text{Sv}$  ile 368  $\mu\text{Sv}$  arasında iken en yüksek doz Iluma Elite cihazı ile 368  $\mu\text{Sv}$  olarak ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda da ölçülen etkin doz, Iluma Ultra cihazı ile 109,5  $\mu\text{Sv}$ 'dir. Her ne kadar bizim çalışmamızda ölçülen KIBT etkin dozu bu çalışmada aynı marka cihazla hesaplanmış olan etkin dozuna göre çok düşük çıkmış olsa da, bizim çalışmamızda elde edilen KIBT etkin dozunun çalışmamızda 114  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplanan BT etkin dozuna yakın değerde olması, çalışmamızda kullanılan KIBT etkin dozunun aslında yüksek olduğunu göstermektedir. Ayrıca, tüm cihazlarda en yüksek absorpsiyon dozları tükürük bezlerinden ölçülmüştür. Bu sonuç, bizim çalışmamızda olduğu gibi diğer tüm dental dozimetre çalışmalarında da aynıdır. Daha önce de açıklandığı gibi tükürük bezleri merkezi ışına maruz kaldığı için diğer her organdan daha fazla radyasyon almaktadır. Bu çalışmada özofagusun etkin dozu verilmemiş olmasına rağmen, toplam etkin doza anlamlı bir katkısının olmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise hesaplanan özofagus etkin dozu KIBT cihazı

için 44  $\mu\text{Sv}$ 'dir. Bu durum, fantom kafanın cihaza yerleştirilirken ortaya çıkan değişikliklerden kaynaklı olabileceğini düşündürmektedir. Pauwels ve diğerlerinin yaptığı bu çalışmada, cihazlar arasında etkin dozların farklılık göstermesine neden olan faktörler arasında, konik ışının kolimasyonu ve ışınlama parametreleri gibi etkenlerin olduğunu belirtmişlerdir (Pauwels, 2012). Çalışmada ayrıca, farklı pozisyon ve büyüklükteki ışınlama alanlarının radyasyon dozuna etkisi incelenmiş ancak görüntü kalitesi ile ilgili bir değerlendirme yapılmamıştır.

KIBT cihazının radyasyon dozlarının panoramik cihazlardan 3 ile 7 kat daha fazla, konvansiyonel BT cihazlardan ise %40 daha az olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (Frederiksen, 1994; Ludlow, 2006). Hirsch ve diğerlerinin doku eşdeğeri fantom kafada 16 bölgeye 48 TLD-100H yerleştirerek yaptıkları çalışmada iki farklı KIBT cihazının (Veraviewepocs 3D, 3D Accuitomo) farklı ışınlama alanlarında radyasyon dozlarını değerlendirmişlerdir (Hirsch, 2008). Çalışma sonucunda etkin dozlar 20,02  $\mu\text{Sv}$  ile 43,27  $\mu\text{Sv}$  arasında hesaplanmıştır. Ancak bu sonuçlar elde edilirken cihazlarda kullanılan ışınlama alanları anterior bölge olarak ve en küçük inceleme bölgeleri seçilerek ( 4x4, 6x6 ve 8x4 inceleme alanları) hesaplanmıştır. Özellikle etkin doza en fazla katkıyı yapan organlar olan tükürük bezlerinin ve tiroit bezinin merkezi ışınlama bölgesi dışında kalmış olması muhtemeldir. Bu yüzden radyasyon dozları çok düşük bulunmuştur. Bizim çalışmamızda, 3 boyutlu görüntüler elde edilirken tam dental tarama modu kullanıldı ve maksiller ve mandibuler bölge tamamen ışınlama alanı içinde kalacak şekilde ışınlamalar gerçekleştirildi. Böylece, toplam etkin dozlar KIBT için 109,5  $\mu\text{Sv}$  ve çok kesitli BT için 114  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplandı. Her iki çalışmada kullanılan ışınlama alanlarının farklı olmasından dolayı, bu çalışmanın verilerini bizim çalışmamızın verileri ile kıyaslayabilmek mümkün değildir. Ancak, 3 boyutlu dental görüntüleme radyolojik endikasyonun doğru konulması ile dar alanda ışınlama yapılmasının etkin dozu da azalttığı ortadadır. Bunun yanında, dental radyolojide kullanılan radyasyon dozları düşük olsa da tiroit bezi ve tükürük bezleri gibi kritik organlar için riskin ne kadar olduğu belirsizdir (Underhill, 1988 Part I-II).

KIBT endikasyonu için ilk olarak risk/yarar analizi gereklidir. Bunun için değerlendirme sırasında etkin dozun da bilinmesi gerekir. Roberts ve diğerleri, antropomorfik fantom kafada 24 bölgeye toplam 72 adet TLD-100 yerleştirerek

KIBT cihazının (i-CAT) 6 farklı tarama modunda radyasyon dozlarını değerlendirmişlerdir (Roberts, 2009). Bu tarama modlarına göre ölçülmüş olan etkin dozlar, çizelge 4.8'de gösterilmektedir.

**Çizelge 4.8:** Roberts ve diğerlerinin çalışmasında kullanılan görüntüleme teknikleri ve hesaplanan etkin dozlar

Görüntüleme tekniği	Etkin doz ( $\mu\text{Sv}$ )
Tam kafa tarama	182,1
6 cm mandibula tarama	75,3
6 cm maksilla tarama	36,5
6 cm mandibula yüksek çözünürlük	148,5
6 cm maksilla yüksek çözünürlük	68,3
13 cm mandibula ve maksilla tarama	110,5

Bu sonuçlara göre, aynı cihazın farklı tarama ve çözünürlük modlarında, etkin dozlar da çok farklılık göstermektedir. Bizim çalışmamızda, elde edilen KIBT etkin dozu tam kafa tarama için  $109,5 \mu\text{Sv}$  olarak bulundu. Bu çalışmada ise tam kafa tarama modunda etkin doz  $182,1 \mu\text{Sv}$  olarak hesaplanmıştır. Bu durum, radyasyon dozlarının cihazdan cihaza farklılık gösterebildiğini göstermektedir. Buna karşılık; farklı lokalize tarama modlarında etkin dozlar normal çözünürlükte  $36,5-75,3 \mu\text{Sv}$ , yüksek çözünürlükte  $68,3-148,5 \mu\text{Sv}$  olarak hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızda ise tüm ağız intraoral konvansiyonel görüntüleme etkin doz  $77,4 \mu\text{Sv}$ , dijital görüntüleme ise  $42,2 \mu\text{Sv}$  olarak hesaplandı. Bu durum ise, bazı lokalize tarama modlarında hastanın maruz kaldığı etkin dozun, konvansiyonel intraoral tüm ağız inceleme etkin dozundan daha düşük olduğunu göstermektedir. Ancak dijital intraoral tüm ağız için hesapladığımız etkin doz, 6 cm maksilla tarama modu dışında tüm tarama modlarının etkin dozlarından daha düşüktür. Dolayısıyla bu sonuçlar, intraoral görüntüleme konvansiyonel sistemler yerine dijital sistemlerin tercih edilmesi gerektiğini, aksi halde KIBT cihazının lokalize tarama modlarının bile konvansiyonel intraoral tüm ağız görüntüleme radyasyon dozlarından daha düşük olabileceğini göstermektedir. Yüksek çözünürlüklü mandibula taramasında ise etkin doz  $148,5 \mu\text{Sv}$  olarak hesaplanmıştır. Mandibuler taramanın yüksek çıkmasının nedeni, bu tarama modunda tükürük bezlerinin, tarama alanı içerisinde kalmasıdır.

Ayrıca yüksek çözünürlük modu, cihazın ürettiği radyasyon miktarını arttırmaktadır. En düşük etkin doz ise maksilla standart tarama modunda 36,5  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplanmıştır. Bu tarama modunda ise tükürük bezleri, direkt olarak radyasyona maruz kalmamaktadır. Çalışmamızda kullanılan cihazın ise sadece tam kafa tarama modu bulunmaktadır. Yani her ne amaçla olursa olsun tüm kafa radyasyona maruz kalmaktadır. Tüm bu sonuçlardan yola çıkarak hastaya KIBT endikasyonu koyarken mümkün olduğu kadar dar bölgede görüntülemeler gerçekleştirilmelidir. Ayrıca, maksillanın görüntülenmesinin mandibulaya göre radyasyon riski açısından daha güvenli olduğu söylenebilir. Tüm bu endikasyon faktörlerini uygulayabilmek için kullanılacak cihazın farklı tarama ve çözünürlük modlarında olması gerekmektedir. ICRP radyasyona bağlı ölümcül kanserlerin tüm popülasyondaki ortalaması için nominal olasılık katsayısını her 1 Sv için %5 olarak değerlendirmiştir (ICRP 103, 2007). Buna göre kanser riski KIBT için 100 000'de 1 ile 350 000'de 1'dir. Ayrıca bu risk yetişkinler içindir. Çocuklar için risk 2 katına çıkmaktadır (NRPB, 1993).

Vassileva ve diğerlerinin, bizim çalışmamızda da kullanılan ILUMA Ultra KIBT cihazı ile ilgili kalite kontrolü ve hasta dozimetresi çalışmasında hem cihazın teknik özelliklerini hem de radyasyon dozlarını değerlendirmişlerdir (Vassileva, 2010). KIBT'nin panoramik cihazlardaki gibi rotasyonel geometrisi ve geniş dedektör alanı göz önüne alındığında, bu cihazlarda hasta dozu ölçümleri için en uygun yöntemin air kerma-dose area product (DAP) yöntemi olduğunu savunmuşlardır. Bu yöntemde cihazın tüp çıkış dozunu bir iyon odası yardımıyla ölçmüşler ve bir bilgisayar yazılımı (PCXMC v.2.0, Stuk, Finland) yardımı ile organ dozları ve etkin dozları ölçmüşlerdir. Etkin dozların ICRP 60 ve 103'e göre ayrı ayrı hesaplandığı bu çalışmada yetişkin tarama modunda ICRP 103'e göre etkin dozu 157  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplamışlardır. Bizim çalışmamızda da aynı yetişkin modda ışınlama gerçekleştirilmiş ve sonuç 109,5  $\mu\text{Sv}$  olarak hesaplanmıştır. Bu çalışmada elde edilen sonuç, bizim çalışmamızda aynı cihazla elde edilen sonuçtan daha yüksek iken daha önce aynı cihazla ölçüm yapılmış olan Ludlow ve diğerlerinin çalışmalarına (Ludlow, 2008) göre daha düşüktür. Sonuçta araştırmacılar kullanılan yöntem için, ölçümler ve karşılaştırmaların da yer aldığı daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir. Bizim araştırmalarımıza göre de organ dozu ölçümleri için en sık ve güncel olarak kullanılan yöntem TLD yöntemidir. Ancak alternatif yöntemlerle de

yeni çalışmalar yapılarak geliştirilmeli ve karşılaştırılabilir veriler elde edilmelidir.

Suomalainen ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada, 4 adet KIBT cihazı (2 adet Accuitomo 3D, Promax 3D, Scanora 3D) ile 2 adet çok kesitli BT cihazı (4-slice GE LightSpeed Plus, 64-slice GE LightSpeed VCT) kullanılarak görüntü kalitesi ile etkin dozlar arasındaki ilişki değerlendirilmiştir (Suomalainen, 2009). Çalışmada, dozimetre ölçümleri için antropomorfik fantom kafa ile sıvı doldurulabilir anatomik fantom kafa, görüntü kalitesinin değerlendirilmesi için ise perspektsten imal edilmiş ve fantom kafaya eklenebilir ek parça kullanılmıştır. Bu ek parça içerisine 4 adet TLD yerleştirilmiştir. Ayrıca fantom kafanın 24 ayrı bölgesine de TLD'ler yerleştirilerek etkin dozlar değerlendirilmiştir. Ancak, TLD'lerin tipi belirtilmemiştir. KIBT cihazları için en düşük etkin doz; 80 kVp, 4 mA, 17,50 sn ışınlama süresi, 3x4 cm ışınlama alanında 3D Accuitomo cihazı ile 27  $\mu$ Sv, en yüksek etkin doz ise 84 kVp, 12 mA, 6 sn ışınlama süresi, 8x8 cm ışınlama alanında Promax 3D cihazı ile 674  $\mu$ Sv olarak ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda kullanılan KIBT cihazı farklı bir marka olduğu için bu sonuçlarla karşılaştırmak sağlıklı olmamasına rağmen bizim çalışmamızda hesaplanan sonuç (109,5  $\mu$ Sv), bu çalışmada büyük ışınlama alanı için hesaplanan etkin dozdan daha düşük hesaplandı. Bu çalışmada, çok kesitli BT cihazları için ise etkin dozlar 685  $\mu$ Sv ve 1410  $\mu$ Sv olarak hesaplanmıştır. Ancak bu sonuçlar standart ışınlama protokollerine göre hesaplanan etkin dozlar olduğu için oldukça yüksektir. Bizim çalışmamızda ise daha önce belirtildiği gibi çok kesitli BT cihazı için düşük doz protokolleri uygulanarak etkin doz 114  $\mu$ Sv olarak hesaplandı ve KIBT cihazı için hesaplanan etkin doz değerine yakın bir sonuç elde edildi. Fakat, bu çalışmada düşük doz protokolleri uygulanarak çok kesitli BT cihazları için etkin dozlar hesaplanmamıştır. Bu çalışmadaki görüntü kalitesi ile radyasyon dozu sonuçlarına göre KIBT'nin, standart çok kesitli BT protokollerine göre yeterli görüntü kalitesi ile birlikte çok daha düşük hasta etkin dozlarına neden olduğu belirtilmiştir. Düşük doz çok kesitli BT protokollerinin ise yüksek çözünürlüklü görüntüler sunduğu, KIBT cihazlarına yakın etkin doz değerleri ürettikleri görülmüştür. Bizim çalışmamızın sonuçları da bu görüşü destekler niteliktedir. Dolayısıyla oral maksillofasiyal bölgede gerekli durumlarda, düşük doz protokolleri uygulanarak çok kesitli BT cihazları kullanılabilir. Bunun yanında görüntü kalitesi ile radyasyon dozu arasındaki ilişkiyle bağlantılı birçok faktörün bulunması, 3 boyutlu

görüntüleme cihazlarında görüntüleme parametrelerinin optimizasyonunun ne kadar önemli olduğunu vurgulamaktadır.



## 5.SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda elde edilen verilere göre;

- İntraoral tüm ağız dental radyografik incelemelerde cihazların ayarları her iki görüntüleme için de hemen hemen aynı iken, dijital görüntülemeye ışınlama süresinin konvansiyonel görüntülemeye göre 3 kat azaltılarak elde edilen toplam etkin dozu yarıya düşmüştür. Bu yüzden intraoral görüntüleme yöntemi olarak, dijital sistemler tercih edilmelidir.
- Diş hekimliğinde kullanılan panoramik görüntüleme sistemleri için kullanılan konvansiyonel cihazlar, dijital cihazlara göre daha yüksek etkin dozlar üretmesine rağmen belirgin bir fark ortaya çıkmamıştır. Bunun nedeni, Ortodonti Anabilim Dalı'nda kullanılan dijital görüntüleme sisteminin gereğinden fazla radyasyona neden olacak şekilde ışınlamalar yapmasıdır. Görüntüde herhangi bir bozulmaya neden olmadığı için uygulayıcı, farkında olmadan hastaya gereğinden fazla radyasyon verebilmektedir. Bu yüzden dijital sistemlerde, görüntü kalitesi ile radyasyon dozu arasındaki optimum ilişkiyi ortaya koyacak şekilde cihazın parametreleri ayarlanmalıdır.
- Diş hekimliğinde kullanılan tüm görüntüleme cihazlarında, görüntü elde ederken cihazda ayarlanan ışınlama parametreleri, cihazın ürettiği radyasyon dozu miktarını doğrudan etkilemektedir. Cihazın mAs değerinin yüksek olması, cihazın ürettiği radyasyon dozu miktarını artırırken, kVp ve tüp filtrasyonunun artması, cihazın düşük enerjili fotonlar yaymasını engelleyerek daha sert ve dokular tarafından daha az absorbe olan x-ışını oluşmasına, dolayısıyla radyasyon dozunun azalmasına neden olur.
- Diş hekimliğinde 3 boyutlu görüntüleme yöntemlerinin kullanılması için dikkatli bir radyolojik endikasyon gereklidir. Çok kesitli BT cihazlarının etkin dozları, KIBT cihazlarının etkin dozlarına yakın değerlerdedir. Bu yüzden gereken durumlarda çok kesitli BT cihazları da diş hekimliğinde kullanılabilir. KIBT cihazları için, farklı tarama alanlarında ayarlanabilen, farklı çözünürlük değerleri sunan ve farklı ışınlama parametreleri ile ışınlama yapabilenler tercih edilmelidir.
- Her ne kadar organ dozimetre çalışmaları birbirinden oldukça farklı sonuçlar ortaya koysa da, bu tarz çalışmaların, daha çok ve mümkün olduğu kadar farklı

cihazlarla yapılması, konunun daha iyi anlaşılması ve öneminin ortaya konması açısından değerlidir. Bu şekilde, tüm dental görüntüleme cihazlarının organ absorpsiyon ve etkin dozlarını içeren bilimsel bir veri bankası, her cihazın radyasyon dozlarıyla ilgili daha çok fikir sahibi olmamızı sağlar.

## ÖZET

### **Diş Hekimliğinde Kullanılan Konvansiyonel ve Dijital Görüntüleme Cihazlarıyla Gerçekleştirilen Işınlamalar Sonucu Baş-boyun Bölgesindeki Kritik Organların Almış Oldukları Radyasyon Dozu Miktarlarının Karşılaştırılması**

Dental görüntülemelerde intra oral, panoramik, sefalometrik, konik ışınli bilgisayarlı tomografi ve çok kesitli tomografi unitleri gibi çeşitli x-ışını cihazları kullanılmaktadır. Bunun yanında hastaların değerlendirilmesinde, intra oral tüm ağız radyograf serisi, ortodontik inceleme serisi (lateral sefalometrik, ortopantomograf ve postero-anterior radyograf serisi) ve 3 boyutlu görüntüleme teknikleri gibi bazı görüntüleme yöntemleri vardır.

Bu çalışmanın amacı; günümüz diş hekimliğinde rutin olarak kullanılan intraoral radyografi, panoramik radyografi, konik ışınli bilgisayarlı tomografi ve bilgisayarlı tomografi cihazlarıyla fantom kafada yapılan ışınlamalarda, baş ve boyun bölgesinde seçilmiş bazı kritik organ ve dokuların almış oldukları radyasyon dozu miktarlarının ayrı ayrı ölçülmesi ve sonuçlarının karşılaştırılmasıydı.

Radyasyon ışınlamaları, insan eşdeğeri kafa fantomu yardımıyla gerçekleştirildi. Radyasyon dozu ölçümleri termoluminesans dozimetre (TLD) yardımıyla değerlendirildi. TLD'ler kafa fantomunun bazı kritik organlarına yerleştirildi. Fantomun 2 boyutlu ve üç boyutlu, dijital ve konvansiyonel dental cihazlarla ışınlanmasından sonra TLD okuyucu cihazla kritik organların absorbe ettiği eş değer dozlar belirlendi. Son olarak baş ve boyun bölgesindeki bazı kritik organların absorbe ettikleri eş değer dozlara göre, doku ağırlık faktörleri kullanılarak dental x-ışını cihazlarının etkin radyasyon dozları hesaplandı ve elde edilen sonuçlar karşılaştırıldı.

Çalışma sonucunda; dijital dental görüntüleme cihazlarının etkin dozları, konvansiyonel dental görüntüleme cihazlarına göre daha düşük ölçüldü. 3 boyutlu görüntüleme cihazlarının etkin dozları, bu çalışmada ölçümü yapılan diğer tüm görüntüleme cihazlarının etkin dozlarından daha yüksek ölçüldü. Ancak, 3 boyutlu görüntüleme cihazlarının etkin dozlarının kabul edilebilir seviyede olduğu görüldü.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre; dental görüntülemelerde dijital yöntemler, konvansiyonel yöntemlerin yerine tercih edilmelidir. Diş hekimliğinde 3 boyutlu görüntüleme yöntemlerinin kullanılması için dikkatli bir radyolojik endikasyon gereklidir.

**Anahtar Sözcükler:** Bilgisayarlı Tomografi, Etkin Doz, İntraoral Radyografi, Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi, Panoramik Radyografi

## SUMMARY

### **Comparison of radiation doses received by critical organs in head and neck in consequence to irradiation performed with conventional and digital imaging devices used in dentistry**

Different types of X-ray equipment are used in dental radiology, such as intra-oral, panoramic, cephalometric, cone-beam computed tomography (CBCT) and multi-slice computed tomography (MSCT) units. There are also some imaging protocols in determining the patients, such as intraoral full-mouth radiograph series, orthodontic evaluation series (lateral cephalometric, orthopantomographic and postero-anterior graphies) and 3-dimensional imaging techniques.

Purpose of this study was to measure and to compare separately the absorbed doses of some critical organs and tissues in head and neck which were exposed by intraoral radiography, panoramic radiography, cone-beam computed tomography and computed tomography devices that are used routinely in dental radiology.

Radiation exposures were performed by using a human equivalent head phantom. Measurement of radiation doses was determined with thermo-luminescent dosimeters (TLD). The TLD's were located on some of the critical organs of head phantom. After exposing of the phantom with 2-dimensional and 3-dimensional, digital and conventional dental devices, absorbed skin doses of critical organs were determined with TLD reader device. Finally, according to absorbed doses of some critical organs in head and neck, effective radiation doses of dental x-ray units were measured with using tissue/organ weighting factors, and the results were compared.

The results of this study showed that, effective doses of digital imaging devices were measured lower than conventional imaging devices. Effective doses of 3D imaging devices were measured higher than all the other imaging devices that were used in this study. However, effective doses of 3D imaging devices were considered in acceptable levels.

According to results of this study; digital imaging devices should be preferred instead of conventional imaging devices in dental radiology. A careful radiological indication is necessary for using 3D imaging devices in dentistry.

**Keywords:** Computed Tomography, Cone-beam Computed Tomography, Intraoral Radiography, Panoramic Radiography, Effective dose

## KAYNAKLAR

- ABOUDARA, CA., HATCHER, D., NIELSEN, IL., MILER, A. (2003). A Three Dimensional Evaluation of the Upper Airway in Adolescents. *Orthod Craniofac Res.* **6**:173-175.
- AMBROSE, J., HOUNSFIELD, G. (1973) Computerized Transverse Axial Tomography. *Br J Radiol.* **46(542)**:148-9.
- ANSON, CM., CHAU, BSC., MPHIL, A., FUNG, K. (2009). Comparison of Radiation Dose for Implant Imaging Using Conventional Spiral Tomography, Computed Tomography, and Cone-Beam Computed Tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **107**:559-565.
- AROUA, A., RICKLI, H., STAUFFER, JC., SCHNYDER, P., TRUEB, PH., VALLEY, JF., VOCK, P., VERDUN, FR. (2007). How to Set Up and Apply Reference Levels in Fluoroscopy at a National Level? *European Radiol.* **17**: 1621-1633.
- ASTAKHOVA, LN., ANSPAUGH, LR., BEEBE, GW., BOUVILLE, A., DROZDOVITCH, VV., GARBER, V., GAVRILIN, YI., KHROUCH, VT., KUVSHINNIKOV, AV., KUZMENKOV, YN., MINENKO, VP., MOSCHIK, KV., NALIVKO, AS., ROBBINS, J., SHEMIAKINA, EV., SHINKAREV, S., TOCHITSKAYA, SI., WACLAWIW, MA. (1998). Chernobyl-related Thyroid Cancer in Children of Belarus: A Case-control Study. *Radiat Res.* **150(3)**:349-56.
- BOR, D. (1999). Tanısal Radyolojide Hasta Dozlarının Saptanması. *Tanısal ve Girişimsel Rad,* **4**:443-452.
- BOR, D. (2008). Termoluminesans Dozimetreler. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Ders Notları.
- BOU SERHAL, C., JACOBS, R., GIJBELS, F., BOSMANS, H., HERMANS, R., QUIRYNEN, M. (2001). Absorbed Doses from Spiral CT and Conventional Spiral Tomography: A Phantom vs. Cadaver Study. *Clin Oral Implants Res.* **12**:473-478.
- BOZBIYIK, A., ÖZDEMİR, Ç., HANCI, H. (2002). Radyasyon Yaralanmaları ve Korunma Yöntemleri. *Sted.* **11**:272-274.
- BRENNER, DJ., HALL, EJ. (2007) Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. *N Engl J Med.* **357**: 2277-2284.
- BULUT, F. (2011). Radyasyonun Biyolojik Etkileri Erişim: [http://iys.inonu.edu.tr/webpanel/dosyalar/1022/file/BiyofizikDers9.pdf]. Erişim Tarihi: 10.12.2011
- BUSHONG, SC. (2008). Radiologic Science for Technologist: Physics, Biology and Protection. 9th ed. St. Louis. Mosby Elsevier.
- CLAUS, EB., CALVOCORESSI, L., BONDY, ML., SCHILDKRAUT, JM., WIEMELS, JL., WRENSCH, M. (2012). Dental X-rays and Risk of Meningioma. *Cancer.* **118(18)**:4530-4537.
- COHNEN, M., KEMPER, J., MOBES, O., PAWELZIK, J., MODDER, U. (2002). Radiation Dose in Dental Radiology. *Eur Radiol* **12**: 634-637.
- DAVIES, J., JOHNSON, B., DRAGE, N. (2012). Effective Doses from Cone Beam CT Investigation

- of the Jaws. *Dentomaxillofac Radiol.* **41(1)**: 30-36.
- DE VOS, W., CASSELMAN, J., SWENNEN, GRJ. (2009). Cone-Beam Computerized Tomography (CBCT) Imaging of the Oral and Maxillofacial Region: A Systematic Review of the Literature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **38**: 609–625.
- FEDERAL OFFICE OF PUBLIC HEALTH (FOPH). (2010). 2009 Annual Report of the Radiological Protection Division. Bern: FOPH.
- FREDERIKSEN, NL., BENSON, BW., SOKOLOWSKI, TW. (1994). Effective Dose and Risk Assessment from Film Tomography Used for Dental Implant Diagnostics. *Dentomaxillofac Radiol* **23**: 123–127.
- GARCIA SILVA, MA., WOLF, U., HEINICKE, F., GRÜNDLER, K., VISSER H., EDGAR HIRSCH, E. (2008). Effective Dosages for Recording Veraviewepocs Dental Panoramic Images: Analog Film, Digital, and Panoramic Scout for CBCT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **106**:571-577.
- GIJBELS, F., SANDERINK, G., WYATT, J., VAN DAM, J., NOWAK, B., JACOBS, R. (2003). Radiation Doses of Collimated vs non-Collimated Cephalometric Exposures. *Dentomaxillofac Radiol.* **32**: 128-133.
- GIJBELS, F., SANDERINK, G., WYATT, J., VAN DAM, J., NOWAK, B., JACOBS, R. (2004). Radiation Doses of Indirect and Direct Digital Cephalometric Radiography. *Br Dent J.* **197**:149-152.
- GONZALEZ, L., VANO, E., FERNANDEZ, R., ZIRALDO, V., DELGADO, J., DELGADO, V., MORO, J., UBEDA, C. (2012). Evaluating Phantom Image Quality Parameters to Optimise Patient Radiation Dose in Dental Digital Radiology. *Radiation Protection Dosimetry* **151(1)**: 95–101.
- GUSEV, I., GUSKOVA, A., METTLER, F. (2001). Medical Management of Radiation Accidents, 2nd Ed., Boca Raton, Fla, CRC.
- HALAZONETIS, DJ. (2005). From 2-Dimensional Cephalograms to 3-Dimensional Computed Tomography Scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **127**:627-637.
- HELMROT, E., THILANDER-KLANG, A. (2010). Methods for Monitoring Patient Dose in Dental Radiology. *Radiation Protection Dosimetry* **139(1–3)**: 303–305.
- HIRSCH, E., WOLF, U., HEINICKE, F., SILVA, M. (2008). Dosimetry of The Cone Beam Computed Tomography Veraviewepocs 3D Compared with the 3D Accuitomo in Different Fields of View. *Dentomaxillofacial Radiology* **37**: 268–273.
- HONDA, K., LARHEIM, TA., MATSUMOTO, K., IWAI, K. (2006). Osseous Abnormalities of the Mandibular Condyle: Diagnostic Reliability of Cone Beam Computed Tomography Compared with Helical Computed Tomography based on an Autopsy Material. *Dentomaxillofac Radiol.* **35**: 152-157.
- HORN-ROSS, PL., LJUNG, BM., MORROW, M. (1997). Environmental Factors and the Risk of Salivary Gland Cancer. *Epidemiology.* **8(4)**:414-419.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). (2002). Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation. Safety Guide, 1-5.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60

Oxford and New York: Pergamon Press.

- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). (2004). Managing Patient Dose in Digital Radiology. *ICRP publication 93. Ann. ICRP* **34**: 1–73.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Publication 103, Ann. ICRP* **37**(2-4).
- JAVIES, J., JOHNSON, B., DRAGE, NA. (2012). Effective Doses from Cone Beam CT Investigation of the Jaws. *Dentomaxillofacial Radiology* **41**: 30–36.
- JEONG, D., LEE, S., HUH, K., YI, W., HEO, M., LEE, S., CHOI, S. (2012). Comparison of Effective Dose for Imaging of Mandible between Multi-Detector CT and Cone-Beam CT. *Imaging Science in Dentistry* **42**: 65-70.
- KAYA, T., ADAPINAR, P., ÖZKAN, R. (1997). Temel Radyoloji Tekniği. İstanbul: Güneş ve Nobel Tıp Kitabevleri.
- LANGLAND, OE., LANGLAIS, RP. (1995). Early Pioneers of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **80**(5):496-511.
- LOUBELE, M., BOGAERTS, R., VAN DIJCK, E., PAUWELS, R., VANHEUSDEN, S., SUETENS, P., MARCHAL, G., SANDERINK, G., JACOBS, R. (2009). Comparison Between Effective Radiation Dose of CBCT and MSCT Scanners for Dentomaxillofacial Applications. *Eur J Radiol.* **71**(3):461-8.
- LUDLOW, JB. (2011). A Manufacturer's Role in Reducing the Dose of Cone Beam Computed Tomography Examinations: Effect of Beam Filtration. *Dentomaxillofacial Radiology* **40**: 115–122.
- LUDLOW, JB., DAVIES-LUDLOW, LE., BROOKS, SL. (2003). Dosimetry of Two Extraoral Direct Digital Imaging Devices: Newtom Cone Beam CT and Orthophos Plus DS Panoramic Unit. *Dentomaxillofac Radiol.* **32**: 229–234.
- LUDLOW, JB., DAVIES-LUDLOW, LE., BROOKS, SL., HOWERTON, WB. (2006). Dosimetry of 3 CBCT Devices for Oral and Maxillofacial Radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol.* **35**: 219–226.
- LUDLOW, JB., DAVIES-LUDLOW, LE., WHITE, SC. (2008a). Patient Risk Related to Common Dental Radiographic Examinations: The Impact of 2007 International Commission on Radiological Protection Recommendations Regarding Dose Calculation. *J Am Dent Assoc.* **139**:1237-1243.
- LUDLOW, JB., IVANOVIC, M. (2008b) Comparative Dosimetry of Dental CBCT Devices and 64 Row CT for Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg OralMed Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **106**: 930–938.
- MAKI, K., INOU, N., TAKANISHI, A., MILLER, AJ. (2003). Computer-Assisted Simulations in Orthodontic Diagnosis and the Application of A New Cone Beam X-Ray Computed Tomography. *Orthod Craniofac Res.* **6**: 95-101.
- MOZZO, P., PROCACCI, C., TACCONI, A., MARTINI, PT., ANDREIS, IA. (1998). A New Volumetric CT Machine for Dental Imaging Based on the Cone-beam Technique: Preliminary Results. *Eur Radiol.* **8**(9):1558-1564.
- NAKAJIMA, A., SAMESHIMA, GT., ARAI, Y., HOMME, Y., SHIMIZU N, DOUGHERTY, H.

- (2005). Two- and Three-Dimensional Orthodontic Imaging Using Limited Cone Beam-Computed Tomography. *Angle Orthod.* **75**: 895-903.
- NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRPM). (2009). Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States (Report No. 160). Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements.
- NATIONAL RADIOLOGICAL PROTECTION BOARD. (1993). Occupational Public and Medical Exposure. Documents of the NRPB. Didcot, UK: NRPB, 1993;4.
- OLGAR, T. (2008). Floroskopik İncelemelerde Hasta Doz Ölçüm Yöntemleri. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Ders Notları.
- OYAR, O., GÜLSOY, U. K., YEŞİLDAĞ, A., YILDIZ, M., BAYKAL, B., KÖROĞLU, M. (2003). Tıbbi Görüntüleme Fiziği. Isparta: Rekmay Matbaası, Bölüm 1, 2.
- PAATERO, YV. (1949). A New Tomographical Method for Radiographing Curved Outer Surfaces. *Acta radiol.*, **32(2-3)**: 177-84.
- PAKSOY, C. (2007). Oral Radyoloji. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Ders Notları.
- PAKSOY, C. (2009). Panoramik Radyografi, Ekstraoral Radyografi Teknikleri. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Ders Notları.
- PALOMO, MJ., PEJAVAR, A., RAO, S., HANS, MG. (2008). Influence of CBCT Exposure Conditions on Radiation Dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **105**:773-782.
- PAUWELS, R., BEINSBERGER, J., COLLAERT, B., THEODORAKOU, C., ROGERS, J., WALKER, A., COCKMARTIN, L., BOSMANS, H., JACOBS, R., BOGAERTS, R., HORNER, K., THE SEDENTEXCT PROJECT CONSORTIUM. (2012). Effective Dose Range for Dental Cone Beam Computed Tomography Scanners. *European Journal of Radiology* **81**: 267–271.
- POPPE, B., LOOE, HK., PFAFFENBERGER, A., CHOFOR, N., EENBOOM, F., SERING, M., RÜHMANN, A., POPLAWSKI, A., WILLBORN, K. (2006). Dose-area Product Measurements in Panoramic Dental Radiology. *Radiat. Prot. Dosim.*, **123(1)**:131-134.
- POPPE, B., LOOE, HK., 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.
- PRESTON-MARTIN, S., BERNSTEIN, L., MALDONADO, AA., HENDERSON, BE., WHITE, SC. (1985). A Dental X-Ray Validation Study: Comparison of Information from Patient Interviews and Dental Charts. *Am J Epidemiol.* **121(3)**:430-439.
- PRESTON-MARTIN, S., WHITE, SC. (1990). Brain and Salivary Gland Tumors Related to Prior Dental Radiography: Implications for Current Practice. *JADA* **120(2)**:151-158.
- ROBERTS, JA., DRAGE, NA., DAVIES, J., THOMAS, DW. (2009). Effective Dose from Cone Beam CT Examinations in Dentistry. *Br J Radiol.* **82(973)**:35–40.
- SAMARA, ET., AROUA, A., BOCHUD, FO., OTT, B., THEILER, T., TREIER, R., TRUEB, PR., VADER, JP., VERDUN, FR. (2012). Exposure of the Swiss Population by Medical X-rays: 2008 Review. *Health Phys.* **102(3)**:263-270.



- SCARFE, W., FARMAN, A., SUKOVIC, P. (2006). Clinical Applications of Cone Beam Computed Tomography in Dental Practice. *J. Can. Dent. Assoc.* **72(1)**:72–80.
- SEDENTEXCT PROJECT. (31.10.2010). Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Provisional Guidelines. A report prepared by the SEDENTEXCT project. Erişim: [<http://www.sedentexct.eu>]. Erişim Tarihi: 12.06.2012.
- SUOMALAINEN, A., KILJUNEN, T., KA˘SER, Y., PELTOLA, J., KORTESNIEMI, M. (2009). Dosimetry and Image Quality of Four Dental Cone Beam Computed Tomography Scanners Compared with Multislice Computed Tomography Scanners. *Dentomaxillofacial Radiology* **38**: 367–378.
- şAHİN, M. (2005). Bilgisayarlı Tomografi ve Panoramik Görüntülemelerde, Çeşitli Organ Dozlarının Farklı Termoluminesans Dozimetre Tipleri ile Ölçülerek Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- THILANDER-KLANG, A., EBBA HELMROT, E. (2010). Methods of Determining the Effective Dose in Dental Radiology. *Radiation Protection Dosimetry* **139(1–3)**: 306–309.
- TSIKLAKIS, K., SYRIOPOULOS, K., STAMATAKIS, HC. (2004). Radiographic Examination of the Temporomandibular Joint Using Cone Beam Computed Tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* **33**: 196-201.
- TSIKLAKIS, K., DONTA, C., GAVALA, S., KARAYIANNI, K., KAMENOPOULOU, V., HOURDAKİS, CJ. (2005). Dose Reduction in Maxillofacial Imaging Using Low Dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol.* **56**: 413-417.
- TÜRKİYE ATOM ENERJİSİ KURUMU. (2009, 04.12.2012). Radyasyon Birimleri. Erişim: [<http://www.taek.gov.tr/bilgi-kosesi/183-radyasyon-insan-ve-cevre/radyasyon-veradyoaktivite/497-radyasyon-birimleri.html>]. Erişim Tarihi: 10.12.2012.
- UNDERHILL, TE., CHILVARQUER, I., KIMURA, K., LANGLAIS, RP., MCDAVID, WD., PREECE, JW. (1988a). Radiobiologic Risk Estimation from Dental Radiology. Part I. Absorbed Doses to Critical Organs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **66**: 111–120.
- UNDERHILL, TE., CHILVARQUER, I., KIMURA, K., LANGLAIS, RP., MCDAVID, WD., PREECE, JW. (1988b). Radiobiologic Risk Estimation from Dental Radiology. Part II. Cancer Incidence and Fatality. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **66**: 161–167.
- UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. (2000). UNSCEAR 2000 Report Vol. 1: Sources and Effect of Ionizing Radiation. New York, United Nations.
- UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. (2010). UNSCEAR 2008 Report Vol. I: Sources of Ionizing Radiation. New York: United Nations.
- VASSILEVA, J., STOYANOV, D. (2010). Quality Control and Patient Dosimetry in Dental Cone Beam CT. *Radiation Protection Dosimetry* **139**:310–312.
- VISSER, H., RÖDIG, T., HERMANN, KP. (2001). Dose Reduction by Direct Digital Cephalometric Radiography. *Angle Orthod.* **71**: 159-163.
- WHITE, SC., PHAROAH, MJ. (2008). The Evolution and Application of Dental Maxillofacial Imaging Modalities. *Dent Clin North Am.* **52**: 689-705.
- WHITE, SC., PHAROAH, MJ. (2009). Oral Radiology. Principles and Interpretation. 6th ed. Mosby

Inc.

- WILWERDING, T. (2001). History of Dentistry. Erişim: [http://freeinfosociety.com/media/pdf/4551.pdf]. Erişim Tarihi: 04.02.2012.
- YANAGISAWA, K., FRIEDMAN, CD., VINING, EM., ABRAHAMS, JJ. (1993). DentaScan Imaging of the Mandible and Maxilla. *Head Neck*. **15**:1-7.
- YANG, F., JACOBS, R., WILLEMS, G. (2006). Dental Age Estimation Through Volume Matching of Teeth Imaged by Cone-Beam CT. *Forensic Sci Int*. **159**: 78-83.
- YAREN, H., KARAYILANOĞLU, T. (2005). Radyasyon ve İnsan Sağlığı Üzerine Etkileri. *TSK Koruyucu Hekimlik Bülteni*, **4(4)**: 10.

## ÖZGEÇMİŞ

### I- Bireysel Bilgiler

Hakan EREN

15.03.1981 Şanlıurfa

Evli

Askerlik görevi: Aralık 2009 - haziran 2010 döneminde Mersin İl Jandarma komutanlığı emrinde er olarak

Adres: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi A.D. Beşevler ANKARA

Email: dthakaneren@yahoo.com.tr

### II- Eğitim

2006 – 2013 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi A.D. Doktora Eğitimi, Ankara

2000 – 2005 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Lisans Eğitimi, Ankara

1992 – 1999 Şanlıurfa Anadolu Lisesi, Şanlıurfa

### III- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

Oral Diagnoz Maksillofasiyal Radyoloji Derneği yönetim kurulu üyesi

### IV- Bilimsel İlgi Alanları

Yayınlar:

Aytac-Yazicioglu D, Eren H, Görgün S. Peripheral Odontogenic Myxoma Located on the Maxillary Gingiva: Report of a Case and Review of the Literature. *Oral Maxillofac Surg.* 2008 Sep;12(3):167-71.

Üngör C, Eren H, İçten O. Maksilla'da Kondrosarkoma: Bir Olgu Raporu. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 2010; 4(1):477-481.