



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**ELDE TAŞINABİLİR X-IŞINI CİHAZLARI İLE
YAPILAN IŞINLAMALAR SONUCU UYGULAYICI
PERSONEL VE HASTA DOZLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ali ALTINDAĞ

**AĞIZ, DİŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Sebahat GÖRGÜN**

**ANKARA
2018**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ELDE TAŞINABİLİR X-IŞINI CİHAZLARI İLE
YAPILAN IŞINLAMALAR SONUCU UYGULAYICI
PERSONEL VE HASTA DOZLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

ALİ ALTINDAĞ

**AĞIZ, DİŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Sebahat GÖRGÜN**

ANKARA

2018

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI	
İÇİNDEKİLER	i
ÖNSÖZ	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	viii
1.GİRİŞ	1
1.1 Tarihçe.....	1
1.2 X-ışınları	2
1.2.1 X-ışınlarının Oluşumu.....	3
1.2.2 X-ışınının Özellikleri	5
1.3 Radyasyon Kavramı	6
1.4 Radyasyon Kaynakları	7
1.5 Radyasyon Birimleri	8
1.5.1 Radyoaktivite Şiddet Birimi.....	8
1.5.2 Radyasyon Enerjisi Birimi	8
1.5.3 Radyasyon Şiddeti Birimi	9
1.5.4 Radyasyon Alan Şiddeti Birimi	9
1.5.5 Işınlama Birimi	9
1.5.6 Fiziki (Soğurulan) Doz Birimi	10
1.5.7 Biyolojik Doz Birimi	10
1.6 Radyasyonun Biyolojik Etkileri.....	11
1.7 Radyasyonun Etki Mekanizmaları	12
1.7.1 Radyasyonun Moleküler Seviyede Etkileri (Radyasyon Kimyası).....	12
1.7.2 Radyasyonun Hücredeki Deterministik Etkileri	15
1.7.3 Radyasyonun Doku ve Organlardaki Deterministik Etkileri	16
1.7.3.1 Erken Dönem Deterministik Etkiler.....	16
1.7.3.2 Geç Dönem Deterministik Etkiler.....	17
1.7.3.3 Deterministik Etkiyi Değiştiren Faktörler.....	18
1.7.4 Radyasyonun Sitokastik Etkileri	19
1.7.4.1 Karsinogenez.....	20
1.7.4.2 Genetik Etkiler	22
1.7.5 Radyasyonun Oral Mukozadaki Etkileri.....	22
1.8 Güvenli Radyasyon Dozu Sınırları	25
1.9 Dental Radyolojide Kullanılan Görüntüleme Cihazları.....	27
1.9.1 İntraoral Görüntüleme Cihazları	27

1.9.2 Elde Tutulabilir X-ışını Cihazları.....	28
1.10.1 Hastayı Korumak için Alınması Gereken Önlemler	32
1.10.2 Hekimi/Personeli Korumak İçin Alınması Gereken Önlemler	34
1.10.3 Çevreyi Korumak İçin Alınması Gereken Önlemler	36
1.11 Radyasyon Dozu Ölçüm Yöntemleri	37
1.11.1 Termoluminesans Dozimetre (TLD) Yöntemi.....	37
1.11.1.1 Fosforun Isıtılması	40
2.GEREÇ VE YÖNTEM	45
2.1 Gereç	45
2.1.1 Termoluminesans Dozimetreler (TLD)	46
2.1.2 Model-4500 TLD Reader Cihazı	46
2.1.3 RTI Black Piranha.....	47
2.1.4 Periapikal Röntgen Cihazı.....	48
2.1.5 Fırın.....	48
2.1.6 Kurşun Önlük	49
2.1.7 Tiroit Koruyucu.....	50
2.1.8 Koruyucu Gözlük.....	50
2.1.9 Koruyucu Eldiven	50
2.1.10 Manken.....	51
2.1.11 NOMAD Pro 2	51
2.1.12 Rextar X	52
2.1.13 Diox-602	52
2.1.14 Yumuşak ve Sert Doku Eşdeğeri Fantom Kafa	53
2.2 Yöntem.....	54
3.BULGULAR	59
4. TARTIŞMA	66
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	75
ÖZET.....	77
SUMMARY	78
KAYNAKLAR	79
ÖZGEÇMİŞ	84

ÖNSÖZ

“Elde Taşınabilir X-Işını Cihazları ile Yapılan Işınlamalar Sonucu Uygulayıcı Personel Ve Hasta Dozlarının Değerlendirilmesi” ile ilgili yaptığım bu çalışmada bana araştırma olanağı sağlayan, çalışmamın her anında benden yardımını ve güler yüzünü esirgemeyen, bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren kıymetli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Sebahat GÖRGÜN’e,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgi, deneyim ve imkanlarını sunan, mesleki tecrübeleri ile yol gösteren, her daim desteklerini hissettiğim, tez çalışmamda çok büyük emekleri olan Sayın Prof. Dr. Kaan ORHAN ve Doç. Dr. Hakan EREN’e,

Laboratuvar çalışmalarım boyunca bilgisini, desteğini eksik etmeyen, yardıma ihtiyaç duyduğumda yol gösteren Sayın Doç. Dr. M. Eray KOLSUZ, Erzurum Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi değerli öğretim üyesi Doç. Dr. M. Akif SÜMBÜLLÜ ve Erzurum Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı değerli öğretim üyesi Doç. Dr. M. Erdem SAĞSÖZ’e,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren, hep desteklerini hissettiğim Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı’nın çok değerli hocaları Sayın Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞLU, Prof. Dr. Candan S. PAKSOY, Prof. Dr. Bengi ÖZTAŞ, Prof. Dr. Rana NALÇACI ve Doç. Dr. M. Hakan KURT’a,

Hayatım boyunca desteğini hep hissettiğim, tez çalışmamda da bilgi ve deneyimleriyle yanımda olan canım kardeşim Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi İstatistik Bölümü değerli öğretim üyesi Dr. Ömer ALTINDAĞ’a,

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan ve destek veren Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı’nda görev yapan kıymetli çalışma arkadaşlarıma ve sevgili personeline,

Tüm hayatım ve öğrenimim boyunca olduğu gibi uzmanlık eğitimim boyunca da sonsuz destek veren, her an yanımda olan canım Annem ve Babam'a,

Son olarak eğitimim için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, her zaman yanımda ve en büyük destekçim olan hayat arkadaşım ve kızlarımın güzel kalpli annesi Melek'e

Sonsuz sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Ali ALTINDAĞ
Ankara, Ağustos 2018

SİMGELER ve KISALTMALAR

Å	Angström
Al	Alüminyum
Bq	Becquerel
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Ci	Curie
Cu	Bakır
DNA	Deoksiribonükleik Asit
E	Etkin Doz
ECC	Element Düzeltme Katsayısı
eV	Elektron Volt
Gy	Gray
HT	T organ veya dokusundaki eşdeğer doz
ICRP	International Commission on Radiation Protection
KF	Kalite Faktörü
LET	Lineer Enerji Transferi
kVp	Kilovolt peak
LiF ₂	Lityum Florür
mA	Miliamper
mAs	Miliamper Saniye
MeV	Megaelektron volt
µSv	Mikrosievert
µGy	Mikrogray
NaF	Sodyum florür
nC	Nano-coulomb
NCRP	National Council On Radiation Protection and Measurements
OSL	Optikle uyarılmış ışırma dozimetreleri
Pb	Kurşun
pH	Bir çözeltinin asitlik veya bazlık derecesini tarif eden ölçü birimi

R	Röntgen
Rad	Radiation Absorbed Dose
RBE	Rölatif Biyolojik Etkinlik
RCF	Foto çoğaltıcı tüp akımını, soğurulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan dönüşüm katsayısı
Rem	Roentgen Equivalent Man
SI	Uluslararası Birim Sistemi (System International d'Unites)
Sv	Sievert
TAEK	Türkiye Atom Enerjisi Kurumu
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans Dozimetre
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee On The Effects Of Atomic Radiation
WT	Doku ağırlık faktörü

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1 Atom Modeli.....	3
Şekil 1.2 Elektromanyetik Taky(Spektrum).....	7
Şekil 1.3 Radyasyon Kaynaklarının Sınıflandırılması.....	7
Şekil 1.4 Nomad cihazının ilgili güvenlik özelliklerini gösteren kesiti.....	31
Şekil 1.5 Uyulması gereken pozisyon ve mesafe şeması.....	35
Şekil 1.6 Personeli korumak için gerekli ekipmanlar	35
Şekil 1.7 Termolüminesansın şematik gösterimi	38
Şekil 1.8 Bir TLD okuyucusunun şematik gösterimi	39
Şekil 1.9 Isıtmanın ışıma eğrisine etkisi	41
Şekil 1.10 TLD okuyucusunun zaman-sıcaklık değerine göre davranışı	42
Şekil 2.1 Pleksiglas taşıma kabına yerleştirilmiş Termolüminesans Dozimetreler ...	46
Şekil 2.2 Model-4500 TLD Reader Cihazı	47
Şekil 2.3 RTI Black Piranha Cihazı	47
Şekil 2.4 Dijital intraoral görüntüleme cihazı.....	48
Şekil 2.5 TLD'lerin ısıtılması işleminde kullanılan fırın.....	49
Şekil 2.6 Personelin korunması amacıyla kullanılan kurşun önlük, tiroit koruyucu, gözlük ve eldiven.....	49
Şekil 2.7 Koruyucu gözlük	50
Şekil 2.8 Koruyucu eldiven	51
Şekil 2.9 Nomad Pro 2 cihazı	51
Şekil 2.10 Rextar X cihazı	52
Şekil 2.11 Diox 602 cihazı.....	53
Şekil 2.12 Rezin esaslı yumuşak ve sert doku eşdeğeri fantom kafa.....	53
Şekil 2.13 TLD'lerin radyasyon miktarı belirli x-ışını cihazı ile ışınlanma şeması ..	54
Şekil 2.14 a) Kuru kafa b) Konvansiyonel röntgen filmi c) Fosfor plak görüntüsü d) RVG (dijital) görüntüsü	57

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1 ICRP tarafından belirlenmiş, radyasyonla çalışanlar ve toplum için doz sınırları	26
Çizelge 1.2 Etkin doz hesabında kullanılan doku ve organ ağırlık faktörleri.....	27
Çizelge 1.3 Üreticinin Kevex PXS7 için önerdiği uygulama alanları	29
Çizelge 1.4 Hareketli X-ışını cihazlarının teknik özellikleri	30
Çizelge 2.1 Konvansiyonel sistemler için yapılan ışınlamala süreleri (sn)	56
Çizelge 2.2 Fosfor plak sistemleri için yapılan ışınlamala süreleri (sn)	56
Çizelge 2.3 RVG sistemler için yapılan ışınlamala süreleri (sn)	57
Çizelge 3.1 Gonad bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları(μ Gy).....	59
Çizelge 3.2 Gonad bölgesi için ikili karşılaştırmalar ($p<0.05$).....	59
Çizelge 3.3 Tiroit bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları(μ Gy).....	60
Çizelge 3.4 Tiroit bölgesi için ikili karşılaştırmalar ($p<0.05$).....	60
Çizelge 3.5 Sağ göz bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları(μ Gy).....	60
Çizelge 3.6 Sağ göz bölgesi için ikili karşılaştırmalar ($p<0.05$)	61
Çizelge 3.7 Sol göz bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları (μ Gy).....	61
Çizelge 3.8 Sol göz bölgesi için ikili karşılaştırmalar ($p<0.05$).....	61
Çizelge 3.9 Sağ el bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları (μ Gy).....	62
Çizelge 3.10 Sağ el bölgesi için ikili karşılaştırmalar ($p<0.05$).....	62
Çizelge 3.11 Sol el bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları (μ Gy).....	62
Çizelge 3.12 Sol el bölgesi için ikili karşılaştırmalar ($p<0.05$).....	63
Çizelge 3.13 Tüm ışınlamalar için organların etkin doza katkısı (μ Sv)	64
Çizelge 3.14 Tüm ışınlamalar için cihaz kon uçlarından ölçülen ortalama doz değerleri (μ Gy).....	64
Çizelge 3.15 Sağ ve sol el bölgesi için kurşun eldiven kullanımının sağladığı yarar (%).....	64
Çizelge 3.16 Gözler, tiroit ve gonad bölgeleri için koruyucu önlem kullanımının sağladığı yarar (%)	65
Çizelge 3.17 Fosfor plak ve dijital sistemin, konvansiyonel sisteme göre düşük doz oranları (%)	65

1.GİRİŞ

1.1 Tarihçe

Tıp Bilimi başta olmak üzere birçok bilim dalında ve sanatta dahi kullanılan X-ışınları, Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Roentgen tarafından 8 Kasım 1895 tarihinde keşfedilmiştir. Würzburg Üniversitesi'nde çalışmalarını sürdüren Roentgen, bir Crookes tüpünü siyah bir kartonla ışık geçirmeyecek şekilde kaplayıp indüksiyon bobinine bağlayarak, tüpten yüksek gerilimli elektrik akımı geçirdiğinde, tüpten uzakta (~2m) durmakta olan cam bir kavanoz içindeki baryumlu platinsiyanür kristallerinde bazı pırıltıların meydana geldiğini gözlemlemiştir. Ancak bu pırıltıların etraftaki herhangi bir cisimden gelebileceğini düşünerek deneyi tekrarlamış ve yine aynı sonuçları elde etmiştir. Bu duruma katot ışınlarının neden olamayacağını, daha farklı bir ışının neden olduğunu belirlemiştir. Bu ışınları, o ana değin bilinmemesinden dolayı X-ışınları olarak adlandırmıştır. Roentgen, bu ışınların farklı derecelerde çeşitli cisimleri geçebildiğini, ancak kurşun plaklardan geçemediğini gözlemlemiştir. Bu deneyler sırasında, tüple ekran arasındaki cisimleri tuttuğu parmaklarının gölgelerini de fark etmiştir. Bunun üzerine, karısının elini içinde fotoğraf plağı bulunan bir kasetin üstüne koyarak parmak kemiklerinin ve yüzüğünün görüntüsünü elde etmiştir. Bayan Roentgen'in 22 Aralık 1895'te çekilen bu el grafisi, tarihteki ilk röntgen görüntüsüdür (Wilwerding, 2001; Oyar, 2003; Deveci, 2017).

Roentgen, bu ışınlarla ilgili çalışmalarını 28 Aralık 1895 tarihinde 'Yeni Bir Işın Hakkında Geçici Bildiri' adı altında Würzburg Fiziksel Tıp Derneği'nde sunmuştur. Bu buluştan sonra ilk basit röntgen cihazları aynı yıl içinde üretime geçilmiştir (Oyar, 2003; Harorlu, 2014).

Diş hekimliğinde ilk dental radyografinin kimin tarafından uygulandığını gösteren kesin bir belge bulunmamaktadır. Bazı kaynaklara göre ilk dental radyograf uygulaması Dr. Otto Walkhoff tarafından yapılmıştır. 25 dakika süren ışınlama ile hastanın çenesinden, üzeri fotografik emülsiyon kaplı siyah kağıt ile rubber-dam

kaplamalı cam bir plaka üzerinde görüntü elde edilmiştir (Langland,1995; Harorlı, 2014).

Dünyada ilk dental laboratuvar, Otto Walkhoff ve Fritz Giesel tarafından 1896'da kurulmuştur. Bir kafatası üzerindeki dişlerin radyografi işlemini aynı tarihlerde New York'lu bir fizikçi olan W.J. Morton gerçekleştirmiştir.

Diş hekimi Dr. Edmund Kells X-ışınlarının keşfinden hemen sonra, bunların diş hekimliğinde nasıl kullanılacağı üzerine çalışmalar yapmış, radyografi ile elektriği birleştirerek dental radyolojiye en büyük katkıyı sağlamıştır. Prof. Brown Ayres'in yardımı ile Kells, bir tesla bobini ve birçok Hittorf-Crookes tüpü elde etmiştir. Böylece, 1896 ilkbaharında ilk intraoral radyografi işlemini gerçekleştirmiştir. Daha sonra Dr. Kells kendi X-ışını tasarımını yapmış, ayrıca diş, çene radyograflarının çekilme tekniklerini araştırmaya başlamıştır. X-ışınının diş hekimliğinde değişik kullanım alanlarının yanı sıra, beraberinde getirdiği tehlikeleri içeren bilgileri yayınlamıştır.

Dental radyolojinin gelişmesinde emeği bulunan araştırmacılardan biri de William Herbert Rollins'tir. Tıp ve diş hekimliğinde eğitimci olarak görev yapan Rollins, dental X-ışını ünitesini geliştirmiştir. Ayrıca düşük enerjili X-ışınlarının filtre edilmesi gerektiğini bildirmiş, filtrasyonu uygulamaya koymuş ve kolimasyonun önemini vurgulamıştır (Langland, 1995; Wilwerding, 2001; Harorlı, 2014).

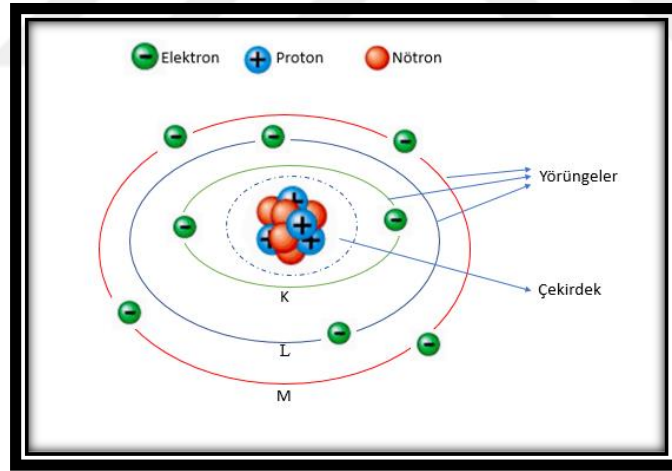
1.2 X-ışınları

X-ışınları, yüksek enerjili elektronların yavaşlatılması veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleri ile meydana gelen dalga boyları 0.04-1000 Å arasında değişen elektromanyetik dalgalardır. X-ışınları elektromanyetik spektrumda gama ışınları ile mor ötesi ışınlar arasında bulunmaktadır (Şekil 1.2).

1.2.1 X-ışınlarının Oluşumu

X-ışınları, doğal ve yapay X-ışınları olmak üzere iki şekilde meydana gelmektedir. Doğal X-ışınları; atom çekirdeği tarafından K enerji kabuğundan elektron yakalanması, alfa bozunumu, iç dönüşüm ve beta bozunumu olaylarıyla meydana gelmektedir. Yapay X-ışınları ise maddenin; elektron, proton parçacıkları veya iyonlar gibi hızlandırılmış parçacıklarla etkileşmesinden ya da X-ışını tüpünden veya başka bir uygun radyoaktif kaynağından çıkan fotonlarla etkileşmesinden meydana gelmektedir.

X-ışınlarının oluşumunu daha iyi kavramak için atomun yapısını ve karşılıklı etkileşimlerini bilmek gerekmektedir. Atom, bir elementin tüm özelliklerini taşıyan en küçük birimdir. Merkezinde, çekirdeğini teşkil eden pozitif yüklü protonlar ve yüksüz nötronlar, çevresinde ise çekirdek etrafında dairesel hareketlerle dönen negatif yüklü elektronlar bulunmaktadır (Şekil 1.1).



Şekil 1.1 Atom Modeli

Çekirdek ile elektronlar arasındaki elektrostatik çekim, elektronların merkezkaç kuvvetini dengelemektedir. Herhangi bir yörüngeden elektron koparmak için lazım olan enerji, bahsedilen elektrostatik çekim kuvvetinden daha fazla olmalıdır ve her atomun farklı yörüngeleri için spesifiktir.

X-ışınları, 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 dönüşmektedir. Bu dönüşüm elektronların sahip olduğu kinetik enerjinin %0,2'si kadardır. Geriye kalan %99,8'i enerjinin korunması yasasına göre ısıya dönüşmektedir. Bu X-ışını dönüşüm olayı, karakteristik radyasyon ve frenleme (Bremsstrahlung) radyasyon olarak iki şekilde tanımlanmaktadır (Oyar, 2003; Bushong, 2008; White, 2014).

Katottan salınan ve hızlandırılarak anottaki hedef materyaline çarpan elektronlar, çarptıkları maddenin atomlarının iç yörüngesinden (K yörüngesi) bir elektron sökmektedir. Sökülen elektronun boşluğu, dış yörüngelerden bir elektron tarafından doldurulmaktadır. Yörüngeler arasındaki bu enerji farkı karakteristik X-ışını meydana getirmektedir. Elementlerin her bir yörüngesindeki elektron enerji seviyeleri farklı olduğu için bu şekilde oluşan X-ışınının dalga boyu da her elemente özgü olmaktadır. Oluşan ışınlar bu sebeple karakteristik X-ışını adını almaktadır. Karakteristik radyasyon, tanısal radyolojide kullanılan X-ışınlarının %15-30'unu teşkil etmektedir. Tungsten için K yörüngesindeki elektronların çekirdeğe bağlanma enerjisi 69000 eV olduğundan, dental röntgen cihazlarında sadece 70kVp ve daha üstü cihazlarda karakteristik X-ışını oluşmaktadır.

Yüksek hızlı elektronlar, anottaki hedef materyalinin elektronlarını geçerek çekirdeğine yaklaşır ve çekirdeğin pozitif çekim etkisi ile yavaşlayarak, izledikleri yoldan sapmaktadır. Bu yavaşlama esnasında kaybedilen enerji, X-ışını olarak salınmaktadır. Bu frenleme (Bremsstrahlung/Breaking) radyasyon olarak adlandırılmaktadır. Tanısal radyolojide X-ışınının %70-85'i bu şekilde elde edilmektedir. Dental röntgen cihazlarında da X-ışını bu yolla elde edilmektedir (Oyar, 2003).

1.2.2 X-ışınının Özellikleri

X-ışınının çok sayıda karakteristik özellikleri bulunmaktadır. Bunlar:

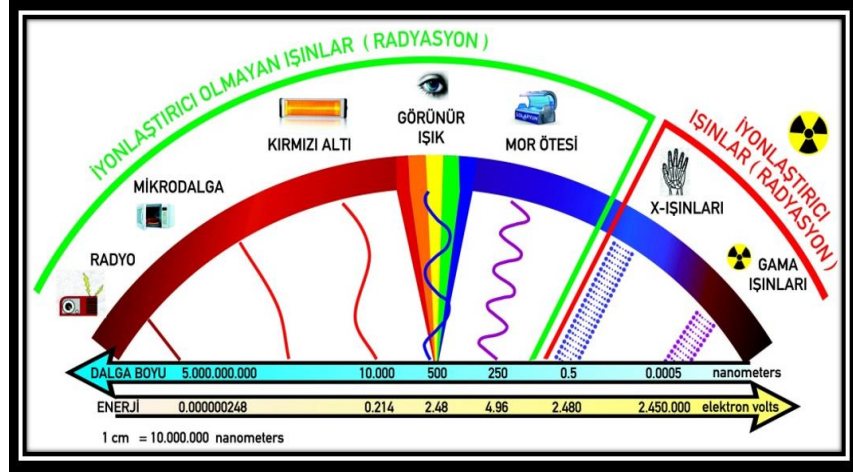
1. X-ışınları elektromanyetik dalgalardır.
2. X-ışınlarının dalga boyu 0.04-1000 Å arasında değişmekle birlikte tanı alanında kullanılanları 0.5 Å dalga boyundadır.
3. X-ışınlarının boşluktaki hızları ışık hızı ile eşit olup 300.000 km/sn'dir.
4. X-ışınları heterojen ışın demeti şeklindedir.
5. X-ışınları yüksüzdürler, bu sebeple elektrik ve manyetik alanlarda sapma göstermezler.
6. X-ışınları partikülsüz dalga ışıması olduğu için ağırlığı yoktur.
7. X-ışınları geçtikleri maddelerde, o maddelerin/cisimlerin yoğunluğu, kalınlığı, atom numaraları ile orantılı olarak absorbe edilmektedirler.
8. X-ışınlarının şiddeti (yoğunluğu) mesafeye bağlı olarak azalmaktadır. Bu azalma, mesafenin karesiyle ters orantılı olarak gerçekleşmektedir.
9. X-ışınları geçtiği ortamda iyonizasyona neden olmaktadır. Röntgen çekim uygulamalarının yapıldığı ortamdaki dengeli gaz atomlarından oluşan hava, X-ışınının iyonlaştırıcı etkisi ile negatif ve pozitif iyonlara dönüşmektedir. Bu gazlardan oksijen (O^2) radyasyon etkisi ile iyonize olarak ozon (O^3) gazına dönüşür. Tahriş edici etkisi olan ozon gazı ortamdan uzaklaştırılmalı ve yeterli havalandırma sağlanmalıdır. X-ışınının iyonizan etkisinden faydalanılarak radyasyon miktarını ölçmede kullanılan dozimetreler geliştirilmiştir.
10. X-ışınları gözle görülmezler ancak bazı maddelere çarptıklarında, bu maddelerin ışık yaymasına neden olmaktadır. Buna "luminesans", bu tür maddelere de "luminofor madde" denir. Luminesans; sıcaklık oluşmadan, gözle görülen ışığın yayılmasıdır. Parıltı sadece olay esnasında oluyorsa flüoresans, olaydan sonra birkaç saniyeden birkaç güne kadar devam ediyorsa fosforesans olarak iki şekilde olmaktadır.
11. X-ışınları, fotoğraf filmine etki ederek karartmaktadırlar. Bu etkilerinden faydalanılarak tanısal radyolojinin temel kavramlarından biri olan röntgen filminin çekilmesi sağlanmaktadır. Bu etki ile röntgen filmlerinde latent imaj

oluşmakta ve bu latent imaj, içinde çeşitli kimyevi maddelerin bulunduğu banyolarda görülebilen imajlara dönüştürülmektedir.

12. X-ışınlarının bir kısmı çarptıkları cisimlerde soğurulurken, bir kısmı saçılıma uğramaktadır. Saçılıma uğrayan kısmı sekonder ışınlar olarak madde ile etkileşime devam etmektedir.
13. X-ışınlarına maruz kalan maddenin kimyasal yapısında değişiklikler meydana gelmektedir. Yapısında değişiklik oluşan maddelerden en önemlisi, canlı vücudunda büyük oranda mevcut olan sudur. Suyun iyonlaşması sonucu serbest radikaller oluşmaktadır. X-ışınlarının kimyasal etkisi ile bazı madensel tuzların renklendirilmesi ya da renklerinin giderilmesi mümkündür. X-ışınlarına maruz kalan yakutun rengi sarıya, safirin rengi yeşile dönüşmektedir.
14. X-ışınlarının, canlı hücrelerde; kromozom yapısındaki DNA molekülünde, genetik mutasyon veya ölümle sonuçlanabilecek ciddi hasar oluşturan biyolojik etkileri bulunmaktadır.

1.3 Radyasyon Kavramı

Radyasyon, elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerjinin emisyonu veya aktarımıdır. Radyasyonu temel olarak iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon şeklinde sınıflandırılmaktadır (Şekil 1.2). Radyo dalgaları, mikro dalgalar, radyan ısı, görünür ışık, mor ötesi ışık ve kızıl ötesi ışık iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak adlandırılmaktadır. Düşük enerjili oldukları için madde üzerinde sadece atomları titreştirerek oldukça düşük oranda ısı artışına sebep olmaktadır. Madde ile etkileştiğinde elektrik yüklü parçacıklar veya iyonlar oluşturan X-ışınları ile radyoaktif maddelerden yayılan alfa, beta, gama ışınları gibi yüksek enerjili radyasyonlar ise iyonlaştırıcı radyasyon olarak adlandırılmaktadır (Harorlı, 2014; Bor, 2016).

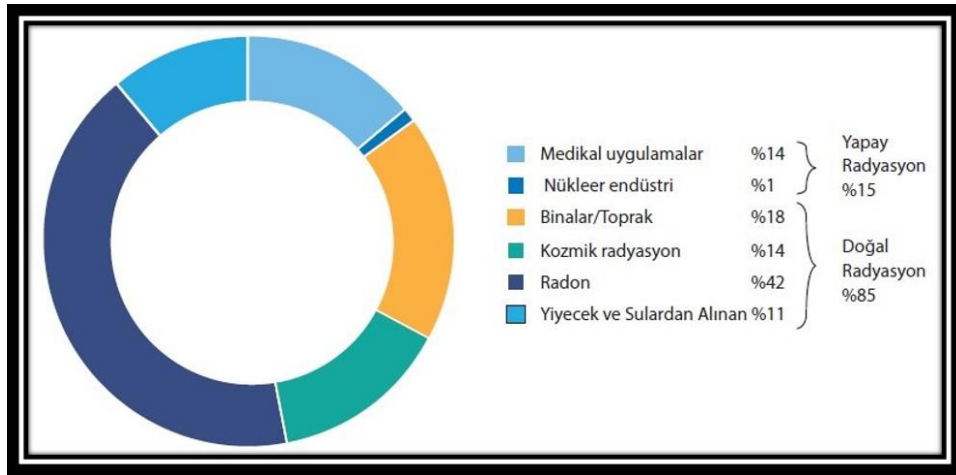


Şekil 1.2 Elektromanyetik Taky(Spektrum) (<http://nuke.org/files/rad-spektrm/rad-spektrm.jpg>)

1.4 Radyasyon Kaynakları

Dünya üzerindeki her canlı, yerkürede bulunan radyoaktif elementlerin yaydığı doğal radyasyonun dışında, tıbbi sebeplerle de radyasyona maruz kalmaktadır. Maruz kalınan doğal radyasyon seviyesini belirleyen birçok etken bulunmaktadır. Bunlar; yaşanılan yerin enlem ve boylamı, toprak ve kaya yapısı, binalarda kullanılan malzemeler ve deniz seviyesinden yüksekliği gibi faktörlerdir (White, 2014)

Radyasyon kaynakları doğal ve yapay (insan aktivitesi kaynaklı) olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Şekil 1.3'te dünya genelinde doğal ve yapay radyasyon kaynaklarından alınan dozların oranları gösterilmiştir.



Şekil 1.3 Radyasyon Kaynaklarının Sınıflandırılması

(<https://www.afad.gov.tr/upload/Node/23711/pics/image-26b03a60258d0.jpg?c=4745>)

1.5 Radyasyon Birimleri

Tıbbi tanı ve tedavi amacıyla iyonlaştırıcı radyasyonların kullanılması, radyasyon ölçüm değerlerine ihtiyaç duyulmasına neden olmuştur. Bu amaçla radyasyonla ilgili sınırlayıcı birimler geliştirilmiştir. Uluslararası Radyasyon Birimleri Koruma Komitesi (ICRU) tarafından radyasyon çalışmalarında kullanılan kavramlar olan aktivite, ışınlama dozu, soğrulma dozu ve doz eşdeğeri için özel birimler tanımlanmıştır. Bunlar sırasıyla Curie (Ci), Röntgen (R), Rad ve Rem olarak adlandırılmıştır. Ancak daha sonra, Uluslararası Birimler Sistemi (SI) kabul edilerek tüm ülkelerde kullanılan ölçü ve ağırlık birimlerinin standart hale gelmesi sağlanmıştır. Söz konusu kavramlar için SI birimleri sırasıyla Becquerel (Bq), Coulomb/kg, Gray (Gy) ve Sievert (Sv) olarak değiştirilmiştir (Togay, 2002; Oyar, 2003; TAEK, 2009).

1.5.1 Radyoaktivite Şiddet Birimi

Becquerel (Bq) veya Curie (Ci) radyoaktivite şiddet birimleridir. Saniyede $3,7 \times 10^{10}$ çekirdeğin parçalandığı bir maddede radyoaktivitenin şiddeti 1 Ci olarak ifade edilirken, SI birim sistemine göre saniyede bir çekirdeğin parçalandığı bir maddede radyoaktivitenin şiddeti 1 Bq olarak adlandırılmaktadır. Birimlerin birbirine çevrilmesi $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$ (Giga Becquerel) şeklinde olmaktadır.

1.5.2 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 enerjidir. Radyasyon enerji birimi elektronvolt (eV) olarak adlandırılmakta, düşük değerlerde bir birim olması nedeniyle genelde kilo elektronvolt ($\text{keV}=10^3 \text{ eV}$) veya mega elektronvolt ($\text{MeV}=10^6 \text{ eV}$) şeklinde kullanılmaktadır. $1 \text{ eV}=1,6 \times 10^{-19} \text{ Joule (J)}$ olarak çevrilmektedir.

1.5.3 Radyasyon Şiddeti Birimi

Radyasyon şiddeti birimi; X ya da γ -ışını kaynaklarının, kaynağın 1 m uzağında oluşturdukları radyasyon şiddeti olarak ifade edilmektedir. Birimi, geleneksel sistemde 1 metrede Röntgen/saat (R/s), SI birim sisteminde 1 metrede Gray/saniye (Gy/sn) olarak kullanılmaktadır. Bu birimlerin birbirine çevrilmesi ise; $1 \mu\text{Gy}$ (mikrogray/sn) = 0,4124 R/s veya $1 \text{ R/s} = 2,425 \text{ Gy/sn}$ şeklinde olmaktadır.

1.5.4 Radyasyon Alan Şiddeti Birimi

Radyasyon alan şiddeti, birim alanda maruz kalınan radyasyon miktarını ifade etmektedir. Geleneksel birim sisteminde Röntgen/saat (R/s), SI birim sisteminde ise Coloumb/kilogram/saniye (C/kg/sn) olarak kullanılmaktadır.

1.5.5 Işınlama Birimi

Işınlama birimi, enerjileri 3 MeV'a kadar olan X ya da γ -ışınlarının havada oluşturdukları iyonlaşmanın ölçüsü olarak tanımlanmaktadır. Geleneksel birim sisteminde 1 Röntgen, normal şartlar altında (0°C , 760 mm Hg basınç altında) 1 cm^3 havada (0,001293 gr), 1 elektrostatik yük birimi oluşturan (1 elektrostatik ünite = $2,08 \times 10^9$ iyon çifti) X ya da γ -ışını miktarı olarak ifade edilmektedir. Röntgen (R) temel olarak havadaki iyonların ölçümüyle sınırlı tutulmaktadır. Tanım itibariyle yalnızca X ve γ -ışınları için kullanılmakta olup diğer radyasyon tiplerini içermemektedir. SI birim sisteminde ise normal şartlar altında, 1 kg hava içinde, 1 Coulomb'luk elektrik yüküne eşdeğer iyon çifti oluşturan X ya da γ -ışını miktarı 1 Coulomb/kilogram (C/kg) ifade edilmektedir. Bu iki birimin çevrilmesi $1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$ veya $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ hava şeklinde olmaktadır.

1.5.6 Fiziki (Soğurulan) Doz Birimi

İyonlaştırma ölçüm birimi olan Röntgen (R), bir maddenin yüzeyine ulaşan enerji miktarını gösterirken absorbe edilen radyasyon miktarını göstermemektedir. Radyasyon absorpsiyon dozu veya soğurulan doz, geleneksel birim sisteminde Rad olarak ifade edilmektedir. Rad, bir ışınlama sırasında, ışınlanan maddenin 1 gramının absorbe ettiği enerji 100 erg ($6,2 \times 10^7$ MeV) olduğunda alınan doz olarak tanımlanmıştır. Absorpsiyon dozu SI birim sisteminde Gray (Gy) olarak belirlenmiştir. Gray, bir ışınlama esnasında, ortalama 1 Joule/kilogram (J/kg) enerji aktaran radyasyon dozu olarak ifade edilmektedir. Birimlerin birbirine çevrilmesi $1\text{Gy} = 1\text{ J/kg} = 10^4\text{ erg} = 100\text{ rad}$ şeklinde olmaktadır.

1.5.7 Biyolojik Doz Birimi

Biyolojik doz birimi, radyasyonun canlı dokularda soğurulma ölçüsü olarak tanımlanmaktadır. Biyolojik doz biriminde; radyasyonun biyolojik etkisi, radyasyonun canlı dokulara aktardığı enerji miktarına bağlı olmakla birlikte, kaynağına ve diğer bazı etkenlere göre değişmektedir. Radyasyonun canlı dokular üzerindeki etkilerini belirlemede kullanılacak doz biriminin, söz konusu tüm bu faktörleri bulundurması 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 şeklinde ifade edilmiştir. Rem, Rad ile KF'nin çarpımından oluşmaktadır. Rad ile Rem arasındaki fark, Rem'in daha çok radyasyondan korunmada kullanılmasından kaynaklanmaktadır. Rem, SI birim sisteminde Sievert (Sv) olarak adlandırılmaktadır. Gray'in KF veya RBE ile çarpımından elde edilmektedir.

Farklı radyasyon çeşitleri için farklı bir KF değeri belirlenmiştir. Bu doğrultuda X-ışınının kalite faktörü 1 olarak belirlenmiş, diğer radyasyonların kalite faktörleri ise oluşturabilecekleri zararlı etkilerinin X-ışını ile karşılaştırmasıyla belirlenmiştir. Bu bağlamda γ ve β -ışınlarının KF'si, bu ışınların biyolojik etkileri X-

ışını ile benzer kabul edilerek katsayısı 1 olarak verilmiştir. Yine bu doğrultuda yavaş nötronların katsayısı 4-5, enerjisi 2 MeV olan hızlı nötronların ve protonların katsayısı 10, α -ışınlarının katsayısı ise 20 olarak belirlenmiştir. Birimler birbirine, $1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem}$ veya $10 \text{ } \mu\text{Sv} = 1 \text{ mRem}$ şeklinde çevrilmektedir (Oyar, 2003; Harorlı, 2014).

1.6 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

X-ışınlarının tıp alanında uygulanmaya başlamasından kısa bir süre sonra radyasyonun zararlı etkileri gözlemlenmeye başlamıştır. X-ışınının düşük dozlarda geniş zaman aralığında alındığında içerdiği hayati tehlikeler bilinmemekle birlikte uzun süre ışına maruz kalan hastalarda orta derecede deri enflamasyonları kısa zaman içinde görülmüş, bu enflamasyonların kısa bir süre sonra iyileştiği tespit edilmiştir. X-ışınlarına bağlı ilk kanser vakası 1902 yılında bildirilmiştir. Farklı sanayi işletmelerinde, X-ışını haricinde uranyum, polonyum ve radyum gibi doğal radyoaktif maddelerle çalışan işçilerde görülen ve iyileşmeyen el ve vücut yaraları, cilt kanserleri ve hematopoetik sistem bozuklukları gibi rahatsızlıklar radyasyona maruz kalanların büyük bir tehlike içinde olduklarını göstermiştir (Bozbıyık, 2002; Oyar, 2003).

Tıp alanında kullanılan ilk X-ışını cihazlarında her defasında yapılması gereken tüp ayarı; tüp ile floroskop arasına elin yerleştirilip, reosta ile elin en iyi görüntüsü elde edilene kadar voltajın ayarlanmasıyla yapılmıştır. Dr. Kells 12 yıl boyunca bu yöntemi uygulamış, bunun sonucunda her iki elinde kanseröz lezyonlar oluşmuştur. Amputasyon dahil 35 operasyon geçirmiş ancak hiçbiri fayda etmemiştir. 1928 yılında kendisinin ümitsiz bir vaka olduğu düşüncesi ile intihar etmiştir (Langland, 1995; Wilwerding, 2001; Harorlı, 2014).

Rollins, çalışmaları sırasında elinde oluşan bir lezyonun X-ışınları sebebiyle meydana geldiğini düşünerek radyasyonun zararlı etkileri ve radyasyondan korunma konuları üzerine çalışmıştır. 1922 yılında X-ışınlarının zararlı etkilerinden

bahsederek güvenilir veya zararsız radyasyon dozunun tespit edilmesi gerektiğini bildirmiştir. (Harorlı, 2014).

İnsan sağlığı üzerinde radyasyonun bu kadar ciddi zararları olabileceğinin anlaşılması üzerine radyasyondan korunmak amacıyla 1928 yılında Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi kurulmuştur. 1950 yılında Radyolojik Korunmada Uluslararası Komisyon (ICRP) adı altında yeniden teşekkül edilerek günümüze kadar gelmiştir. Teşhis ve tedavi amaçlı radyasyonun, deterministik ve sitokastik etkilere yol açtığı, bu türden zararlı etkilerin ortaya çıkması için kısa veya uzun süreli bir latent periyot geçmesi gerektiği bu komisyonun yaptığı çalışmalar neticesinde ortaya konulmuştur. Ayrıca radyasyonun her doku veya organda farklı etkiler oluşturduğu ve radyasyonun zararlı etkilerinin vücudun tümü veya bir bölümünün ışınlanmasına göre de değişiklik gösterdiği tespit edilmiştir (Bozbıyık, 2002; Oyar, 2003).

Radyasyonun, organizmaya moleküler ve hücresel düzeyde etki ettiği ve sonuçta doku, organ ve sistemleri etkilediği gözlemlenmiştir (Dauer, 2010).

1.7 Radyasyonun Etki Mekanizmaları

X-ışınları görüntülenmek istenen dokuya ulaştığında, X-ışını fotonları dokudaki atomlarla birtakım etkileşime girmektedirler. Bunun neticesinde iyonizasyon, uyarılma ve kimyasal yapıların bağlarında değişiklikler meydana gelmektedir. Bunlar da dokuda kimyasal ve biyolojik değişikliklere yol açmaktadır.

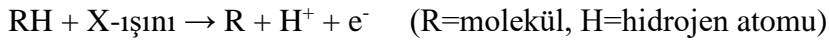
1.7.1 Radyasyonun Moleküler Seviyede Etkileri (Radyasyon Kimyası)

İyonize radyasyon dokuda iki şekilde etki etmektedir. Bir foton veya sekonder elektronun sahip olduğu enerji, biyolojik molekülleri iyonize ettiği zaman ortaya çıkan etki direk etkidir. Bunun yanında bir foton, organizma içerisinde su tarafından

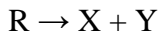
absorbe edilip su moleküllerinin bir kısmını iyonize etmektedir. Sonuçta oluşan moleküller serbest radikallere dönüşmekte ve biyolojik moleküllerde değişikliğe yol açmaktadırlar. Bu şekildeki bir etki ise indirek etki olarak tanımlanmaktadır (Harorlı, 2014; White, 2014).

Radyasyonun direk etkileri, radyasyonun neden olduğu biyolojik değişikliklerin yaklaşık üçte birlik kısmını teşkil etmektedir. Direk etki, iyonize radyasyonun doğrudan hücre içindeki önemli yapılara çarptığı anda hücre hasarının meydana gelmesini ifade etmektedir. Direk etkide; iyonize radyasyon enerjisi biyolojik moleküller tarafından absorbe ederek stabil olmayan serbest radikaller oluşturmaktadırlar. Molekülün bir fotonla etkileşiminden sonra, 10^{-10} saniyeden daha az sürede serbest radikaller oluşturmaktadırlar. Serbest radikaller kısa ömürlü ve son derece reaktif olmaları nedeniyle ayrışma veya çapraz bağlanma yoluyla hemen stabil yapılar haline dönüşmektedirler. Serbest radikaller, biyolojik yapılarda moleküler düzeyde değişikliklerin ortaya çıkmasına yol açmaktadırlar.

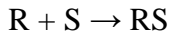
Serbest radikal oluşumu:



Ayrışma:



Çapraz bağlanma:

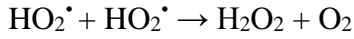
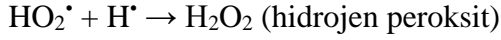
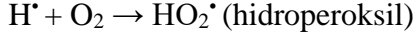
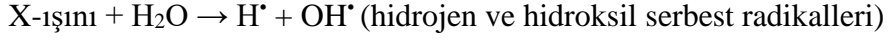


Yapısal ve de fonksiyonel olarak değişen moleküller, orijinal molekülden farklı oldukları için radyasyona maruz kalmış bir organizmada ortaya çıkan sonuç bir biyolojik değişikliktir (Harorlı, 2014; White, 2014).

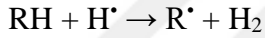
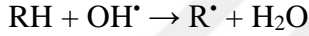
İndirek etkileri, radyasyonun neden olduğu biyolojik değişikliklerin yaklaşık üçte ikilik kısmını teşkil etmektedir. Radyasyon su moleküllerinden zengin olan sitoplazmayı etkilemektedir. İyonize radyasyonun absorpsiyonu 10^{-18} sn gibi kısa bir sürede gerçekleşmektedir. Su moleküllerinin radyasyona maruz kalmasıyla ortaya

ıkan hidrojen ve hidroksil serbest radikalleri organik moleküllerle etkileşime girerler ve bunun sonucunda ise organik serbest radikaller oluşmaktadır. (Harorlı, 2014; White, 2014).

Radyasyonun suyla etkileşimi sonucu ortaya çıkan rnler:



Peroksil radikalleri ve hidrojen peroksit okside edici ajanlardır. Ayrıca iyonize radyasyonun indirek etkileri nedeniyle dokularda üretilen primer toksinlerdir. Bazı reaksiyonlarda ise bir hidrojen atomunun eksilmesi sonucu organik serbest radikaller oluşmaktadır:



Organik serbest radikallerin oluşumunda OH^\bullet , H^\bullet 'den daha etkili olmaktadır. Bu reaksiyonlar sonucu ortaya çıkan organik serbest radikaller de stabil olmayan moleküllerdir ve hemen stabil hale geçmektedirler. Reaksiyon sonunda oluşun, değişime uğrayan moleküller de orijinal moleküllerden farklı kimyasal ve biyolojik özelliktedirler.

Direk ve indirek etkileşimler yaklaşık 10^{-5} saniye içerisinde gerçekleşmektedirler. Yol açtıkları hasarın belirtileri ise saatlerden yıllara kadar süren bir süreç sonrası görülmektedir (Harorlı, 2014; White, 2014).

1.7.2 Radyasyonun Hücredeki Deterministik Etkileri

Deterministik (nonstokastik) etkiler belirli bir ölçüde radyasyona maruz kaldıktan sonra (eşik doz aşıldığında) meydana gelmektedir. Eşik dozun altında alınan radyasyonda deterministik etkiler gözlenmemektedir. Maruz kalınan radyasyon dozu ve süreye bağlı olarak meydana gelen etkilerin şiddeti de değişmektedir. Radyoterapi sonrası görülen oral değişiklikler, deride oluşan eritem ve saçların dökülmesi deterministik etkilere örnek gösterilmektedir.

Hücre yapıtaşlarında radyasyonun etkileri, bu yapıların makromoleküllerinin radyasyon tarafından zarara uğratılmasıyla oluşmaktadır. Moleküler değişiklikler, radyasyona maruziyet sonrası saniyeden daha kısa bir süre içinde oluşmasına rağmen farkedilmesi için zaman gerekmektedir. Bu değişiklikler organellerdeki yapısal ve fonksiyonel değişikliklerdir ve hücrenin ölümüne neden olmaktadır.

Hücreyi oluşturan yapılardan çekirdek ve özellikle bölünme halindeki kromozomlar, hücre sitoplazmasına göre radyasyona daha duyarlıdır. Çekirdeğin hassas bölgesi ise kromozomlardaki DNA'dır. Çok kolay görülüp sayılabilmeleri ve kromozomlardaki hasarın derecesi hücrenin ömrüyle ilişkili olduğu için kromozomlar radyasyon zararlarını ifade etmede önemli bir göstergedir. Radyasyona maruz kalan hücrede kromozom anomalileri mitoz bölünmede DNA'nın kısalması sırasında gözlenmektedir. Gözlemlenebilir hücre hasarının tipi, hücrenin radyasyona maruz kaldığı sırada hücre döngüsünde hangi evrede olduğuna göre değişmektedir. Ekspoz, DNA sentezi sonrası meydana gelirse etkilenen kromozomun sadece bir kolu kırılmaktadır. Eğer, DNA'nın kendini kopyalamasından önce radyasyona bağlı hasar gerçekleşirse ortaya çıkan hasar bir sonraki mitoz bölünmede her iki kolda kırılma şeklinde görülmektedir. Birçok önemsiz kırılma ise biyolojik süreç içerisinde tamir edilerek hasara sebep olmamaktadır. Tanısal radyasyona maruz kalmış bir hastanın periferel dolaşımdaki lenfosit hücrelerinde kromozom anomalileri belirlenmektedir. Hiroshima ve Nagasaki'de atom bombalarından kurtulanlarda, periferel dolaşımdaki lenfosit hücrelerinde kromozom anomalileri patlama sonrası 20 yıldan daha uzun bir süre gösterilmiştir. Kromozom anomalilerinin sıklığı ise

genellikle maruz kalınan radyasyon miktarıyla doğru orantılı olarak artmaktadır (Gusev, 2001; Harorlı ,2014; White, 2014).

1906 yılında Bergonie ve Tribondeau tarafından; radyasyona en duyarlı hücreler, mitotik aktivitesi en fazla olan hücreler ve diferansiyasyonu(farklılaşma) düşük hücrelerdir şeklinde tanımlanmıştır.

1.7.3 Radyasyonun Doku ve Organlardaki Deterministik Etkileri

Doku veya organların radyasyona maruz kalma ile göstereceği değişikliğin şiddeti, doza ve bundan kaynaklanan hücre kaybına bağlı olarak değişmektedir. Radyasyona duyarlılık, organ veya dokunun radyasyona verdiği karşılık ile belirlenmektedir. Az miktarda hücre kaybı, çoğu organın fonksiyonunu etkilememektedir. Ancak birçok hücrenin kaybıyla birlikte gözlemlenebilir etkiler ortaya çıkmaktadır. Lokalize bir bölgeye verilen düşük dozlu radyasyon, sadece ilgili dokuda hasara yol açarken, aynı oranda radyasyonun tüm vücuda verilmesi sonucu radyasyona duyarlı sistemlerin zarar görmesiyle sonuçlanmaktadır (White, 2014).

1.7.3.1 Erken Dönem Deterministik Etkiler

Radyasyonun herhangi bir dokuda erken dönem etkileri (ekspoz sonrası ilk birkaç gün ile birkaç hafta sonra görülen etkiler) primer olarak o dokunun parankimal hücrelerinin hassasiyetiyle değerlendirilmektedir. Kemik iliği, ağız mukozası gibi devamlı proliferasyon yapan hücrelere sahip dokular düşük doz radyasyona maruz kaldıklarında hücreler öncelikle reproduktivitenin (üreme/çoğalma) sonlanması, bystander etkisi (ışınlanmamış hücrelerin, yakındaki ışınlanmış hücrelerden alınan sinyaller sonucu etkilenmesi) ve apoptozis yoluyla ölmektedirler. Ölen hücre miktarı, kök hücre havuzundaki hasara ve etkilenen hücre topluluğunun proliferasyon derecesine göre değişmektedir. Bu gibi dokularda radyasyonun etkisi, olgun

hücrelerin sayısındaki azalma olarak ortaya çıkmaktadır. Çok nadir veya hiç bölünme görülmeyen hücrelerden oluşan dokularda (nöral dokular veya kas dokusu), kısa vadede hemen hemen hiç radyasyona bağlı hipoplazi görülmemektedir (White, 2014).

1.7.3.2 Geç Dönem Deterministik Etkiler

Radyasyonun geç dönem deterministik etkileri (maruz kalmadan sonraki aylar veya yıllar içerisinde) doku veya organın parankimal hücrelerinin ölmesi ve yerini fibröz bağ dokusunun alması şeklinde ortaya çıkmaktadır. Bu değişiklikler, bölünebilen hücrelerin reproduktivitesinin (üreme/çoğalma) sonlanması ve normal damar sisteminin hasar görmesi sonucu olmaktadır. Kapillerlerdeki hasar, damar lümeninin daralmasına ve olası damar tıkanmasına yol açmaktadır. Bu durum, damarla beslenen dokuların oksijen, besin veya artık maddelerinin taşınmasını engellemekte ve o damarla beslenen tüm hücrelerin ölümüne neden olmaktadır. Bunun sonucu olarak da hem radyasyona duyarlı hem de radyasyona dirençli parankimal hücrelerin fibröz bağ dokusuyla yer değiştirmesine, yani progresif fibroatrofiye sebep olmaktadır (White, 2014). Bu etkiler tek bir ışınlama sonrası görülebildiği gibi uzun süreli ve az miktarlarda daimi radyasyona maruz kalan kişilerde de görülebilmektedir. Kısırlık ve katarakt radyasyonun geç dönem etkilerinin başında gelmektedir. Birçok doku veya organın aksine göz merceğinin hücre yenilenmesi ve çoğalması özelliği olmadığından radyasyondan etkilenmesi çok önem teşkil etmektedir. 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. Katarakt riski, yaklaşık 15 yıl ve üzerinde devamlı olarak korunma şartlarını yerine getirmeden radyasyona maruz kalan kişilerde oldukça yüksektir. Yıllar içerisinde yavaş yavaş ve tolere edilerek alınacak 15 Sv'lik ışınlama dozu katarakta neden olmazken, 2 Sv'lik ani radyasyon dozu, 5 yıllık latent periyot sonrasında katarakta neden olmaktadır.

Radyasyona en duyarlı organ ve hücreler, üreme organları ve üreme hücreleridir. Tek bir ışınlamada maruz kalınan 0,25 Sv'in altındaki dozlar üreme hücrelerinde herhangi bir değişikliğe yol açmazken, 1 Sv'lik ani radyasyon dozu erkekte sperm, kadında ise yumurta üretimini geçici olarak durdurmaktadır. 4 Sv ve üzeri radyasyon dozlarında ise kısırlık kaçınılmazdır. 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 döllenmesini takip eden ancak uterusu implantasyonundan önceki periyotta (18. günden önce) alınması, fetüsün oluşmasını engelleyerek düşüğe neden olabilmektedir (Oyar, 2003; White,2014; Harorlı, 2014).

1.7.3.3 Deterministik Etkiyi Değiştiren Faktörler

Hücre, doku ve organların radyasyona karşı gösterdikleri direnç, ışınlama şartlarına ve hücre koşullarına bağlı olarak değişmektedir.

Radyasyon Dozu: Ekspozite edilmiş doku veya organdaki deterministik hasarın boyutu, maruz kalınan radyasyon miktarına göre değişmektedir. Genellikle, daha azıyla herhangi bir yan etkinin görülmediği eşik radyasyon değeri bulunmaktadır. Eşik değerinin üzerinde radyasyon alındığında ortaya çıkacak hasar, tüm canlılarda radyasyonun miktarına bağlı olarak değişmektedir.

Radyasyon Dozu Oranı: Işınlama oranı anlamına gelmektedir. Örneğin; 5 Sv radyasyon dozu tek seferlik yüksek doz oranıyla verilebildiği gibi 5 mSv'lik düşük dozlarda zaman içerisinde de verilebilmektedir. Canlılara yüksek doz oranıyla verilen aynı radyasyon miktarı, düşük doz oranıyla verilen radyasyondan çok daha büyük hasara neden olmaktadır. Eğer bir organizma düşük dozlarda radyasyona maruz kalırsa bu durum, doku veya organlara tamir olanağı vermekte ve böylelikle alınacak hasar azalmaktadır. Tanısal ışınlama dozları düşük olmasına rağmen doğal background radyasyona kıyasla daha yüksek değerlerde verilmektedir.

Oksijen: Canlı dokuların radyasyona direnci hipoksik ortamda 2 veya 3 kat artmaktadır. Hidrojenperoksit veya hidroperoksil gibi serbest radikallerin oksijen varlığında daha çok oluşması nedeniyle oksijen varlığında daha fazla hücre hasarı meydana gelmektedir. Hiperbarik oksijen tedavisi hipoksik hücreli tümörlerin radyasyonla tedavisi sırasında kullanıldığından bu durum klinik olarak önem teşkil etmektedir.

Lineer enerji transferi (LET): Genellikle, radyasyonun LET değeri yükseldiğinde, biyolojik etki için gereken doz miktarı azalmaktadır. Buna bağlı olarak yüksek LET radyasyonlar (α ışınları gibi), yüksek iyonizasyon yoğunlukları sebebiyle DNA çift zincirinde hasara neden olarak biyolojik sistemlere x-ışınlarından daha çok zarar vermektedirler. Düşük LET radyasyonun ışınları (X-ışını gibi), daha seyrek ve düzenli oldukları için DNA'nın sadece tek zincirinde hasar oluşturlar ve bu nedenle daha az biyolojik hasara neden olmaktadır (White, 2014).

1.7.4 Radyasyonun Sitokastik Etkileri

Stokastik değişiklikler, bir eşik doz olmaksızın ortaya çıkması muhtemel etkilerdir ve her dozda görülmektedirler. Doz arttıkça insidansı artmaktadır. Aralıklı olarak düşük dozlarda radyasyona maruz kalındığında ise etkileri uzun sürede ortaya çıkmaktadır. Sitokastik etkiler radyasyondan etkilenen bireyin DNA'sında ölümcül sonuçlar doğuran değişiklikler yapmaktadırlar. Bu hasarın en önemli sonucu radyasyonun neden olduğu kanserdir. Ancak stokastik etkiler sebebiyle kanser olma olasılığının belirlenmesi kolay olmamaktadır. Stokastik etkilerin eşik değeri olmadığı için bu konuda oldukça dikkatli olmak gerekmektedir. Dozu düşük olsa dahi radyasyonla ilgili her faaliyet risk taşımaktadır. Sık görülmemekle beraber radyasyon, genetik etkilere de yol açmaktadır (Harorlu, 2014; White, 2014).

1.7.4.1 Karsinogenez

Radyasyon, DNA'da değişikliklere yol aarak kansere neden olmaktadır. Radyasyona bağlı gen mutasyonları en çok bilinen mekanizmadır. Radyasyon hücrede değişikliğe neden olarak hücrenin terminal diferansiyasyona uğramasını engellemektedir. Mutasyonlar, onkojenlerin büyüme düzenleyici genlerinin aktivasyonunu veya tümör baskılayıcı genlerin inaktivasyonunu içerebilmektedir. Bunlar hücre büyümesinde veya farklılaşmasında veya her ikisinin de işleyişinde hasar oluşturarak neoplastik gelişime yol açmaktadırlar. Teorik olarak sadece bir radyasyon fotonu bile hücrede kanser gelişimini tetiklemektedir. Ancak radyasyona bağlı kanser gelişimi ile ilgili elde edilen bilgiler daha çok yüksek doz radyasyona maruz kalan insanlardan sağlanmaktadır. Diğer sebeplerle oluşan kanserlerle radyasyona bağlı oluşan kanserler arasında belirgin farklar olmadığından radyasyona bağlı görülen kanserler hakkında sayı vermek zor olmaktadır. Bundan dolayı radyasyona bağlı kanser miktarını belirlemek için radyasyona maruz kalmış ve kalmamış insanlarda kanser sıklığı kıyaslanmaktadır. Radyasyona bağlı kanser görülme sıklığı araştırmaları en çok atom bombasından kurtulan Japonlar üzerinde yapılmıştır.

Dental görüntülemelerde kullanılan radyasyonla ilişkili olabileceği düşünölen bazı kanser çeşitleri mevcuttur. Bunlar;

Lösemi: Kemik iliğinin ışın almasından sonra lösemi insidansı (kronik lenfositik lösemi hariç) artmaktadır (Osaza,2012). Ankilozan spondilit nedeniyle ışın almış hastalar ve atom bombasına maruz kalıp hayatta kalmış hastalarda radyasyona maruz kaldıktan kısa bir süre sonra başlayan ve yaklaşık 7 yıl civarında zirveye ulaşan, yaklaşık 30 yıl sonra duran bir lösemi seyri gözlenmektedir. Ancak radyasyona maruz kalan yetişkin bireylerde risk, ömür boyu mevcuttur (Hsu, 2013; White, 2014).

Tiroit kanseri: İnsanlarda tiroit kanseri (folliküler epitel kaynaklı) insidansı radyasyona maruziyet sonrası artmaktadır. Bu tip kanserden ölüm oranı ise %10 veya

daha azdır. Bu konudaki en iyi çalışma grupları İsrail’de halkalı solucan için kafatası görüntülenen çocuklar, Japonya’da atom bombasından kurtulan insanlar ve Çernobil kazasından etkilenen insanlardan seçilmiştir. (White, 2014). Tüm yaşam boyunca en çok çocukluk döneminde radyasyona bağlı tiroit kanserine yatkınlık görülmektedir. Kadınlar radyasyona bağlı veya spontan tiroit kanseri açısından erkeklere göre 2 veya 3 kat daha duyarlıdır. Çernobil nükleer enerji santralindeki kaza sonrası çocuklarda, radyoaktif iyodin 131 atomu ile ilişkili tiroit kanseri riskinin arttığı gözlenmiştir (Cardis, 2006; White, 2014).

Özofagal kanser: Radyasyonun bu kanser tipi ile bağlantısına dair kısıtlı bilgi mevcuttur. Japonya’da atom bombası sonrası kurtulan bireyler ile ankilozan spondilit hastalarının tedavi amacıyla ekspozite edilmesi sonrası görülme sıklığının arttığı bilinmektedir.

Beyin ve sinir sistemi kanserleri: Uterus görüntülemesi için ekspozite edilen hastalar ile çocuk ve yetişkinlerde tedavi maksatlı radyasyon verilmesi sonucu selim veya habis beyin tümörü görülme sıklığı artmaktadır. Buna ek olarak intrakraniyal menenjiyoma ile medikal veya dental ışınlama arasında ilişki olduğunu gösteren kontrollü çalışmalar mevcuttur. 20 yaşından daha genç popülasyonda dental radyograf alınmış bireylerin en büyük riski taşıyan grup olduğu bilinmektedir (Claus, 2012).

Tükürük bezi kanserleri: Baş ve boyun bölgesinden radyoterapi alan, Japonya’daki atom bombasından kurtulan ve tanısal X-ışınına maruz kalan hastalarda tükürük bezi tümörü insidansının arttığı gözlenmiştir. Dental radyografi ile tükürük bezi tümörleri arasında bağlantı olduğu ve tüm ağız intraoral radyograf çekilen hastalarda tükürük bezi kanseri riskinin arttığı tespit edilmiştir (Preston-Martin, 1990; Horn-Ross, 1997; Mantuano, 2011, White, 2014).

Diğer organ kanserleri: Radyasyona maruz kaldıktan sonra deri, paranazal sinüsler ve kemik iliği gibi diğer organlarda da neoplazi görülme sıklığı artmaktadır.

Bununla birlikte bu organlarda radyasyona maruziyet sonrası ortaya çıkan kanserlerin beklenen mortalite ve morbidite oranları diğer organlardan oldukça az olduğu bilinmektedir. (White, 2014)

1.7.4.2 Genetik Etkiler

Radyasyona maruz kalan bireylerin çocuklarında görülen değişiklikler genetik etkileri ifade etmektedir. Üreme hücrelerinin genetik materyalinde hasar meydana gelmesiyle oluşmaktadır. Genetik etkiler, dental görüntüleme gibi düşük radyasyon dozlarının kullanıldığı durumlarda karsinogenez kadar önem teşkil etmemektedir. Radyasyonun insanlar üzerindeki genetik etkileriyle ilgili bilgiler daha çok atom bombasından kurtulan bireylerden elde edilmiştir (Gusev, 2001). Atom bombasından kurtulan bireylerin çocuklarında olumsuz sonuçlanan doğum, lösemi veya diğer kanser türleri, büyüme veya gelişim bozuklukları gibi durumlarda artış izlenmemiştir. Benzer şekilde radyoterapi alan hastaların çocuklarında, genetik hastalıkların görülme sıklığı ile ilgili yapılan çalışmalarda tespit edilebilir bir artış belirlenmemiştir. Yine de bu bulgular genetik etki oluşma riskini ortadan kaldırmaz ancak görülme sıklığının çok düşük olması gerektiğini ifade etmektedir (White, 2014).

1.7.5 Radyasyonun Oral Mukozadaki Etkileri

Radyoterapi tek başına ya da cerrahi ve kemoterapi ile birlikte uygulandığında immün sistem baskılanmaktadır. Buna bağlı olarak enfeksiyon riskinde artış ve bazı yan etkiler ortaya çıkabilmektedir. Radyasyonun sebep olduğu hasar ve değişiklikler, uygulandığı yere ve verilen doza bağlı olmaktadır. Radyoterapi alan hastaların oral sağlıklarının korunması oldukça önem arz etmektedir.

Oral müköz membran çabuk bölünebilen, radyasyona duyarlı kök hücrelerden oluşan bazal tabaka içermektedir. Orofarenks bölgesine radyoterapi uygulanan

hastalarda ikinci haftanın sonunda müköz membranda kızarıklık ve enflamasyon (mukosit) görülmektedir. Radyoterapi sonunda oluşan mukozit genellikle çok şiddetlidir, hastanın konforu oldukça azalmıştır ve hastanın beslenmesi kolay olmamaktadır. İyi bir oral hijyen sekonder enfeksiyonu minimum düzeye indirmektedir. Sekonder kandidiazis sık görülen bir komplikasyondur ve tedavi gerektirmektedir. Mukozada radyoterapi sonrası hızlı bir iyileşme görülmekte, ancak iyileşen mukoza damarlanmasının bozulması ve alttaki bağ dokusunda görülen fibrozis nedeniyle genellikle atrofik, ince bir yapıda ve nispeten vaskülaritesi azalmış bir şekilde iyileşmektedir.

Tat tomurcukları radyasyona oldukça duyarlıdır. Terapötik radyasyon dozları tat tomurcuklarının normal histolojik yapılarında dejenerasyona yol açmaktadır. Radyoterapi sürecinde hastalar genellikle tat almada bozukluk yaşamaktadırlar. Tükürükteki değişiklikler de sanal bir tat kaybına neden olarak bu durumu artırmaktadır. Tat kaybı geri dönüşümsüz değildir ve 2-4 ay sonra tat alma duyusu eski haline dönmektedir.

Majör tükürük bezleri, baş boyun bölgesindeki kanserden dolayı radyoterapi verilen hastalarda kaçınılmaz olarak radyasyona maruz kalmaktadır. Tükürük bezinin parankimal yapıları (parotis bezi, submandibuler ve sublingual bezlere göre) radyasyona daha duyarlıdır. Radyoterapi başladıktan sonra ilk birkaç hafta içerisinde belirgin ve ilerleyen şekilde tükürük salgısında düşüş meydana gelmektedir. Salgıda azalmanın yanı sıra viskozite, pH, elektrolitler, Ig seviyesinde değişiklikler olmaktadır. Tükürük miktarındaki düşüş dozla doğru orantılı olmaktadır. Tükürük miktarı azalınca oral mikrofloranın içeriği değişmekte ve karyojenik mikroorganizma sayısında artış meydana gelmektedir. Periodontal hastalık, hızlı ve yaygın çürükler ortaya çıkmakta ve protez toleransı azalmaktadır.

Çeneler bölgesinden radyoterapi alan çocuklarda, daimi dentisyonda kök gelişim bozuklukları, bodur dişlenme, bir veya daha fazla dişte şekil anomalileri gibi kusurlar oluşmaktadır. Genel olarak hasarın şiddeti maruz kalınan radyasyonla doğru

orantılı olmaktadır. Daimi dişler, radyasyonun direkt etkilerine karşı daha dayanıklıdır.

Radyasyon çürüğü, tükürük bezlerinin de ışın aldığı radyoterapiye maruz kalan hastalarda görülebilen, yayılım gösteren diş çürüğü tipidir. Radyasyon çürükleri de tükürük bezleri ve tükürük salgısındaki değişiklikler sonucu oluşmaktadır. Bu değişiklikler tükürük akışında azalma, düşük pH, tamponlama etkisinde azalma, vizkozite artışı ve farklılaşmış flora gibi durumları içermektedir. Tüm bu etkenler diş sert dokularının çözülebilirliğini arttırmakta ve remineralizasyonu azaltmaktadır. Normal tükürüğün temizleme etkisinin azalması veya ortadan kalkması sonucu dişler üzerine çok hızlı debris birikmektedir. Ancak radyasyonun kendisinin radyasyon çürüğü oluşmasına direkt etkisi bulunmamaktadır. 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 dentini etkilemektedir. Bu tip lezyonlar diş çevresi boyunca kole seviyesinde ilerlemekte ve diş kronunun kaybına neden olmaktadır. Üçüncü tip radyasyon çürüğü ise tüm krona koyu pigmentasyon gibi görülmektedir. Lezyonlar, histolojik olarak incelendiğinde birbirine benzer ve tipik çürük yapısı görülmektedir. Ancak, radyasyon çürükleri çok hızlı gelişmesi ve yaygın şekilde görülmesi ile diğer çürüklerden ayrılmaktadırlar. İlerlemelerini yavaşlatmak amacıyla %1'lik Na florid jeli topikal olarak kullanılmaktadır (Nishta, 2015).

Oral bölgedeki kanserlerin tedavisi sıklıkla maksilla ve mandibulanın ışınlanmasını içine almaktadır. Osteoradyonekroz, radyasyon ışınlanması sonrası kemikte görülen en ciddi klinik komplikasyondur. Çenenin vazkularizasyonunun azalmış olması nedeniyle çene kemiği, oral kavitedeki mikroorganizmalara karşı enfeksiyona açık hale gelmektedir. 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 gelişmektedir. Kemik doku ne kadar çok radyasyona maruz kalırsa osteoradyonekrozis riski o kadar artmaktadır (Lyons, 2008; Ravindan, 2013).

Hastaların radyasyon çürükleri ve osteoradyonekrozis riskini en aza indirebilmek amacıyla radyoterapi öncesi mutlaka ağız kontrolleri yapılması mutlaka tavsiye edilmektedir. Radyoterapi bittikten sonraki ilk 6 ay hastalardan radyograf almaktan mümkünse sakınılması, mukozanın iyileşmesine imkan sağlamaktadır. Radyasyon çiğneme kaslarında kontraksiyon ve trismusla sonuçlanan enflamasyon ve fibrozise neden olmakta, genellikle masseter veya pterigoid kaslar etkilenmektedir. Radyoterapi bittikten yaklaşık 2 ay sonra ağız açmada kısıtlılık başlamakta ve ilerlemektedir. Ağız açıklığını arttırmada kas egzersizleri faydalı olmaktadır (White, 2014; Harorlı, 2014).

1.8 Güvenli Radyasyon Dozu Sınırları

Uluslararası radyasyondan korunma komitesi (ICRP), yaptığı çalışmalar sonucunda, belirli dozlar aşılmadığı takdirde radyasyonun hasara neden olmayacağını, bu dozların altındaki radyasyonun ise günümüz yaşantısının kaçınılmaz olan diğer sağlık risklerinden daha fazla olamayacağını belirtmiştir. Buradan yola çıkarak güvenli radyasyon dozu sınırları belirlenmiştir. ICRP, belirlenen bu doz sınırlarını aşmamak kaydıyla, radyasyonla ömür boyu güvenle çalışılabileceği görüşünü de benimsemiştir. Radyasyonla çalışanların hem çalışmaya başladıklarında hem de çalışma süresince düzenli olarak sağlık kontrolleri yapılmakta, maruz kaldıkları radyasyon dozlarını devamlı olarak kaydedilmektedir. Bu nedenle maruz kalacakları doz seviyesi, diğer herhangi bir insana göre daha yüksek düzeyde tutulmuştur. Buna göre müsaade edilen yıllık doz sınırının 3/10'dan fazlasını alma ihtimali bulunan kişilerde doz kontrolü yapılmakta, bu seviyenin altındaki dozlara maruz kalma ihtimalindekiler ise kontrol kapsamına dahil edilmeyerek radyasyon personeli olarak sayılmamaktadır. Böyle bir kontrol ve doz takibine tabi olmayanların alabilecekleri yıllık radyasyon dozu, görevliler için belirlenen dozun onda biri ile sınırlandırılmıştır. Çizelge 1.1'de, ICRP tarafından belirlenen doz sınırlamaları verilmektedir (Oyar,2003; White, 2014; Bulakbaşı, 2015; Bor,2016).

Çizelge 1.1 ICRP tarafından belirlenmiş, radyasyonla çalışanlar ve toplum 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	-

Belirlenen tüm bu güvenli doz sınırları, bütün vücuda yönelik radyasyon dozunu ifade etmektedir. Çeşitli organ ve dokulara özgü olarak da farklılık göstermektedir. Bu değişiklik göz merceği için bütün vücut dozunun 3 katı, diğer tek doku veya organ için ise 10 katı daha fazla olmaktadır. Ayrıca izin verilen doz sınırları, radyasyonun terapötik uygulamalarında vücudun sadece belirli kesimleri ışınlandığından o bölge için daha da artabilmektedir.

Radyasyon kullanılarak yapılan teşhis ve tedavi amaçlı incelemelerde hasta dozlarının bilinmesi ile sitokastik riskler hesaplanmaktadır. 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 hesaplanmaktadır.

$$E = \sum W_T H_T$$

Burada W_T doku ağırlık faktörü, H_T ise T organ veya dokusundaki eşdeğer dozu ifade etmektedir.

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

Bağıntısı ile eşdeğer doz hesaplanmaktadır. Burada W_R radyasyon ağırlık faktörüdür ve X-ışını için değeri 1 olarak kabul edilmektedir. D_{TR} ise T dokusu veya organındaki soğurulan toplam dozu ifade etmektedir. Etkin ve eşdeğer doz birimi Sievert'tır (Sv).

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'tir.

1.9 Dental Radyolojide Kullanılan Görüntüleme Cihazları

Dental radyolojide kullanılan görüntüleme cihazları 2 boyutlu ve 3 boyutlu olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. 2 boyutlu görüntüleme cihazları ise intraoral ve ekstra-oral (panoramik ve lateral sefalometrik) görüntüleme cihazları olarak ikiye ayrılmaktadır. Dijital teknolojinin gelişmesiyle birlikte 2 boyutlu görüntüleme cihazlarının dijital uyumlu olanları da geliştirilmiştir. İntraoral röntgen cihazlarının duvara monte, tekerlekli ayaklar üstünde ve elde tutulabilir/taşınabilir çeşitleri mevcuttur.

1.9.1 İntraoral Görüntüleme Cihazları

Dental radyolojide tanısal amaçla en sık intraoral görüntüleme cihazları kullanılmaktadır. 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 olmaktadır. Tüp içinde oluşan yüksek ısının kompanze edilmesi için anot diski, bakır bir gövde içerisine gömülmüş ve cam ile izolasyon tabakası arasına yağ konulmuştur. Tüp, bütünüyle bu yağın içinde olup bakır gövde içinden su veya yağ geçirilerek fazla ısı soğutulmaktadır. Hava ile soğutulan tipleri de mevcuttur. Bu cihazlarda tüp voltajı 65-100 kVp arasında değişirken, cihazın elektrik akımı 7-15 mA arasında değişmektedir. 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 değişmektedir. Son yıllarda dijital sensörlerin kullanılması ile ışınlama süresi 0,01 sn'ye kadar düşürülmüştür. Dijital görüntüleme için, bu sürelerde ışınlama yapabilen dijital uyumlu intraoral görüntüleme cihazları geliştirilmiştir (Oyar, 2003; Paksoy, 2007).

1.9.2 Elde Tutulabilir X-ışını Cihazları

Elde tutulabilir dental röntgen sistemi, intraoral radyografide kullanmak amacıyla bir veya iki elde tutulacak şekilde tasarlanmış, kendine has bir X-ışını cihazıdır. İşleyiş olarak klasik dental röntgen cihazlarından bir farklılıkları bulunmamaktadır. İlk olarak 1993 yılında ABD'de KeveX X-Ray Şirketi tarafından askeri alanda kullanım için geliştirilmiştir ve geliştirilen bu ilk cihazın adı KeveX PXS7'dir. Üretici firmanın önerdiği cihazın kullanım alanları Çizelge 1.3'te gösterilmiştir. KeveX PXS7 Çöl Fırtınası Operasyonu'nda çeşitli dental işlemler için kullanılmış ve uygulayıcılar tarafından kullanımı kolay, hafif ve arazide kullanıma uygun olarak bulunmuştur (Van Dis, 1993; Kim, 2012).

Çizelge 1.3 Üreticinin Kevex PXS7 için önerdiği uygulama alanları

-
- Radyoaktif izotopların yer değiştirmesi
 - Malzeme ve bileşen kusurlarının tanımlanması
Element analizi
Kalınlık hesaplanması
Süreç kontrolü
Malzeme geriliminin hesaplanması
Parçacık boyutu karakterizasyonu
Kırınım
 - Eş zamanlı inceleme
Yasadışı uyuşturucu aramaları
Kontraband
 - Radyografik inceleme
Kaza soruşturması (adli tıp)
Tıp, diş hekimliği, veterinerlik
-

Elde taşınabilir X-ışını cihazının kullanımı oldukça kolaydır. Üzerindeki bir düğme ya da uzaktan kontrol kumandası ile cihaz aktif hale getirilmektedir. Kısaca ‘‘ön ısıtma/pozlama’’ düğmesine basıldığında cihaz ışınlama yapmaktadır. Kazara radyasyona maruz kalmayı önlemek amacıyla (bazı modellerde) cihazı etkinleştirmek için kV ve pozlama düğmelerinin her ikisine aynı anda basılmalıdır.

Piyasada farklı marka ve modellerde elde taşınabilir X-ışını cihazları bulunmaktadır. Piyasada daha çok bilinen bazı markaların teknik özellikleri Çizelge 1.4’te gösterilmiştir.

Çizelge 1.4 Hareketli X-ışını cihazlarının teknik özellikleri

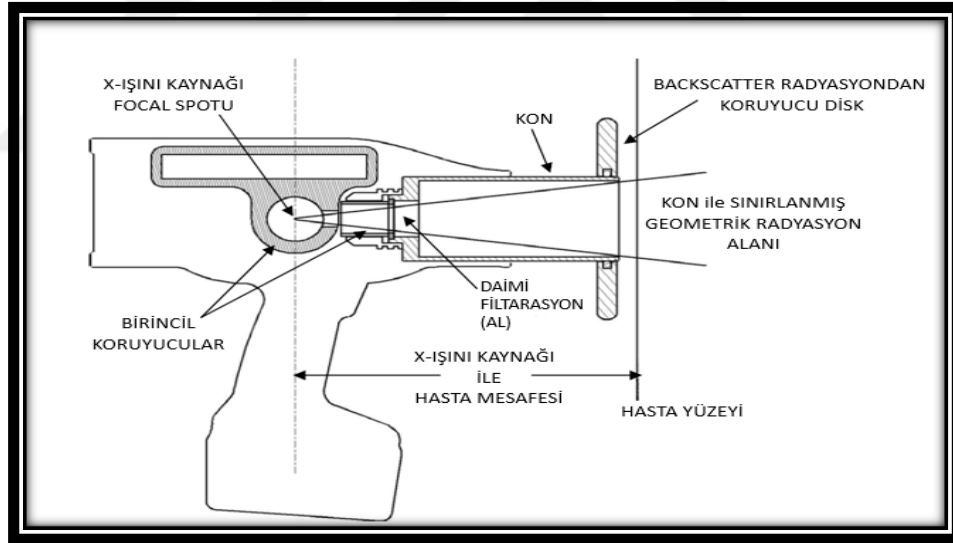
	Tüp voltajı (kV)	Tüp Akımı (mA)	Odak büyüklüğü (mm)	Toplam filtrasyon (mm Al)	Koruyucu kalkan	Kon uzunluğu (mm)
Rextar X	70	2	0,4	1,5	-	60-140
Anyray	60	2	0,8	2,0	-	100
Nomad Pro 2	60	2,5	0,4	1,5	Sabit	200
Point-X	60	2	0,8	1,8	-	100
Prox	60	2	0,8	1,6	-	100
DX 3000	60	1	0,8	1,5	Eklenebilir	100
Port-X II	60	2	0,8	1,8	-	100
Diox 602	60	2	0,8	1,6	-	100-200

Bu cihazlarda tüp voltajı 60-70 kVp arasında değişirken, cihazın tüp akımı 1-2,5 mA arasında, toplam filtrasyonları ise 1,5-2,0 mm Al arasında değişmektedir. Işınlama süresi ise 0,01-2,0 sn arasında marka ve modele göre 0,01-0,02 sn hassasiyetle ayarlanmaktadır. Bazı modellerde, bu cihazların duvara monte edilmesi için aparatları ve uzaktan kumandaları, uzun ve kısa kon seçenekleri mevcuttur. Hareket yeteneği sınırlı hastalarda, bakım evlerinde, geçici sağlık kliniklerinde, sahadaki adli araştırmalarda, yerleşime uzak bölgelerde ve askeri alanlarda rahatlıkla kullanılabilirler. Bununla birlikte, operatör X-ışını kaynağı ile temasta olduğundan, el tipi röntgen sistemi, X-ışını sızıntısı ve geri saçılım radyasyonu nedeniyle artan operatör maruziyeti ile ilgili endişeleri ortaya çıkarmaktadır. Operatörü daha fazla korumak adına bazı modellerde koruyucu bir disk eklenmiştir (Şekil 1.4) (Pittayapat, 2010; Kim, 2012).

Bazı üreticiler, elde taşınabilir X-ışını cihazının Amerika Birleşik Devletleri'nde klinik kullanımını için Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) onayını almıştır. Amerika Birleşik Devletleri'nde bazı eyaletlerde sıkı kurallar koyularak elde taşınabilir X-ışını cihazının kullanımına izin verilmiştir. Örneğin, ışınlama işlemi gerçekleştiren personel, işlem sırasında en ince 0,25 mm Pb eşdeğerinde önlük giymek ve mutlaka kişisel dozimetre bulundurmak zorundadır. Elde taşınabilir X-

ışını cihazı, klasik X-ışını cihazları gibi duvara sabitlenmiş olmadığından yetkisi olmayan kişilerin kullanımını önlemek amacıyla depolama ve güvenlik prosedürleri geliştirilmiş ve uygulanmıştır. Elde taşınabilir X-ışını cihazları kullanım sonrası mutlaka kilitli dolaplara kaldırılmalıdır. Cihazların kaybolması veya çalınması halinin mutlaka ilgili kurum ve kuruluşlara bildirilmesi gerekmektedir. Ayrıca, 50 kVp ve üzerinde çalışan cihazların en az 18 cm kaynak-cilt mesafesi olmalıdır.

ABD'nin birkaç eyaleti, elde taşınabilir X-ışını cihazını kullanmasına izin verse de ABD'nin diğer eyaletleri, Kanada ve Avrupa Birliği ülkelerinde elde taşınabilir X-ışını cihazının kullanımı için özel olarak düzenleme bulunmamaktadır ve elde taşınabilir X-ışını cihazının kullanımı bu bahsedilen ülkelere yasaktır. Elde taşınabilir X-ışını cihazının genel diş hekimliği rutinde kullanımı ile ilgili konu halen tartışmalıdır (Goren, 2008; Kim, 2012).



Şekil 1.4 Nomad cihazının ilgili güvenlik özelliklerini gösteren kesiti
(Radiation Safety Characteristics of the NOMAD™ Portable X-ray System)

1.10 Radyasyon Güvenliği ve Korunma

Radyasyondan korunmada esas ilke, tolere edilen dozları bilmek ve hastalar ile radyasyon çalışanlarının bu dozlar üzerinde radyasyona maruz kalmasını önlemektir. Bunun için radyasyondan korunmada bazı yollar izlenmektedir.

1. Radyolojik endikasyonun gerekliliği tartişılmalıdır. Tanı amaçlı dozun vereceği zarar ve hasta için sağlayacağı fayda ve hangi durumlarda hangi radyolojik tetkikin isteneceği iyi bilinmelidir.
2. Mümkmn olan en dūřuk dozla çalışılmalı, gereksiz işınlamalardan hekim kendini, personelini ve hastasını korumalıdır. Bu ilke, A.L.A.R.A. (As Low As Reasonably Achievable) olarak bilinir. Radyasyonun stokastik etkilere yol açabileceği göz önünde bulundurularak, diagnostik kalitede görüntü elde etmek için mümkün olan en dūřuk doz kullanılmalıdır. Ayrıca son yıllarda yeni bir kavram olan A.L.A.D.A (As Low As Diagnostically Acceptable) ‘‘tanısal olarak kabul edilebilir kadar dūřuk’’ dozlarda çalışmak için cihazların parametreleri ayarlanmalıdır (Jaju, 2015).
3. Müsaade edilen maksimum radyasyon dozları aşılmamalıdır. Uluslararası radyasyondan korunma komitesi (ICRP)’ne göre radyasyonla çalışan bir kişinin ya da bir vücut bölümünün, belirli bir zaman diliminde almasına izin verilebilecek en yüksek radyasyon dozuna maksimum müsaade dozu denir (izelge 1.1). Yaşam boyu alınabilecek toplam doz ise $5(N-18)$ REM formülü ile hesaplanır ($N=yaş$).

Radyasyonun zararlı etkilerinden korunmak için gereken önlemler hastayı korumak iini hekimi/personeli korumak için ve çevreyi korumak için alınması gereken önlemler olmak üzere e ayrılmaktadır.

1.10.1 Hastayı Korumak için Alınması Gereken nlemler

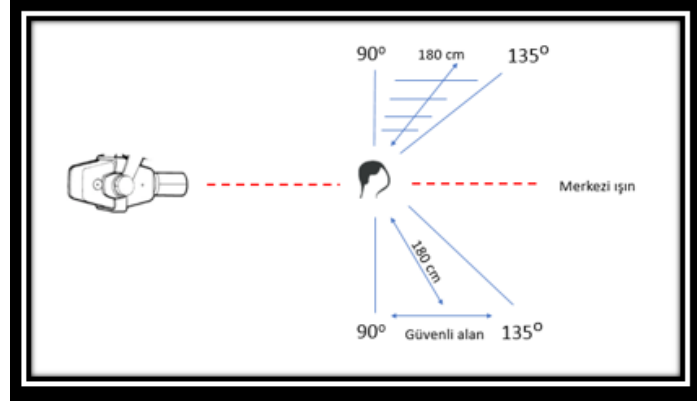
1. Diagnostik radyolojide hastanın aldığı radyasyon miktarının azaltılmasının en önemli yolu gereksiz radyograf alımından kaçınmaktır.
2. Radyografi işlemi en iyi şekilde ve en uygun ekipmanla yapılmalıdır.
3. Mümkünse daha az dozla görüntü oluşturan dijital radyografi sistemleri tercih edilmelidir.

4. Uygun film, uygun imaj reseptörü, uygun film-ekran kombinasyonları seçilerek minimum dozla ideal görüntü elde edilir.
5. Radyasyondan korunma yollarından biri de kullanılan cihazların istenilen standartlarda olmasıdır. Cihazlar düzenli olarak kontrol ve kalibre edilmelidir.
6. Röntgen tüpü muhafazası X-ışını sızdırmamalıdır. Zaman ayarlayıcı doğru çalışmalı ve ışınlama sırasında sabit olmalıdır.
7. Cihazların kilovoltaj ve miliamper-saniye ayarları doğru olmalıdır. Mekanik zamanlayıcılarda en küçük ışınlama süresi ¼ sn'dir. Elektronik zamanlayıcılarla bu süre daha azaltılabilir.
8. Hekim görüntüsünü istediği bölgeyi veya lezyonu en iyi hangi yöntem veya yöntemlerle görebileceğine doğru karar vererek başka filmlerin istenmesine ihtiyaç bırakmamalıdır.
9. Konvansiyonel yöntemlerde banyo işlemleri iyi ve uygun şartlarda yapılmalıdır.
10. Uygun teknik değerlerin seçilmemesi, uygun film-kaset kullanılmaması, hastaya doğru pozisyonlandırma yapılmaması gibi nedenlerin sonucunda radyografi tekrarı gerekeceği göz önünde bulundurulmalıdır.
11. Işınlamaya geçmeden önce özellikle ekstraoral radyografi yöntemlerinde kasetin dolu olduğundan emin olunmalıdır.
12. Hastadan alınan radyogramlar arşivlenerek, film tekrarının önüne geçilmelidir.
13. Hastanın alacağı dozu en aza indirmek için, hastaya kurşun önlük ve yakalık giydirilmelidir.
14. Kadın hastalara hamilelik durumu sorulmalı, zorunlu olmadıkça radyografi işlemlerinden kaçınılmalıdır.
15. Hastalar ve yakınları primer ve sekonder radyasyonun etki alanından uzakta bekletilmelidir.
16. Dikdörtgen kolimatör kullanarak, yuvarlak kolimasyona göre ışınlanan doku hacmi yaklaşık %60-70 oranında azaltılabilir. Daha az alan ışınlanarak hasta dozu ve yansıma (scatter) radyasyon önemli ölçüde azalır, görüntü kalitesi artar.
17. Uzun kon kullanımı sonucunda, hastanın radyasyona maruz kalacağı alan küçülecektir. Çünkü daha kısa mesafede X-ışınları daha farklı (divergent) seyrederek.

18. Kon ile uyumlu olan film tutucuların kullanılması cone-cut riskini azalttığı için film tekrarını azaltır. Aynı zamanda film tutucular, film hareketini önleyerek, distorsiyonu en aza indirerek, hastanın elinin gereksiz ışın almasını önleyerek radyasyondan korunmaya yardımcı olurlar.
19. Toplam filtrasyon; 70 kVp'ye kadar çalışan cihazlarda 1,5 mm, 70 kVp'den fazla değerde çalışan cihazlarda 2,5 mm aliminyum eş değeri olmalıdır.
20. Çekilen röntgenler, karanlık ortamda ışığı ayarlanabilir bir negetostopta değerlendirilmelidir. Büyüteç kullanımı küçük değişikliklerin tespit edilmesinde fayda sağlayabilir.

1.10.2 Hekimi/Personeli Korumak İçin Alınması Gereken Önlemler

1. Hastayı korumak için alınan tedbirler uygulayıcıyı da radyasyonun zararlı etkilerinden korurlar.
2. Radyasyonla çalışan tüm personel;
 - X-ışınları kaynaktan çıkışta düz bir doğrultuda ilerler,
 - X-ışınlarının şiddeti, mesafenin karesiyle ters orantılıdır,
 - X-ışınları yollarında ilerlerken, yollarından saptırılabilir veya saçılmaya uğrayabilir bilgisine sahip olmalıdır.
3. Uygulayıcı ışınlama sırasında radyasyonun etkili bölgesinde bulunmamalıdır. Mutlaka uygun bir koruyucu bariyer arkasında durmalı veya odadan çıkmalıdır. Bu mümkün değilse pozisyon ve mesafe kuralına uymalıdır. Bu kurala göre merkezi ışında 90° -135°'lik açılı alanı içinde ve en az 180 cm uzakta durmalıdır (Şekil 1.5).



Şekil 1.5 Uyulması gereken pozisyon ve mesafe şeması

4. İdeal olarak film tutucu apaneyler kullanılmalıdır. Yoksa filmi hasta veya yakını tutmalı, uygulayıcı kesinlikle filmi tutmamalıdır.
5. Işınlama düğmesi mümkünse oda dışında olmalı ya da her yöne 1,5-2 m kadar uzayabilen bir kablo ucunda olmalıdır.
6. Personelin maksimum müsaade dozlarını aşp aşmadığı periyodik olarak takip edilmelidir. Uygulayıcı maruz kaldığı doz miktarının tespit edilmesi için mutlaka dozimetre kullanmalı ve periyodik ölçümleri yapılmalıdır.

Klasik röntgen cihazlarında personel bir paravan arkasında durduğu için yukarıdaki önlemler yeterli olmaktadır. Ancak hareketli X-ışını cihazlarını kullanan personel için daha fazla koruma önlemi gerekmektedir. Personel kurşun içerikli önlük, tiroid koruyucu, eldiven ve gözlük kullanmalıdır (Şekil 1.6).



Şekil 1.6 Personeli korumak için gerekli ekipmanlar

(<https://www.ebay.com/itm/X-ray-Radiation-Protection-Apparel-Bundle-Lead-Apron-Collar-Glasses-Flex-Gloves-/390800893707>)

Personel, hareketli X-ışını cihazı ile ışınlama işlemini gerçekleştirirken kişisel dozimetreyi elinde bulundurmalıdır (Kim, 2012).

1.10.3 Çevreyi Korumak İçin Alınması Gereken Önlemler

Radyografi işlemi sırasında alınabilecek doz miktarı esas alınarak, cihazın çevresini iki bölgeye ayırarak değerlendirilmektedir.

1. Etkili Alan: Bu bölge röntgen cihazının bulunduğu kısım merkez olmak üzere çapı 1.5m olan bir dairedir. Bu alanın tanımı ve tasarımı iyi yapılmalıdır. Alan 'Dikkat Radyasyon Alanı' ibaresi ile belirtilmelidir. Etkili alana hasta dışında kimse alınmamalıdır. Bu alanda bulunması gereken bir diğer ibare de hamileler içindir ve 'Hamile veya Hamilelik Şüphesi Olanların Girmesi Tehlikeli ve Yasaktır' şeklindedir.
2. İzleme Alanı: Etkili alanı çevreleyen ve röntgen cihazı merkez olan 3 m çaplı dairedir. Bu alan içinde sürekli çalışan kişiler bulunmamalıdır.

Röntgen cihazı ayrı bir bölümde olmalı, muayene odasında ve ünit yanında olmamalıdır. Odanın duvar, taban ve tavan kalınlıkları yeterli (30 cm tuğla/20 cm beton) olmalıdır. Eğer yeterli değilse 0,2 mm kurşunla kaplanması gereklidir. Röntgen cihazlarının önünde bulunan panolar 0,5 mm kurşun içermelidir. Panoramik ve sefalometrik cihazlarının bulunduğu yer içinse 1mm kurşun kaplama gereklidir. Röntgen cihazı yerleştirilirken primer ışınların yönü duvarlar olmalı, kapı olmamalıdır. Ayrıca X-ışınları havayı iyonize ettiği için, odanın havalandırması iyi olmalı yere yakın aspiratörler bulunmalıdır (White, 2014; Harorlu, 2014; Bulakbaşı, 2015).

1.11 Radyasyon Dozu Ölçüm Yöntemleri

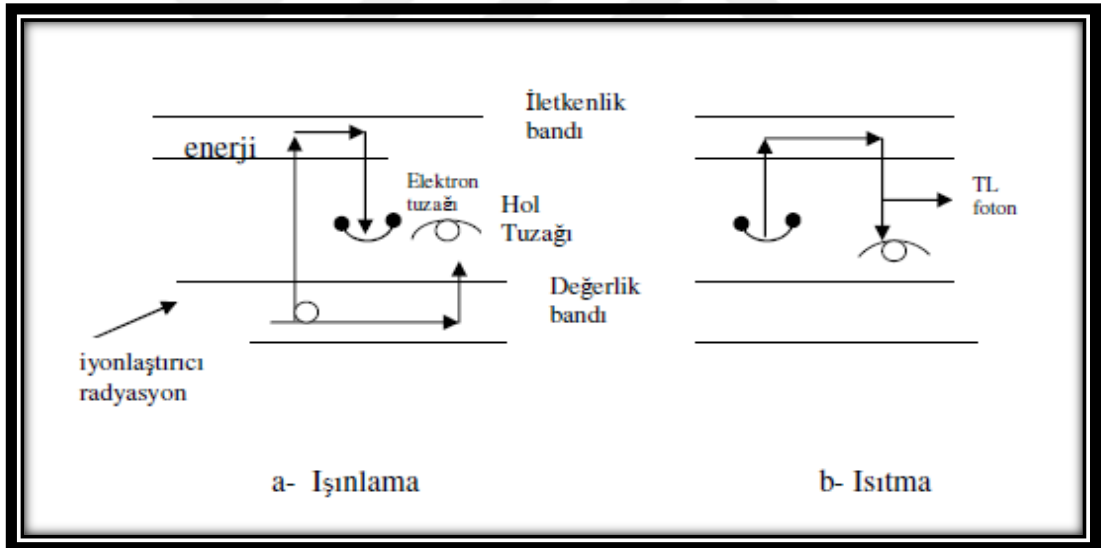
Vücut tarafından absorbe edilen radyasyon, canlı dokularda ciddi bir hasar oluşturabileceğinden, çalışılan sahaların ve inceleme sırasında maruz kalınan radyasyon düzeyinin bilinmesi ve doğru bir şekilde ölçülmesi gerekmektedir. Bu gereksinimden dolayı radyasyon varlığını belirleyen ve miktarını hesaplayan sistemler geliştirilmiştir. Diagnostik veya terapötik radyoloji incelemelerinde, hastaya verilen radyasyon dozu miktarının çeşitli hesaplama yöntemleri mevcuttur. Bunlar alan ölçüm ve kişisel ölçüm yöntemleri olmak üzere iki başlıkta toplanmaktadır.

1. Alan ölçüm yöntemleri
 - Gazlı alan ölçüm cihazları
 - Sintilasyon cihazı
 - Diğer tip sayaçlar (katı hal algılayıcılar)
2. Kişisel ölçüm yöntemleri
 - Film dozimetreler
 - Termolüminesans dozimetreler (TLD)
 - Kalem dozimetreler
 - Elektronik doz ölçerler ve alarmlar

1.11.1 Termolüminesans Dozimetre (TLD) Yöntemi

Radyoaktif kaynaktan veya x-ışını kaynaklarından yayılan ışınları ve bu kaynaklar çevresinde çalışan insanların almış oldukları radyasyon miktarını tayin etmeye yarayan düzeneklere dozimetre denmektedir. Temeli termolüminesansa dayanan dozimetrelere ise termolüminesans dozimetre (TLD) olarak adlandırılmaktadır. TLD'ler, termolüminesans özellik gösteren kristalin radyoaktif kaynaklarca ışınlanıp bir miktar enerji soğurması ve kristal ısıtılınca bu enerjinin geri yayılmasından faydalanılarak üretilmiştir. TLD'nin iç yapısında, maruz kalınan radyasyonu soğuran kristaller bulunmaktadır. Madde iyonlaştırıcı bir radyasyona maruz kaldığında,

değerlik bandındaki bazı elektronlar enerji kazanarak iletkenlik bandına gitmekte ya da yasak enerji aralığındaki elektron tuzaklarına yakalanmaktadırlar (Şekil 1.7.a). İletkenlik bandındaki elektronlar bir kısmı çarpışmalar yolu ile enerjilerini kaybederek ya banda geri dönmekte ya da yasak bölgede elektron tuzaklarına yakalanmaktadırlar. Bu geçişler değerlik bandının hemen üstünde bulunan hol tuzakları için de mümkün olmaktadır. Tuzaklanan elektron miktarı soğurulan radyasyon dozu ile orantılıdır. Oda sıcaklığında sığ tuzaklardaki elektronların bazıları iletkenlik bandına geçebilmektedirler. Ancak derin tuzaklardakiler uzun süre burada kalmaktadırlar. Madde ısıtıldığı zaman tuzaklar ve hollerden kaçan elektronlar daha düşük enerji seviyelerine geçerlerken sahip oldukları fazla enerjiyi görünür bölgede ışık olarak geri vermektedirler. Bu termolüminesans (TL) olarak adlandırılmaktadır (Şekil 1.7.b). Bu ışımanın yoğunluğu ölçülerek kişinin almış olduğu radyasyon dozu tayin edilmektedir (Dirican 2002; Bor, 2008).



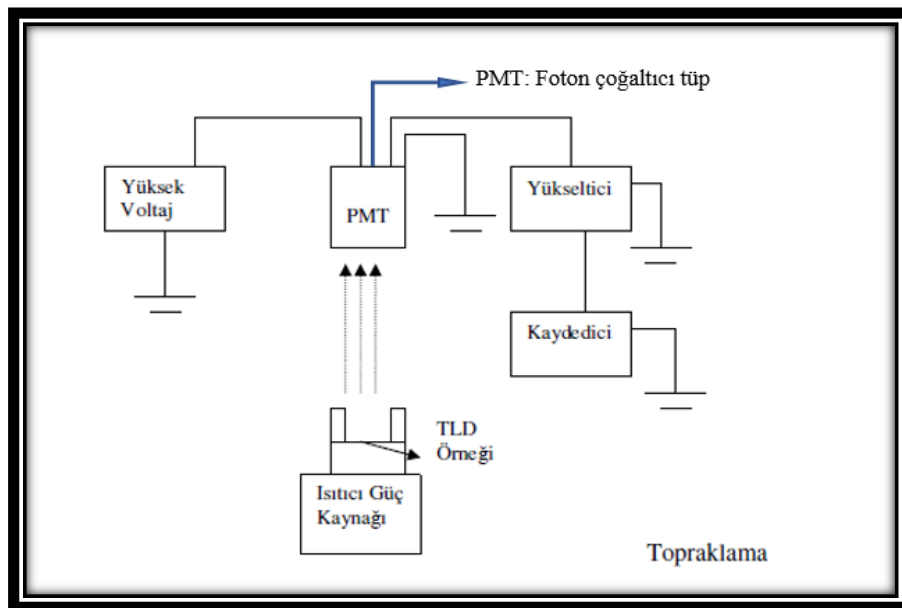
Şekil 1.7 Termolüminesansın şematik gösterimi (Yaprak, 2006)

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 mm³'ten daha küçük hacimde olmaları nedeni ile nokta doz ölçümünü mümkün hale getirmektedirler. Radyasyon doz ölçümünde en yaygın kullanılan termolüminesans madde, etkin atom numarası

dokuya eşdeğer olan Lityum florürdür (LiF_2). Dokunun etkin atom numarası 7,42 iken LiF_2 'ün 8,14'dür. LiF_2 '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 termolüminesans ışığın dalga boyu 3500 Å ile 6000 Å arasındadır. Oda sıcaklığında kalması durumunda yayınladığı ışık şiddetinde yılda %5 azalma görülmektedir. LiF ' de soğurulan doz, yumuşak dokuda soğurulan doz gibi olduğundan klinik dozimetri için oldukça uygundur.

Bir termolüminesans madde ışlandıktan sonra soğurduğu enerji, fosforun sıcaklığı ile artmaktadır. Eğer bir fosfor oda sıcaklığında göz ardı edilebilir derecede enerji kaybına uğrarsa, bu durum o fosforun iyi bir kararlılığa sahip olduğunu göstermektedir. Bir fosfor düşük sıcaklık pikine sahipse bu pik oda sıcaklığında kararsız olmaktadır. Düşük sıcaklık pikleri kendiliğinden veya ısıtılarak yok edilirse kalan diğer pikler oldukça iyi bir kararlılık göstermektedir. Dozimetri için kullanılan termolüminesans fosforların iyi bir kararlılığa sahip olmaları beklenmektedir.

Termolüminesans olayı gözlemek için oldukça basit bir düzenek gerekmektedir. Fosforun ısıtılması ve yayılan termolüminesansın algılanması Şekil 1.8'deki gibi bir sistem içerisinde olmaktadır.



Şekil 1.8 Bir TLD okuyucusunun şematik gösterimi (Yaprak, 2006)

1.11.1.1 Fosforun Isıtılması

A. Direk Isıtma Yöntemi

Fosforun direkt olarak ısıtılması için ultrasonik ısıtma, dielektrik ısıtma ve kızıl ötesi ısıtma gibi birkaç yöntem mevcuttur. Direk ısıtma yöntemleri oldukça komplekstir ve bu nedenle herhangi bir ticari TLD okuyucusunda kullanılmamaktadırlar. Ancak, direk yöntem çok hızlı ve düzgün ısıtması nedeniyle fosforun hassasiyetinde bir artış meydana getirmektedir.

B. İndirek Isıtma Yöntemi

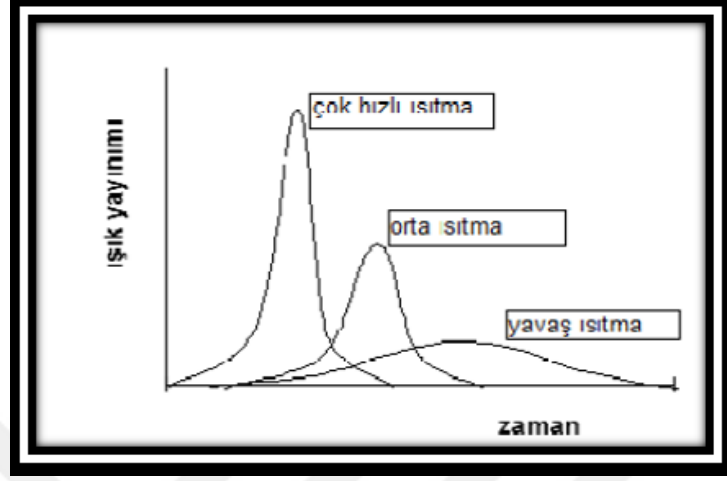
Bütün ticari sistemlerde fosfor, elektrik yardımıyla indirek olarak ısıtılmaktadır. Genelde üç yöntem kullanılmaktadır. Bunlar:

1. Fosfor direk bir ısıtıcı elemana bağlanmaktadır.
2. Numune bir tepsiye konularak ısıtılmaktadır.
3. Numune üzerine sıcak gaz püskürtülmektedir.

Birinci ve üçüncü ısıtma şekilleri toz şeklindeki fosfor için uygun olmadığından, ticari okuyucuların genelinde ikinci ısıtma yöntemi tercih edilmektedir. Ancak bu yöntemde tepsinin yansıtma, yayma, termoluminesans ışığı üretmesi, yüzey alanı ve kütlesi ile etkilere dikkat etmek gerekmektedir. Bu etkileri en aza indirmek için tepsi gümüş kaplanmakta, büyüklük olarak da fosfor numune ile uyumlu tepsi tercih edilmektedir.

Işıma eğrisinin okunması, eğri altında kalan alanın ya da pik yüksekliğinin okunması ile gerçekleştirilir. Bunun için ışımaya eğrisinin şeklinin iyi bilinmesi gerekmektedir. Işıma eğrisinin şeklini; 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 etkiler etkilemektedir.

Eğer ısıtmanın hızını iki kat arttırılırsa pik yüksekliği de iki kat artmaktadır. Bu arada eğri daralmakta ve pik maksimum noktası yüksek sıcaklıklara doğru kaymaktadır (Şekil 1.9).



Şekil 1.9 Isıtmanın ışımaya etkisi (Bor, 2008)

Doz ölçümü, pik altında kalan alan hesaplanarak yapılacaksa, yüksek ısıtma hızı uygun olmamaktadır, çünkü yüksek ısıtma hızında ışımaya piki çok daralmakta ve diğer pikleri birbirinden ayırmak oldukça güçleşmektedir. Isıtma hızı arttıkça pik yüksekliği ve altında kalan alan da artmaktadır. Bu artış bir maksimumdan geçmekte ve daha sonra azalmaya başlamaktadır. Fakat daha yüksek ısıtma hızlarında pik yüksekliğindeki azalma, pik alanındaki azalmaya göre daha fazla olmaktadır. Isıtılan bir numunenin önce ısıtıcı elemanla temasta olan bölümü ısınmaktadır. Sonra sıcaklık davranışına göre bu ısı, numunenin diğer bölümlerine yayılmaktadır. Kalın bir numunede, ısıtıcı yüzeyle temas halinde olan bölgeden daha uzaktaki bölümlerin ısınması gecikmektedir. Bu durumda daha az ısınmış olan bu bölgede bir düşük sıcaklık piki yayılmaktadır. Daha sıcak olan diğer bölge ise bir yüksek sıcaklık ışımaya piki yayılmaktadır. Sonuçta ışımaya eğrisinin çeşitli kısımları bulanıklaşmaktadır. Bu etki yüksek ısıtma hızlarında belirgin bir şekilde görülmektedir. Bu nedenle, en uygun ışımaya eğrisini elde etmek için oldukça ince bir numune ve yavaş bir ısıtma hızı kullanılmaktadır.

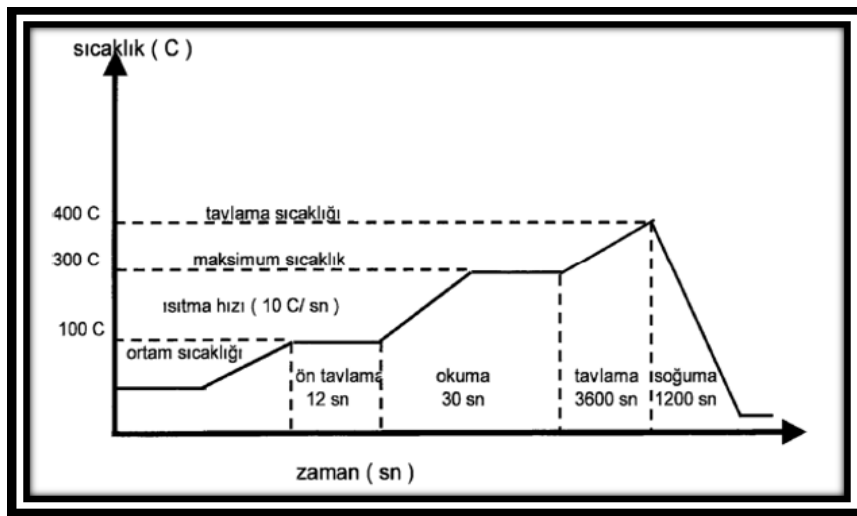
Foto çoğaltıcı tüp, yayılan termoluminesansı elektrik sinyaline dönüştürmektedir. Doz ölçümleri için iki genel yaklaşım bulunmaktadır. Bunlar:

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

Bir fosfor düzgün olarak ısıtıldığında, ışıma eğrisi altında kalan alan esas dozimetre pikinin maksimum pik yüksekliği ile orantılı olmaktadır. Bu maksimum pik yüksekliği termolüminesans ölçümlerinde kullanılmaktadır. Bu teknik, iyi bir sinyal görüntü oranı vermektedir. Bu nedenle, özellikle düşük doz ölçümlerinde yararlı olmaktadır. Pik yüksekliği tekniğinin başlıca dezavantajı ise ısıtma hızının tekrarlanabilir olmasına gerek duymasıdır.

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

Bir TLD okuyucu cihazı, fosforu okumadan önce, sıcaklığını hızla daha önceden belirlenmiş olan ön tavlama sıcaklığına kadar arttırmaktadır. Bu sıcaklıkta istenen süre kadar kaldıktan sonra cihaz, fosfor sıcaklığını ısıtma hızı oranında arttırarak maksimum sıcaklığa ulaşmaktadır. Bu esnada da yayılan termolüminesans sinyalleri okunmaktadır. Isıtma hızı ile okuma hızı uyumlu olmalıdır. Isıtma hızı büyükse cihaz kısa sürede maksimum sıcaklığa ulaşmakta ve okuma süresinin sonuna kadar bu sıcaklıkta sabit olarak kalmaktadır.



Şekil 1.10 TLD okuyucusunun zaman-sıcaklık değerine göre davranışı (Şahin, 2005)

Fosfor okunduktan sonra tekrar kullanıma hazır hale getirilmek istendiğinde, TLD okuyucu cihazını belirlenmiş bir tavlama sıcaklığı ve süresine getirilmelidir. Cihaz okumanın bitiminden hemen sonra fosfor sıcaklığını bu tavlama sıcaklığına çıkartmakta ve belirlenen süre kadar sıcaklık sabit olarak kalmaktadır. Bu sürenin bitiminden sonra da sıcaklık kendiliğinden ortam sıcaklığına kadar düşmektedir.

Bütün fosforlar, sıcaklığa bağlı olarak termolüminesans özelliklerinde bazı değişiklikler göstermektedirler. Radyasyona karşı duyarlılıklarını arttırmak ve bütün elektron ve derin tuzaklarını boşaltıp tekrar kullanıma hazır hale getirmek için fosforların fırınlanmaları gerekmektedir. Fosforlar, ışınlama öncesi ve ışınlama sonrası olmak üzere iki türlü fırınlanmaktadır. 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 termolüminesans sinyallerini ortadan kaldırmak için fosfor fırınlanmaktadır. TLD'ler daha önce kullanılmamış olsalar bile fırınlamak gerekmektedir, çünkü fabrikasyon aşamasında sürtünmeye maruz kalan dozimetrelerin tuzakları elektriklenmeden dolayı kısmen dolabilmektedir. Doz ölçümünde kullanılan termolüminesans dozimetrelerin okunması için öncelikle TLD kristallerinin duyarlılığını gösteren Element Düzeltme Katsayısını (ECC) ve nano-coulomb (nC) cinsinden verilen foto çoğaltıcı tüp akımını, soğurulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan dönüşüm katsayısı olan TLD okuyucusunun düzeltme katsayısını (RCF) hesaplamak gerekmektedir.

Tüm termolüminesans kristalleri aynı hassasiyette üretilmedikleri için aynı miktarda radyasyon soğurmalarına karşın okuma sırasında farklı miktarda ışık yaymaktadırlar. Okumaların standart olmasını sağlamak amacıyla her kristale bir ağırlık faktörü (ECC) verilmektedir. TLD okuyucusu, ısıtılan dozimetreden yayımlanan ışığı elektriksel yüke dönüştürerek sonucu nano-Coulomb cinsinden vermektedir. Bu durum, bir elektriksel yük biriminin ne kadarlık bir ışıma karşılık geldiğinin bilinmesini zorunlu kılmaktadır. Bunun için yapılan işlem kalibrasyon olarak adlandırılmaktadır (Şahin, 2005).

Çalışmamızın amacı, elde taşınabilir X-ışını cihazları ile fantom kafada yapılan ışınlamalar sonucu, TLD-100H kullanarak uygulayıcı personelin vücudunda seçilmiş bazı kritik organ ve dokuların maruz kaldıkları radyasyon doz miktarının belirlenmesi ve elde edilen sonuçların değerlendirilmesidir.



2.GEREÇ VE YÖNTEM

2.1 Gereç

Bu çalışma kapsamında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı imkanları kullanılarak, son yıllarda kullanımını artan elde taşınabilir X-ışını cihazı ile ışınlamalar yapılmış, hasta ve personel üzerinde seçilmiş bazı organ ve dokuların maruz kaldıkları radyasyon doz miktarları belirlenerek karşılaştırmaları yapılmıştır.

Bu çalışma kapsamında radyasyon doz miktarını belirlemek için seçilen organ ve dokular;

Hasta için:

1. Tiroid
2. Sağ ve sol göz
3. Sağ ve sol parotis bezleri
4. Sağ ve sol submandibuler tükürük bezleri
5. Sublingual tükürük bezi

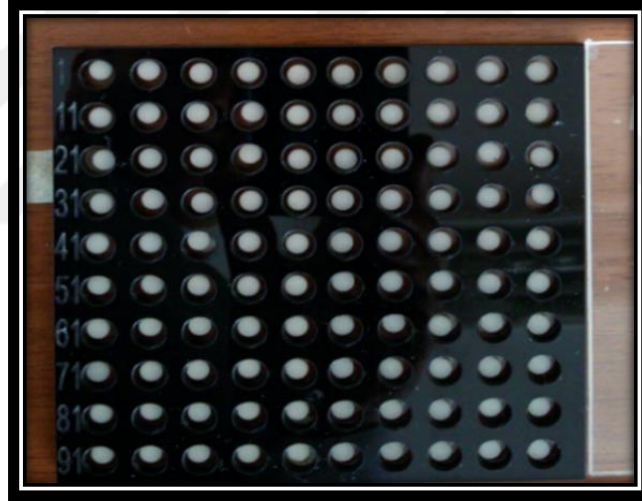
Personel için:

1. Gonadlar
2. Tiroid
3. Sağ ve sol göz
4. Sağ ve sol el

Ayrıca cihazların kon uçlarına da TLD'ler yerleştirilerek radyasyon doz ölçümleri yapılmıştır.

2.1.1 Termoluminesans Dozimetreler (TLD)

Çalışma kapsamında Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik ABD dozimetre laboratuvarında bulunan, lityum florür (LiF_2) kristalleri içeren TLD-100H (LiF:Mg,Cu,P , Harshaw Chemical, Solon, Ohio) kristalleri kullanılmıştır. TLD-100H dozimetreleri 4,5mm çaplı 0,89 mm kalınlığında disk (çip) şeklindedir. 100 adet LiF_2 TLD-100H dozimetre numaralandırılmış ve periapikal röntgen cihazı ile ışınlanmıştır. Deneyler süresince dozimetreler, ışıktan etkilenme, kirlenme veya kaybolma gibi dış etkenlerden korunması amacıyla pleksiglas taşıyıcılar içerisinde muhafaza edilmiştir. Dozimetreler ışınlama öncesi ve ışınlama sonrası fırınlama işlemlerine tabi tutulmuştur. Bu işlem ayna görüntüsü şeklinde numaralandırılmış paslanmaz çelik planketler içerisinde, TLD'ler numara sırasına göre yerleştirilerek yapılmıştır.



Şekil 2.1 Pleksiglas taşıma kabına yerleştirilmiş Termoluminesans Dozimetreler (TLD-100H)

2.1.2 Model-4500 TLD Reader Cihazı

Işınlanan TLD'lerin okunmaları amacıyla, Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik ABD Dozimetri Laboratuvarında bulunan Model-4500 TLD Reader cihazı (Harshaw Chemical, Solon, Ohio) kullanılmıştır. Bu cihaz, bir TLD okuyucusu ve buna bağlı bir bilgisayardan oluşmaktadır. Cihaz, ışınlanmış bir dozimetrede ölçüm yaparken, ısıtılan dozimetreden yayılan ışığı elektriksel yüke dönüştürerek, sonucu

nano-coulomb (nC) cinsinden vermektedir. Araştırmamız sırasında, cihazda TLD okuyucusunun ön tavlama sıcaklığı 135°C, maksimum sıcaklık 230 °C, ısıtma hızı 10 °C/sn olarak ayarlanmıştır.



şekil 2.2 Model-4500 TLD Reader Cihazı

2.1.3 RTI Black Piranha

TLD'lerin kalibrasyon işlemi sırasında izlenebilirlik özelliğine sahip RTI Black Piranha X-ray meter cihazı (Möln dal, Sweden) kullanılmıştır.



şekil 2.3 RTI Black Piranha Cihazı

2.1.4 Periapikal Röntgen Cihazı

Dozimetrelerin ECC hesaplamaları yapılırken, ışınlama işlemi için Atatürk Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Belmont Phot-XII s model 505-CM (Takara Belmont Corp. Japan) intraoral dental görüntüleme cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz; 60-70 kVp, 3-6 mA gücünde ve toplam filtrasyon kalınlığı 2 mm Al özelliklerine sahiptir. Cihazın zamanlayıcısı dijital göstergelidir ve 0,01 ile 3,2 sn aralığında ayarlanabilmektedir.



Şekil 2.4 Dijital intraoral görüntüleme cihazı

2.1.5 Fırın

Bu çalışmada süresi boyunca ışınlama öncesi ve sonrası dozimetrelerin fırınlanarak elektron hol tuzaklarının boşaltılması amacıyla Barnsted/Thermolyne 47900 (Radnor, Pensilvanya, ABD) fırın kullanılmıştır. Ayrıca, dozimetrelerin okunmasından önce uygulanan ön ısıtma için de fırınlama işlemi gerçekleştirilmiştir. Cihazda, 225°C'de 10 dakika fırınlama işlemi yapılmıştır.



Şekil 2.5 TLD'lerin ısıtılması işleminde kullanılan fırın

2.1.6 Kurşun Önlük

Bu çalışma sırasında personelin korunması amacıyla, ön yüzü 0,5 mm Pb arka yüzü 0,25 mm Pb içeren İXXİR X-RAY (Oley Tıbbi Ürünler, İstanbul, Türkiye) marka kurşun yelek-etek takımı kullanılmıştır.



Şekil 2.6 Personelin korunması amacıyla kullanılan kurşun önlük, tiroit koruyucu, gözlük ve eldiven

2.1.7 Tiroit Koruyucu

Bu çalışma sırasında uygulayıcı personelin korunması amacıyla, 0,5 mm Pb içeren İXXİR X-RAY (Oley Tıbbi Ürünler, İstanbul, Türkiye) marka tiroit koruyucu kullanılmıştır (Şekil 2.6).

2.1.8 Koruyucu Gözlük

Bu çalışmada 0,75 mm Pb kurşun eşdeğeri RG-52-T model koruyucu gözlük (Phillips Safety Products, Middlesex County, New Jersey, ABD) kullanılmıştır (Şekil 2.6 ve Şekil 2.7).



Şekil 2.7 Koruyucu gözlük

2.1.9 Koruyucu Eldiven

Bu çalışmada 60 kV'de %68, 80 kV'de %61, 100 kV'de %54 koruma sağlayan Agsa Gomma (Bologna-İtalya) marka XP 2 model koruyucu eldiven kullanılmıştır (Şekil 2.6 ve Şekil 2.8).



Şekil 2.8 Koruyucu eldilen

2.1.10 Manken

Bu çalışmada personelin radyasyona maruz kalmaması amacıyla plastik manken kullanılmıştır (Şekil 2.6).

2.1.11 NOMAD Pro 2

TLD'lerin ışınlanması amacıyla, elde taşınabilir NOMAD Pro 2 röntgen cihazı (Aribex, Inc., Charlotte, Kuzey Carolina ABD) kullanılmıştır. Bu cihaz, 60 kVp ve 2,5 mA güce, 1,5 mm Al toplam filtrasyona, 0,4 mm focal spot büyüklüğüne, 2,5 kg ağırlığa, 20 cm kon uzunluğuna sahiptir ve iki elle kullanılabilir. Cihazın zamanlayıcısı dijital göstergelidir ve 0,01 sn aralıklarla 0,02-1,00 sn arasında ayarlanabilmektedir.



Şekil 2.9 Nomad Pro 2 cihazı

(<https://www.ebay.com/itm/2-X-NOMAD-Pro2-Handheld-Portable-Dental-X-Ray-Aribex>)

2.1.12 Rextar X

TLD'lerin ışınlanması amacıyla, elde taşınabilir Rextar X röntgen cihazı (Posdion Co., Seul, Kore) kullanılmıştır. Bu cihaz, 70 kVp ve 2 mA güce, 1,5 mm Al toplam filtrasyona, 0,4 mm focal spot büyüklüğüne, 1,6 kg ağırlığa, 4-14 cm kon uzunluğuna sahiptir ve tek elle kullanılabilir. Cihazın zamanlayıcısı dijital göstergelidir ve 0,02 sn aralıklarla ayarlanabilmektedir. Araştırmamızda 4 cm kon uzunluğu tercih edilmiştir.



Şekil 2.10 Rextar X cihazı (http://www.posdion.com/eng/pro/rextar_x.html)

2.1.13 Diox-602

TLD'lerin ışınlanması amacıyla, elde taşınabilir Diox-602 (DigiMed, Seul, Kore) röntgen cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz, 60 kVp ve 2 mA güce, 1,6 mm Al toplam filtrasyona, 0,8 mm focal spot büyüklüğüne, 1,8 kg ağırlığa, 10-20 cm kon uzunluğuna sahiptir ve iki elle kullanılabilir. Cihazın zamanlayıcısı dijital göstergelidir ve 0,01 sn aralıklarla 0,01-1,6 sn arasında ayarlanabilmektedir. Araştırmamızda 10 cm kon uzunluğu tercih edilmiştir.



Şekil 2.11 Diox 602 cihazı (<http://digimed.co.kr/en/diox/>)

2.1.14 Yumuşak ve Sert Doku Eşdeğeri Fantom Kafa

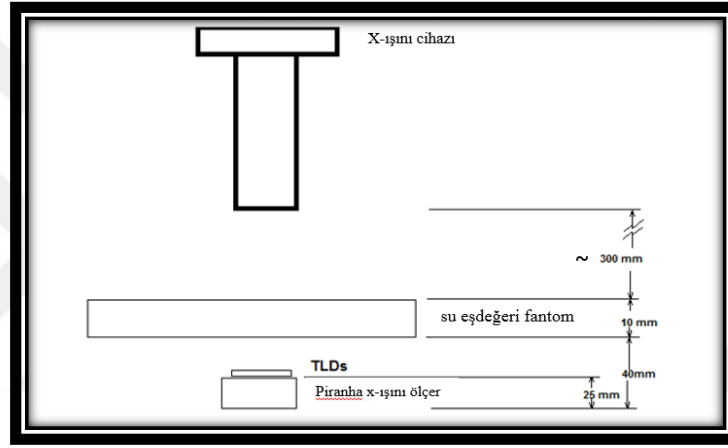
Bu çalışmada, yumuşak ve sert doku eşdeğeri fantom kafa (model 711 HN Atom Max dental head phantom, CIRS INC., Norfolk, VA, ABD) kullanılmıştır. Fantom kafa, rezin esaslı sert ve yumuşak doku eşdeğeri materyalden yapılmış olup baş ve boyun bölgesinde yetişkin erkek anatomik yapılarına eşdeğer özellik göstermektedir. Fantom kafanın 3 boyutlu antropomorfik anatomisi; beyin, kemik, larenks, trake, sinüs boşlukları, dişler ve nazal kaviteyi içermektedir. Ekstraoral dental görüntüleme cihazları ile radyolojik çalışmalarda kullanım için özellikle üretilen fantom kafa, görüntüleme cihazlarında kolay pozisyonlandırma yapmak amacıyla tripod ile birlikte kullanılmıştır. Böylece x-y-z düzlemlerinde rotasyon hareketlerine izin vererek baş hareketlerini gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 2.12 Rezin esaslı yumuşak ve sert doku eşdeğeri fantom kafa

2.2 Yöntem

Deneyleerde kullanılan 100 adet LiF_2 TLD-100H dozimetre 225°C 'de 10 dk fırınlanarak depolamış oldukları enerji boşaltılmıştır. 1'den 100'e kadar numaralandırıldıktan sonra 3 mm kalınlığında pleksiglas kaba yerleştirilen dozimetreler, ortamda RTI Black Piranha X-ray Meter cihazı kullanılarak radyasyon miktarı belirlenen bir X-ışını kaynağıyla (periapikal röntgen cihazı/Belmont Phot-XII) ile homojen 1mGy olacak şekilde ışınlanmıştır (Şekil 2.13). Bu ışınlama sırasında kaba ulaşan radyasyon miktarı $1000 \pm 10 \mu\text{Gy}$ olarak ölçülmüştür.



Şekil 2.13 TLD'lerin radyasyon miktarı belirli x-ışını cihazı ile ışınlanma şeması

Daha sonra ışınlanmış olan dozimetreler TLD-reader cihazında WinREMS yazılım programında nC cinsinden okumaları yapılarak fototüp akımı bulunmuştur. Dozimetrelerden, verilen radyasyon miktarına en yakın ölçüm alınan 6 tanesinin ölçümleri kalibrasyon için esas alınmıştır. Dozimetrelere verilen radyasyon miktarı ve TLD-reader cihazında okunan fototüp akımı değerleri bilindiğinden, dozimetrelerin, fototüp akımını soğurulan radyasyon miktarına çevirmek için kullanılan dönüşüm katsayıları (Reader Calibration Factor-RCF) cihaz için hesaplanmıştır.

Dozimetreler, tekrar 225°C 'de 10 dak fırınlanarak enerjileri boşaltılmıştır. Radyasyon miktarı bilinen X-ışını kaynağıyla dozimetrelerin ışınlama işlemi ECC katsayılarının bulunması için tekrar yapılmıştır. Dozimetreler TLD-reader cihazında

WinREMS yazılım programında uygun set-up'ta tekrar okutularak kalibrasyon işlemi tamamlanmıştır.

Her ışınlama sonrası dozimetreler TLD-Reader cihazında okunmuştur. Okumaları yapılan dozimetreler, 225°C'de 10dk fırınlanarak absorbe ettikleri enerjileri boşaltılmıştır. Bir sonraki ışınlama için kilitli poşetlerde her bölgeye üçer adet, kon üzerine dört adet gelecek şekilde fantom kafaya ve cihazlara yerleştirilmiştir.

Hasta için:

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

Personel için:

1. Gonadlar
2. Tiroit
3. Sağ ve sol göz
4. Sağ ve sol el

Cihaz için:

1. Kon bitimi

NOMAD Pro 2 cihazı, koruyucu disk içerdiği için diğer iki cihazdan farklı olarak koruyucu disk önüne ve arkasına TLD'ler yerleştirilerek ışınlamalar yapılmıştır.

Tüm ışınlamalar deneyler süresince aynı bölgeye aynı dozimetreler yerleştirilerek yapılmıştır. Deneylerde her bir elde taşınabilir röntgen cihazı ile aşağıdaki radyograf serileri için ışınlamalar yapılmıştır.

- Konvansiyonel (Kodak Dental Carestream E-speed, Rochester, New York, ABD) intraoral tüm ağız radyograf serisi (2 adet sağ ve sol bite-wing, 7 adet maksiller periapikal radyograf ,7 adet mandibuler periapikal radyograf)
- Fosfor plak (GXPS-500 PSP, Hatfield, PA, ABD) intraoral tüm ağız radyograf serisi
- RVG(CMOS) sistem (GENDEX GXS-700™, Hatfield, PA, ABD) intraoral tüm ağız radyograf serisi

Çalışmamızda 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. Işınlamalar, merkezi ışın maksilla ve mandibulada dairesel bir hat boyunca olacak şekilde gerçekleştirilmiştir.

Işınlamalar gerçekleştirilirken;

NOMAD Pro 2 cihazı; 60 kVp, 2.5 mA,

Rextar X cihazı; 70 kVp, 2 mA,

Diox 602 cihazı; 60 kVp, 2 mA parametrelerinde ve aşağıdaki tabloda belirtilen sürelerde (üretici firmaların tavsiye ettiği) kullanılmıştır.

Çizelge 2.1 Konvansiyonel sistemler için yapılan ışınlamala süreleri (sn)

	Anterior	Posterior	Bitewing
NOMAD Pro2	0.30	0,38	0,40
Rextar X	0,30	0,38	0,40
Diox 602	0,30	0,38	0,40

Çizelge 2.2 Fosfor plak sistemleri için yapılan ışınlamala süreleri (sn)

	Anterior	Posterior	Bitewing
NOMAD Pro2	0.16	0,19	0,20
Rextar X	0,16	0,20	0,20
Diox 602	0,16	0,19	0,20

Çizelge 2.3 RVG sistemler için yapılan ışınlamala süreleri (sn)

	Anterior	Posterior	Bitewing
NOMAD Pro2	0,12	0,16	0,17
Rextar X	0,12	0,16	0,18
Diox 602	0,12	0,16	0,17

Her bir cihazla, konvansiyonel (K), fosfor plak (F) ve RVG (R) sistemlerde önerilen sürelerde ışınlamalar yapıp görüntüler elde edilmiştir.



Şekil 2.14 a) Kuru kafa b) Konvansiyonel röntgen filmi c) Fosfor plak görüntüsü d) RVG görüntüsü

Personel üzerinde belirlenmiş bölgeler için koruyucu önlemler alınmadan ve koruyucu önlemler alınmış olarak ışınlamalar gerçekleştirilmiştir.

TLD'lerin daha doğru ölçüm vermesi amacıyla tüm ışınlamalar üçer defa yapılarak elde edilen değerlerin ortalamaları alınmıştır. Ayrıca gözlem sayısını artırmak amacıyla tarif edilen bu işlemler üç kez tekrarlanmıştır. Deneye dahil edilen

organların absorbe ettikleri organ dozları ve ICRP-103 (2007)'de belirlenen doku ağırlık faktörleri kullanılarak etkin dozlar hesaplanmıştır.

Her bir bölge için K, F ve R ışınlamalarında Cihaz ve Koruma faktörlerinin etkisinin istatistiksel analizi iki yönlü varyans analizi yardımı ile gerçekleştirilmiştir. Cihazlara ilişkin fark bulunduğu çoklu karşılaştırmalar Tukey testi ile incelenmiştir. İki yönlü varyans analizi ve Tukey testi için anlam düzeyleri 5% ($p<0.05$) olarak kabul edilmiştir.



3.BULGULAR

Gonad, tiroid, sağ göz, sol göz, sağ el ve sol el bölgelerinde ışınlama ölçümleri NOMAD Pro 2 (1), Rextar X (2) ve Diox 602 (3) cihazlarında K, F ve R sistem ışınlamalarında hem korumalı hem de korumasız olarak üçer kez yapılmış olup bu sonuçlara ilişkin ortalama değerler aşağıdaki tablolarda özetlenmiştir.

Gonad bölgesi için en yüksek değer NOMAD Pro 2 ile korumasız olarak yapılan F ışınlamasında 26,820 μ Gy, en düşük değer Rextar X ile korumalı olarak yapılan R ışınlamasında 7,320 μ Gy olarak ölçülmüştür.

Çizelge 3.1 Gonad bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları(μ Gy)

	NOMAD Pro 2			Rextar X			Diox 602		
	K	F	R	K	F	R	K	F	R
Korumalı	11,216	17,580	12,316	8,555	12,706	7,320	14,830	13,443	13,530
Korumasız	24,408	26,820	18,326	14,264	13,213	19,726	21,801	25,376	22,590

Gonad bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu K ve F ışınlamalarında 1 ve 3 nolu cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 2 nolu cihaz istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük radyasyon dozu üretmiştir. R ışınlamasında ise 1 nolu cihaz için 2 ve 3 nolu cihazlarla arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 2 nolu cihaz 3 nolu cihazdan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük radyasyon dozu üretmiştir.

Çizelge 3.2 Gonad bölgesi için ikili karşılaştırmalar ($p < 0.05$)

K	1 = 3 > 2
F	1 = 3 > 2
R	1 = 2, 1 = 3, 3 > 2

Tiroit bölgesi için en yüksek değer NOMAD Pro 2 ile korumasız olarak yapılan K ışınlamasında 30,573 µGy, en düşük değer Rextar X ile korumalı olarak yapılan R ışınlamasında 7,886 µGy olarak ölçülmüştür.

Çizelge 3.3 Tiroit bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları(µGy)

	NOMAD Pro 2			Rextar X			Diox 602		
	K	F	R	K	F	R	K	F	R
Korumsalı	11,360	15,563	12,483	10,283	9,536	7,886	15,176	17,533	15,786
Korumasız	30,573	26,753	21,506	17,723	17,673	19,380	20,520	21,586	20,570

Tiroit bölgesi için K ışınlamasında 1 nolu cihaz için 2 ve 3 nolu cihazlarla arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 2 nolu cihaz 3 nolu cihazdan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük radyasyon dozu üretmiştir. F ve R ışınlamalarında 1 ve 3 nolu cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken 2 nolu cihaz istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük radyasyon dozu üretmiştir.

Çizelge 3.4 Tiroit bölgesi için ikili karşılaştırmalar (p<0.05)

K	1 = 3, 2 = 3, 1 > 2
F	1 = 3 > 2
R	1 = 3 > 2

Sağ göz bölgesi için en yüksek değer NOMAD Pro 2 ile korumasız olarak yapılan K ışınlamasında 31,943 µGy, en düşük değer Rextar X ile korumalı olarak yapılan R ışınlamasında 7,820 µGy olarak ölçülmüştür.

Çizelge 3.5 Sağ göz bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları(µGy)

	NOMAD Pro 2			Rextar X			Diox 602		
	K	F	R	K	F	R	K	F	R
Korumsalı	11,550	9,800	13,093	9,663	7,863	7,820	16,426	17,373	13,243
Korumasız	31,943	25,843	17,870	13,503	22,596	17,370	20,696	22,010	25,766

Sağ göz bölgesi için K ışınlamasında 1 ve 3 nolu cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 2 nolu cihaz ise 1 ve 3 nolu cihazdan

istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük radyasyon dozu üretmiştir. F ışınlamasında üç cihaz arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. R ışınlamasında 1 ve 2 nolu cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 3 nolu cihaz istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek radyasyon dozu üretmiştir.

Çizelge 3.6 Sağ göz bölgesi için ikili karşılaştırmalar ($p < 0.05$)

K	$1 = 3 > 2$
F	$1 = 2 = 3$
R	$3 > 1 = 2$

Sol göz bölgesi için en yüksek değer Nomad Pro 2 ile korumasız olarak yapılan K ışınlamasında 27,943 μGy , en düşük değer Rextar X ile korumalı olarak yapılan F ışınlamasında 10,643 μGy olarak ölçülmüştür.

Çizelge 3.7 Sol göz bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları (μGy)

	NOMAD Pro 2			Rextar X			Diox 602		
	K	F	R	K	F	R	K	F	R
Korumalı	11,363	11,656	13,563	10,643	11,270	12,633	12,940	14,423	13,536
Korumasız	27,943	25,960	18,486	12,413	15,366	17,573	27,633	20,743	17,593

Sol göz bölgesi için K ve F ışınlamalarında 1 ve 3 nolu cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 2 nolu cihaz 1 ve 3 nolu cihazlardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük radyasyon dozu üretmiştir. R ışınlamasında üç cihaz arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

Çizelge 3.8 Sol göz bölgesi için ikili karşılaştırmalar ($p < 0.05$)

K	$1 = 3 > 2$
F	$1 = 3 > 2$
R	$1 = 3 = 2$

Sağ el bölgesi için en yüksek değer Rextar X ile korumasız olarak yapılan F ışınlanmasında 119,456 µGy, en düşük değer Rextar X ile korumalı olarak yapılan R ışınlanmasında 7,806 µGy olarak ölçülmüştür.

Çizelge 3.9 Sağ el bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları (µGy)

	NOMAD Pro 2			Rextar X			Diox 602		
	K	F	R	K	F	R	K	F	R
Korumalı	11,596	14,960	12,466	11,526	8,826	7,806	18,513	18,687	17,640
Korumasız	25,336	23,670	19,533	111,67	119,456	115,526	49,948	57,343	42,680

Sağ el bölgesi için K, F ve R ışınlamalarında 2 ve 3 nolu cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 1 nolu cihaz 2 ve 3 nolu cihazlardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük radyasyon dozu üretmiştir.

Çizelge 3.10 Sağ el bölgesi için ikili karşılaştırmalar (p<0.05)

K	2 = 3 > 1
F	2 = 3 > 1
R	2 = 3 > 1

Sol el bölgesi için en yüksek değer Diox 602 ile korumasız olarak yapılan K ışınlanmasında 71,726 µGy, en düşük değer Rextar X ile korumalı olarak yapılan R ışınlanmasında 8,613 µGy olarak ölçülmüştür.

Çizelge 3.11 Sol el bölgesi için yapılan ışınlamalar sonucu organ absorpsiyon doz ortalamaları (µGy)

	NOMAD Pro 2			Rextar X			Diox 602		
	K	F	R	K	F	R	K	F	R
Korumalı	11,656	12,506	16,783	8,973	10,206	8,613	21,360	16,586	18,466
Korumasız	35,653	28,336	19,573	12,013	12,470	9,750	71,726	62,580	46,053

Sol el bölgesi için K, F ve R ışınlamalarında 1 ve 2 nolu cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 3 nolu cihaz 1 ve 2 nolu

cihazlardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek radyasyon dozu üretmiştir.

Çizelge 3.12 Sol el bölgesi için ikili karşılaştırmalar ($p<0.05$)

K	$3 > 1, 1 = 2$
F	$3 > 1, 1 = 2$
R	$3 > 1, 1 = 2$

Tüm bölgelerde, tüm doz düzeylerinde korumalı ve korumasız yapılan ışınlamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Yani korumalı olarak yapılan ışınlamalarda, korumasız olarak yapılan ışınlamalara göre daha az radyasyona maruz kaldığı tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Gonad, gözler ve tiroid bölgeleri genel olarak incelendiğinde K, F ve R ışınlamalarında NOMAD Pro 2 ve Diox 602 cihazından elde edilen organ absorpsiyon dozu sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p<0,05$). Bununla birlikte Rextar X cihazından elde edilen organ absorpsiyon dozu sonuçları diğer iki cihazdan elde edilen sonuçlardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

Eller bölgesi genel olarak incelendiğinde Rextar X cihazından elde edilen organ absorpsiyon doz ölçümü sonuçları haricinde sağ el ile sol el arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p<0,05$). Rextar X cihazı ile yapılan ışınlamalar sonucu sağ el ve sol el için elde edilen organ absorpsiyon doz ölçümü sonuçları incelendiğinde korumasız olarak yapılan ışınlamalarda sağ elden elde edilen sonuçların sol elden elde edilen sonuçlara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0,05$).

Çizelge 3.13’de, 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 alınarak hasta için organların etkin doza olan katkısı hesaplanmıştır. Buna göre; en yüksek etkin

doz (153,25 μSv) Diox 602 cihazında K düzeyinde ölçülürken en düşük etkin doz (25,598 μSv) NOMAD Pro 2 cihazında R düzeyinde ölçülmüştür. Genel olarak hasta için etkin doz sonuçları değerlendirildiğinde her üç cihaz için de konvansiyonel ışınlamalarda en yüksek, dijital ışınlamalarda en düşük değerler bulunmuştur.

Çizelge 3.13 Tüm ışınlamalar için organların etkin doza katkısı (μSv)

	NOMAD Pro 2	Rextar X	Diox 602
K	113,478	146,426	153,25
F	88,155	92,911	60,323
R	25,598	58,448	42,034

Çizelge 3.14’de, çalışmaya dahil edilen cihazların kon uçlarından ölçülen doz değerleri gösterilmiştir. Buna göre; en yüksek doz (292,65 μGy) NOMAD Pro 2 cihazında K düzeyinde ön bölgede, en düşük doz (84,305 μGy) Diox 602 cihazında R düzeyinde ölçülmüştür.

Çizelge 3.14 Tüm ışınlamalar için cihaz kon uçlarından ölçülen ortalama doz değerleri (μGy)

	NOMAD Pro 2	Rextar X	Diox 602
K	292,65(ön) 28,65(arka)	258,796	210,108
F	133,956(ön) 25,976(arka)	155,958	134,51
R	113,284(ön) 12,134(arka)	115,177	84,305

Çizelge 3.15’te eller bölgesinde kurşun eldiven kullanımının sağladığı yarar, Çizelge 3.16’da gözler, tiroit ve gonad bölgeleri için koruyucu önlem kullanımının sağladığı yarar gösterilmiştir.

Çizelge 3.15 Sağ ve sol el bölgesi için kurşun eldiven kullanımının sağladığı yarar (%)

	NOMAD Pro 2			Rextar X			Diox 602		
	K	F	R	K	F	R	K	F	R
Sağ el	54,23	36,8	36,18	89,7	92,62	93,25	62,94	67,43	58,67
Sol el	67,31	55,87	14,26	25,31	18,16	11,49	70,23	73,5	59,91

Çizelge 3.16 Gözler, tiroit ve gonad bölgeleri için koruyucu önlem kullanımının sağladığı yarar (%)

	NOMAD Pro 2			Rextar X			Diox 602		
	K	F	R	K	F	R	K	F	R
Sağ göz	64,43	62,08	26,74	28,44	65,21	54,98	20,64	21,07	48,61
Sol göz	59,34	55,11	26,64	14,26	26,66	28,12	53,18	31,37	23,03
Tiroit	62,85	41,83	41,96	41,98	36,05	59,31	26,05	18,78	24,28
Gonad	54,05	34,46	32,80	40,03	3,84	62,89	31,98	47,03	40,11

Çalışmamızda taşınabilir X-ışını cihazları ile K, F ve R sistemler için önerilen sürelerde ışınlamalar yapılmıştır. Fosfor plak ve dijital sistemlerin konvansiyonel sisteme göre hasta etkin dozunda meydana getirdiği düşüş oranları Çizelge 3.17’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.17 Fosfor plak ve dijital sistemin, konvansiyonel sisteme göre düşük doz oranları (%)

	NOMAD Pro 2	Rextar X	Diox 602
F	22,38	36,55	60,64
R	77,45	60,09	72,58

4. TARTIŞMA

Radyolojik inceleme, diş hekimliği ve tıp alanında teşhis ve tedavi planlamasında rutin kullanıma girmiş bir yöntemdir. Yaşam boyu maruz kalınan düşük dozda radyasyonun ne kadar bir risk oluşturduğu belirsiz olsa da yapılan son çalışmalar bu riskin tahmin edilenden daha fazla olabileceğini göstermektedir (Kassabeum, 1992).

Diş hekimliğinde, radyolojik incelemeler esnasında ışınlama alanı baş ve boyun bölgesi ile sınırlıdır. Bu bölgelerde en fazla risk altında olan organlar ise tükürük bezleri, tiroid bezi, beyin ve kırmızı kemik iliğidir. Aynı zamanda bu organlar malin dönüşüm riski taşımaktadırlar. Bu nedenle düşük de olsa absorbe edilen dozların birikimi ile sitokastik etkilerin gelişebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu organ ve dokulardan yapılacak doz ölçümleri, taşıdıkları riski göstermek açısından oldukça önem teşkil etmektedir (Hayakawa, 1993).

Vücuttaki her dokunun iyonize radyasyona olan duyarlılığı farklı olmaktadır. Farklı radyolojik inceleme yöntemlerinin taşıdığı riskleri belirlemek amacıyla ICRP 1990 yılında etkin dozu tanımlamıştır (ICRP-60, 1991). Etkin doz ise radyasyonun zararlı etkilerinden korunma amaçlı olarak hesaplanmaktadır. Radyasyon fiziği ve biyolojik etkilerini içeren son veriler göz önüne alınarak 2007 yılında ICRP tarafından etkin doz hesaplama yöntemleri güncellenmiştir (ICRP-103, 2007). Güncelleme sonunda hesaplamaya dahil olan organ ve dokular arasına oral mukoza, tükürük bezleri, beyin ve ekstratorasik havayolu eklenmiştir. Baş-boyun bölgesindeki bu eklenen organ ve dokular, diş hekimliği rutininde kullanılan radyolojik incelemelerde bu bölgelerin kanser riski hesaplamalarını etkileyecek anlamlı bir potansiyele sahip olduğunu ortaya koymaktadır.

Dental radyograflar günlük klinik diş hekimliği uygulamalarının kaçınılmaz bir parçasıdır. Dental X-ışını cihazları, genellikle sabit (duvara ya da zemine) veya hareketli (bir tripod üzerinde) bulunmaktadır. Teknolojik gelişmelerle birlikte yeni

bir kavram, elde tutulan, şarjlı ve taşınabilir X-ışını cihazları piyasada yerini almıştır. Bu cihazlar, üretimlerini takip eden ilk yıllarda askeri tıp ve diş hekimliğinde, insani yardım görevlerinde ve eğitim çalışmalarında kullanılmıştır. Ayrıca, arkeolojik kazı alanlarında, adli diş hekimliği, veterinerlik ve olay yeri/afet alanlarında kullanılmışlardır. Bu cihazların bir avantajı da klasik sabit veya hareketli röntgen cihazlarının kolayca bulunamayacağı hareket kısıtlılığı olan veya genel anestezi altında olan hastalara ulaşım imkanının oldukça kolay olmasıdır.

Bu cihazlar, genel olarak kol uzunluk mesafesinde gövdeden uzağa, yere paralel olarak tutulacak şekilde tasarlanmışlardır. Bu cihazlar kullanım şekli itibariyle, uygulayıcı personeli etkileyen, radyasyon güvenliği ile ilgili birtakım soruları gündeme getirmiştir. X-ışını tüpünün hem gövdesinden hem de kondan gelen radyasyondan korunmak için sabit veya hareketli röntgen cihazları kullanıldığında güvenli bir yer ve mesafede durmak (Şekil 1.5) ve X-ışını ekipmanını elle tutmamak gerekmektedir. X-ışını cihazlarını kullanırken “güvenli alan”da (Şekil 1.5) bulunmak hem evrensel olarak hem de ülkemizde yaygın bir uygulamadır. Bu uygulama ile personel ve kamunun gereksiz radyasyondan korunması amaçlanmaktadır. Elde taşınabilir portatif X-ışını cihazlarıyla ilgili temel endişe, uygulayıcı personelin gereksiz radyasyona maruz kalmasıdır.

Elde taşınabilir X-ışını cihazları uygulayıcı personel tarafından tutulduğu gibi “güvenli alan” kavramına da ters düşmektedir. Bu problemin üstesinden gelmek için üreticiler cihaz gövdesine kurşun ilave etmişlerdir. Buna ek olarak, bazı modellerde geri saçılma radyasyonuna karşı koruyucu olması için kurşun ilaveli akrilik kalkan da bulunmaktadır.

Elde taşınabilen portatif X-ray cihazları ile ilgili mevcut literatür, etkili doz doğrudan hesaplandığında hasta ve uygulayıcı personelin maruz kaldığı radyasyon miktarının önerilen dozun altında olduğunu göstermiştir (Gray, 2012). Bununla birlikte, vücuda olan uzaklık, ellerin pozisyonuna ve taşınabilir X-ray cihazının operatör tarafından nasıl tutulduğuna bağlı olarak değişmektedir. Ayrıca, uygulayıcı

personelin korunması amacıyla cihaza entegre bir koruma ve bazı modellerde ise fazladan bir akrilik koruma kalkanı bulunmaktadır. Bu tedbirlerin, uygulayıcı personelin vücudunun gereksiz radyasyona maruz kalmasını önlemek için yeterli olup olmadığı tartışmalıdır. Bu nedenle uygulayıcı personel için genellikle kişisel doz izleme önerilmektedir (Makdissi, 2016).

Bu çalışmada, çeşitli hareketli X-ışını cihazları kullanılarak termoluminesans dozimetre yöntemi ile uygulayıcı personel ve hastadan radyasyon doz ölçümleri hedeflenmiştir. Hareketli X-ışını cihazı olarak NOMAD Pro 2, Rextar X ve Diox 602 cihazları, TLD olarak ise TLD 100H kullanılmıştır. TLD 100H dozimetresinin hassasiyet miktarı 1 μGy 'dir. Bu nedenle yapılan ölçümlerde hassasiyetin yüksek olduğu ifade edilmiştir (Davies, 2012). Palomo ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada her bölgeye 1 adet TLD yerleştirerek bir kez ışınlama yapmışlardır (Palomo, 2008). Buna gerekçe olarak, kullanılan TLD'lerin bir ışınlama ile ölçülebilecek kadar radyasyonu absorbe edebileceğini gösteren çalışmaları referans göstermişlerdir (Ludlow, 2003; Ludlow, 2006). Ancak, ışınlamalar sırasında oldukça geniş bir alan radyasyona maruz kalmaktadır ve her bir intraoral periapikal film ışınlamasında merkezi ışın farklı açıyla gelmektedir. Pauwels ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, ölçümler daha az sayıda TLD ile tekrarlandığında organ ve doku dozlarında %80'e kadar farklı sonuçlar elde edileceğini göstermişlerdir (Pauwels, 2012). Bu nedenle TLD sayısını artırmak ölçüm doğruluğunu arttıracaktır. Bu çalışmada belirlenen her organ ve doku için 3 adet TLD yerleştirilmiştir. Işınlamalar 3'er defa tekrarlanarak ölçümlerin güvenilirliği artırılmıştır. Uygulayıcı personel yerine 185 cm boyunda bir manken, hasta yerine fantom kafa kullanılmıştır. Işınlamalar yapılırken, 250 cm uzunluğunda bir çubuk yardımıyla paravan (1mmPb) arkasından ışınlamalar gerçekleştirilmiştir.

Daha önce yapılan çalışmalarda, elde taşınabilir X-ışını cihazının radyasyon dozlarının tavsiye edilen dozlardan aşağıda olduğu belirlenmiştir. Bu çalışmaların çoğu ABD'de, diğer çalışmalar ise İtalya, Belçika, Kore ve İngiltere'de yapılmıştır (Coy, 1996; Coy, 1997; Goren, 2007; Hermesen, 2008; Nuzzolese, 2009; Danforth, 2009; Pittayapat, 2010; Kim, 2012; Makdissi, 2016). Ülkemizde de elde taşınabilir X-

ışını cihazları piyasada bulunmasına rağmen bu konuyla ilgili herhangi bir çalışma yapılmamıştır. Bu nedenle, bu çalışma ülkemizde elde taşınabilir X-ışını cihazlarının taşıdığı riskler açısından yapılan ilk çalışma olması nedeniyle önem kazanmaktadır.

Müsaade edilen radyasyona maruz kalma doz sınırları ve yönetmelikler dünya genelinde değişkenlik göstermektedir. Radyasyon personeli için ICRP tarafından önerilen doz limitleri; tüm vücut için etkin doz bir yılda 50mSv'dan fazla olmamak üzere 5 yıl ortalaması 20mSv, lens için 150 mSv, cilt için 500 mSv, eller ve ayaklar için 500 mSv olarak belirlenmiştir (ICRP, 2007). Danforth ve arkadaşları yaptıkları çalışmada; uygulayıcı personel üzerinde göz, tiroid, göğüs, karın boşluğu, gonad, el ve ayak bölgelerine 3'er TLD yerleştirmek suretiyle ölçümlerini gerçekleştirmiştir. Uygulayıcı personelin; tatiller, yıllık izin, hastalık dolayısıyla izinli olduğu günler ve hafta sonları çıkarılarak yılda 240 gün çalıştığını ve çalıştığı günlerde 30 ışınlama yaptığını baz alarak hesaplama yapılmıştır. Buna göre uygulayıcı personel elde taşınabilir X-ışını cihazı (NOMAD) ile yılda 7200 ışınlama yapmaktadır. Işınlamaları, tipik (uygulayıcı personel oturan bir hastayı dik konumda görüntülerken) ve atipik (uygulayıcı personel yatan bir hastayı dik konumda görüntülerken) olarak başlıca iki pozisyonda gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda üreme organlarının en yüksek, tiroit bezinin ise en düşük doza maruz kaldığı belirlenmiştir. Uygulayıcı personel için tüm vücut dozu yıllık 0,0453 mSv olarak bulunmuştur. Bu da yıllık müsaade edilen maksimum dozun %0,9'una karşılık gelmektedir. Üreme organlarından tespit edilen değer ise 0,095 mSv olmakla birlikte, yıllık müsaade edilen dozun %0,19'una karşılık gelmektedir (Danforth, 2009). Çalışmamızda, uygulayıcı personel elde taşınabilir X-ışını cihazını tüm ışınlamalarda vücuttan en uzak pozisyonda tutmuştur. Bu şekilde, tüm ışınlamalarda bir standardizasyon ve tekrarlanabilirlik sağlanmıştır. Danforth ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadan farklı olarak çalışmamızda 3 farklı cihaz kullanılmıştır. Cihazların tümünde en yüksek dozlar el bölgesinden, en düşük dozlar ise gonad bölgesinden ölçülmüştür. Sonuçlardaki bu farklılık, Danforth ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada uygulayıcı personelin elde taşınabilir X-ışını cihazını kollar dirseklerden bükülmüş şekilde vücuda, özellikle de gonad bölgesine daha yakın tutmasıyla açıklanabilir. Çalışmamızda gonadlar bölgesinden yapılan ölçümlerde, uygulayıcı personelin yıllık

7200 ışınlama yaptığı zaman aldığı radyasyon dozu miktarı en yüksek NOMAD Pro 2 cihazında F ışınlamasında 0,965 mSv olarak hesaplanmıştır. Bu da yıllık maksimum müsaade dozunun %1.93'üne karşılık gelmektedir. Tüm vücut için yapılan hesaplamalarda en yüksek değerler NOMAD Pro 2 cihazında K ışınlamasında 1,55 mSv olarak bulunmakla birlikte yıllık maksimum müsaade dozunun %3.1'ine karşılık gelmektedir. Çalışmamızın sonuçları, Danforth ve arkadaşlarının sonuçlarına yakın olmakla birlikte biraz farklılık göstermektedir. TLD'lerin sayılarının ve yerleşim pozisyonlarının birbirinden farklı olması bu farkın nedeni olarak düşünülmektedir.

Goren ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, uygulayıcı personelin haftada 300, yılda 15000 ışınlama yaptığını varsayarak hesaplamalar yapılmıştır. Doz ölçümü için TLD-700, taşınabilir X-ışını cihazı olarak NOMAD™ kullanılmıştır. TLD'ler uygulayıcı personelin göz, tiroit, parmak ve göğüs bölgelerine yerleştirilmiştir. Uygulayıcı personelin maruz kalacağı yıllık tahmini doz göğüs bölgesinde 18 mR, gözler bölgesinde 22,5 mR ve parmaklarda 45 mR olarak bulunmuştur. Goren ve arkadaşları tarafından taşınabilir X-ışını cihazının, hareket yeteneği sınırlı hastalarda, bakım evlerinde, geçici sağlık kliniklerinde, sahadaki adli araştırmalarda, yerleşime uzak bölgelerde ve askeri alanlar gibi özel durumlarda kullanılacağını göz önünde bulundurarak uygulayıcı personelin yılda 1 mR'den az doza maruz kalacağı, bunun da müsaade edilen değerlerden az olduğu belirtilmiştir (Goren, 2008). Çalışmamızda gözler bölgesinde en yüksek değer NOMAD Pro 2 cihazı ile korumasız olarak yapılan K ışınlamasında 31,943 µGy, en düşük değer ise Rextar X cihazı ile korumalı olarak yapılan R ışınlamasında 7,820 µGy olarak ölçülmüştür. Eller bölgesinden yapılan ölçümlerde en yüksek değer Rextar X cihazı ile koruması olarak yapılan F ışınlamasında sağ elden 119,456 µGy, en düşük değer ise Rextar X cihazı ile korumalı olarak yapılan R ışınlamasında sol elden 8,613 µGy olarak ölçülmüştür. Sağ el için yapılan ölçümlerde Nomad Pro 2 ve Diox 602 cihazları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sol el için yapılan ölçümlerde Rextar X cihazı tek elle kullanıldığı için sol el, sağ el kadar radyasyon dozuna maruz kalmamıştır. Sol el için yapılan ölçümlerde Rextar X cihazı ile NOMAD Pro 2 cihazı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken

Diox 602 cihazı istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Çalışmamızda yıllık 15000 ışınlama yapıldığı göz önünde bulundurularak yapılan hesaplamalarda gözler bölgesinde en yüksek değer korumasız olarak yapılan NOMAD Pro 2 cihazında yıllık radyasyon doz miktarı 28,12 mR, en düşük değer ise korumalı olarak yapılan Rextar X ile F ışınlamasında 7,4 mR olarak bulunmuştur. Eller bölgesinden yapılan hesaplamalarda en yüksek değer korumasız olarak yapılan Rextar X ile F ışınlamasında 111 mR, en düşük değer ise korumalı olarak yapılan Rextar X ile F ışınlamasında 7,3 mR olarak bulunmuştur. NOMAD Pro 2 cihazı ile eller bölgesinden hesaplanan en yüksek değer korumasız olarak yapılan K ışınlamasında 28,125 mR, en düşük değer korumalı olarak yapılan K ışınlamasında 10,87 mR olarak bulunmuştur. NOMADTM ve NOMAD Pro 2 cihazları karşılaştırıldığında aynı üretici firmanın yeni ürününün uygulayıcı personeli daha az radyasyon dozuna maruz bıraktığı tespit edilmiştir.

Hermesen ve arkadaşlarının Katrina Kasırgası sonrasında afet bölgesinde NOMADTM cihazı kullanılarak yaptıkları çalışmada uygulayıcı personel taşınabilir X-ışını cihazını kullanırken ve yardımcı personel iyon odası cihazını kullanmış ve radyasyon dozları iyon odası yöntemi ile ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda ise uygulayıcı personel manken konumundadır, yardımcı personel bulunmamaktadır. 2 haftalık sürede 12 gün, günde 30 kurban ve her kurbanda 16 ışınlama yapıldığı göz önünde bulundurularak ölçümler ve hesaplamalar gerçekleştirilmiştir. Bu değerler baz alınarak 4 hafta süre için de hesaplamalar yapılmıştır. Yardımcı personel merkezi ışına 0°-15°-30°-45°-60°-75°-90°-105°-120°-135°-150°-165° ve 180° açıda ve 1 m uzaklıkta uygulayıcı personel ise 0° açıda ve 0,46 m uzaklıkta konumlandırılmıştır. Bu açılama sayesinde yardımcı personelin hangi pozisyonda ne kadar radyasyona maruz kaldığını kıyaslanabilmiştir. Işınlamak amacıyla sert ve yumuşak doku eşdeğeri pleksiglas bloklar kullanılmıştır. Yardımcı personelin bel, göğüs ve baş bölgelerinden, uygulayıcı personelin ise bel, göğüs, baş ve bunlara ek olarak eller bölgesinden doz ölçümleri yapılmıştır. En yüksek değerler yardımcı personelde merkezi ışına dik gelen pozisyon olan 180°'de tüm vücut için bir ışınlamada 33,5 µR, 2 haftalık sürede 1,775 mSv ve 4 haftalık sürede 3,55 mSv olarak ölçülmüştür. 180°'den sonra en yüksek değerler 60°'de tüm vücut için bir ışınlamada 4,4 µR, 2

haftalık sürede 0,253 mSv ve 4 haftalık sürede 0,506 mSv olarak ölçülmüştür. Yardımcı personelin bel, göğüs ve baş bölgesinden ölçülen en düşük değerler ise taşınabilir X-ışını cihazının arkasını ifade eden 0°'de ölçülmüştür. Uygulayıcı personel için radyasyon dozları, bir ışınlamada 3,4 µR, 2 haftalık sürede 0,180 mSv ve 4 haftalık sürede 0.360 mSv olarak ölçülmüştür (Hermsen, 2008). Çalışmamızda, uygulayıcı personel olarak manken, pleksiglas blok yerine fantom kafa kullanılmıştır. Ayrıca, çalışmamızda araştırmacı 250 cm uzaklıkta bir paravan (1 mm Pb) arkasından ışınlamaları gerçekleştirmiş, böylece radyasyona maruz kalması engellenmiştir. Çalışmamızda uygulayıcı personelin tüm vücudu için radyasyon dozları bir ışınlamada; en yüksek değer korumasız olarak yapılan NOMAD Pro 2 ile K ışınlamasında 3,45 µR, en düşük değer korumalı olarak yapılan Rextar X ile F ışınlamasında 2,04 µR olarak bulunmuştur. İki haftalık sürede en yüksek değer korumasız olarak yapılan NOMAD Pro 2 ile K ışınlamasında 0,525 mSv, en düşük değer korumalı olarak yapılan Rextar X ile F ışınlamasında 0,356 mSv olarak bulunmuştur. Dört haftalık sürede en yüksek değer korumasız olarak yapılan NOMAD Pro 2 ile K ışınlamasında 1,05 mSv, en düşük değer korumalı olarak yapılan Rextar X ile F ışınlamasında 0,712 mSv olarak bulunmuştur. Hermsen ve arkadaşlarının elde ettiği sonuçlarla çalışmamızın sonuçları benzerlik göstermektedir.

Amerika Birleşik Devletleri'nde 6000'in üzerinde taşınabilir X-ışını cihazı diş hekimliğinde, veterinerlikte, askeri alanda, adli vakalarda ve araştırmalarda kullanılmaktadır. Gray ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, çalışmaya katılan 18 dental klinikte, 661 kişisel dozimetre ile dijital görüntüleme esnasında taşınabilir X-ışını cihazı ve sabit X-ışını cihazlarının neden olduğu radyasyon dozu ölçülmüştür. Hesaplamalar haftalık ve aylık olarak yapılmıştır. Kişisel dozimetre olarak optikle uyarılmış ışına dozimetreleri (OSL) veya termoluminesans dozimetre (TLD) kullanılmıştır. Taşınabilir X-ışını cihazı olarak NOMAD™ ve bizim de çalışmamızda kullandığımız NOMAD Pro 2 cihazı kullanılmıştır. Dozimetreler, sabit (duvara monte) X-ışını cihazları ile çalışan personelin gövdesine, taşınabilir X-ışını cihazı ile çalışan personelin hem gövdesine hem de ellerine yerleştirilmiştir. Ancak Gray ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, uygulayıcı personelin sabit X-ışını cihazı ile ışınlama yapılırken bir paravan kullandığına ve hasta ile aynı odada bulunduğuna

dair bilgi verilmemiştir. Ayrıca dozimetrelerin güneş ışığı, yansıma radyasyonu ve benzeri radyasyon kaynaklarına maruz kalmamış olması gerekmektedir. Bu konuda da bir bilgi yer almamaktadır. Uygulayıcı personelin gövdesinin, sabit X-ışını cihazlarında aylık 27,3 μSv , taşınabilir X-ışını cihazlarında 9,01 μSv doza maruz kaldığı bildirilmiştir. Uygulayıcı personelin ellerinde, 116 dozimetre üzerinden ölçümler yapılmış ve yapılan ölçümlerde aylık doz 208 μSv bulunmuştur. 116 dozimetrede yapılan ölçümlerin sadece 6'sında (%5,2) eşik değeri aşılmamış ve hiç doz almadığı kabul edilmiştir (Gray, 2012). Gray ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, sabit X-ışını cihazlarında daha yüksek değerler bulunmuştur. Uygulayıcı personelin korunma kurallarına riayet etmemesi ve sabit X-ışını cihazlarıyla konvansiyonel filmler çekilirken, taşınabilir X-ışını cihazlarıyla dijital filmlerin çekilmesi bu sonuçların olabileceğini düşündürmektedir. Elde edilen sonuçlar, National Council on Radiation Protection and Measurement (NCRP)'ın tavsiye ettiği limitlerin altında bulunmuştur. Ancak Gray ve arkadaşları tarafından aylık 208 μSv olan el dozu üzerine vurgu yapılmamıştır. Bizim çalışmamızda da en yüksek değerler eller bölgesinden ölçülmüştür (Çizelge 3.9, Çizelge 3.11).

Sağ el bölgesi için en yüksek değer Rextar X cihazında korumasız yapılan F ışınlamasında 119,456 μGy , en düşük değer NOMAD Pro 2 cihazında korumalı yapılan K ışınlamasında 11,596 μGy olarak ölçülmüştür. Cihazlardan yapılan ölçümler sonrası birbirinden oldukça farklı sonuçlar elde edilmesi, cihazların iç yapısını teşkil eden birincil koruyucuların farklı olmasıyla ve cihazların şekil itibarıyla birbirinden farklı olmasının farklı tutuş pozisyonlarına neden olmasıyla açıklanabilir. Bu farklı tutuşlar nedeniyle (Rextar X tek elle kullanılmaktadır) sol elde en düşük değer Rextar X cihazında korumalı yapılan R ışınlamasında 8,613 μGy olarak ölçülmüştür. Sol el bölgesinde en yüksek değer Diox 602 cihazında korumasız olarak yapılan K ışınlamasında 71,726 μGy olarak ölçülmüştür.

Cho ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, Kore'de sıklıkla tercih edilen DX3000 ve Rextar marka taşınabilir X-ışını cihazları kullanılmıştır. Doz ölçümü için iyon odası yöntemi tercih edilmiştir. Uygulayıcı personelin eller, bel ve göğüs bölgelerinden ölçümler yapılmıştır. Işınlamalar uzun ve kısa kon ile, akrilik

koruyuculu ve akrilik koruyucu olmaksızın, kurşun eldiven ve kurşun eldiven giyilmeksizin yapılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda uzun kon kullanımının kısa kona göre %48–52, kurşun eldiven giyilmesinin %26-31, koruyucu akrilik kalkan kullanımının %23–32 oranında radyasyon dozunu azalttığı tespit edilmiştir (Cho, 2012). Çalışmamızda eller bölgesinde koruyucu önlemlerle yapılan ölçümlerin sonuçları Çizelge 3.15’te gösterilmiştir.

Çalışmamızda, kurşun eldivenin Cho ve arkadaşlarının sonuçlarına göre daha yüksek oranda koruyucu olması, kurşun eldivenin içeriklerinin farklı olması ve farklı marka eldivenlerin kullanılmış olmasıyla açıklanabilir. Koruyucu önlemler alınarak gözler, tiroit ve gonad bölgesinde yapılan ölçümlerin sonuçları Çizelge 3.16’da gösterilmiştir.

Cho ve arkadaşları tarafından hem koruyucu disk ile hem de disk olmadan ölçümler yapılmıştır. Çalışmamızda ışınlamalar sırasında NOMAD Pro 2 cihazında koruyucu disk sabit olduğu için ışınlamalar bu şekilde yapılmıştır. Koruyucu diskin önüne ve arkasına TLD’ler yerleştirilmiştir. Koruyucu diskin hemen arkasına gelen bölgede radyasyon dozunun yaklaşık %85±5 azaldığı bulunmuştur. Ancak uzak organ ve dokularda koruyucu disk olmasına rağmen cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p<0,05$).

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızda diş hekimliğinde kullanılan elde taşınabilir X-ışını cihazları NOMAD Pro 2, Rextar X ve Diox 602 ile TLD yöntemi kullanılarak doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Elde edilen verilere göre;

- İntraoral tüm ağız (7 maksiller + 7 mandibuler + 2 bitewing) dental radyografik incelemelerde fosfor plak ve RVG sistemler konvansiyonel sisteme göre hasta ve uygulayıcı personelde daha düşük radyasyon dozu ortaya çıkarmaktadır. Bu nedenle intraoral görüntüleme yöntemi olarak sırasıyla RVG sistemler, fosfor plak sistemleri ve konvansiyonel sistemler tercih edilmelidir.
- Taşınabilir X-ışını cihazları ile görüntü oluşması sağlanırken cihazın ayarlanabilir parametreleri, cihazın ürettiği radyasyon dozu miktarına direk olarak etki etmektedir. Ayrıca, cihazın iç yapısını oluşturan birincil koruyucular da uygulayıcı personelin maruz kaldığı dozu doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle cihaz seçimine gereken önem verilmelidir.
- Taşınabilir X-ışını cihazları her ne kadar ICRP tarafından tavsiye edilen yıllık değerlerin altında radyasyon dozu üretse de ALARA (As Low As Reasonably Achievable) ve ALADA (AS Low As Diagnostically Acceptable) prensipleri gereği sabit X-ışını cihazlarının alternatifi olarak kullanılmamalıdır.
- Taşınabilir X-ışını cihazları pratik olması ve kolay kullanımı nedeniyle sabit X-ışını cihazlarına göre daha çok tercih edilme eğilimi göstermektedir. Çalışmamızın sonuçları rutin (klinik) kullanım düşünenler için somut veriler

ortaya koymaktadır. Sabit X-ışını cihazlarında uygulayıcı personel herhangi bir radyasyon dozuna maruz kalmamaktadır. Bu nedenle taşınabilir X-ışını cihazlarının sadece istisnai durumlarda kullanılması tavsiye edilmektedir.

- Taşınabilir X-ışını cihazları, hareket yeteneği sınırlı hastalarda, bakım evlerinde, geçici sağlık kliniklerinde, sahadaki adli araştırmalarda, yerleşime uzak bölgelerde ve askeri alanlarda eğitim almış personel tarafından kullanılmalı ve kullanılırken uygulayıcı personel mutlaka korunma önlemlerine (kurşun önlük, tiroit koruyucu, kurşun gözlük, kurşun eldiven) riayet etmelidir. Mümkünse koruyucu disk ve uzun kon seçeneği olan cihazlar tercih edilmelidir. Radyasyon dozu mesafenin karesiyle ters orantılı olarak azaldığı için uygulayıcı personel taşınabilir X-ışını cihazını mümkün olduğu kadar gövdesinden uzakta tutmalıdır.
- Taşınabilir X-ışını cihazları satış işlemleri sırasında mutlaka kayıt altına alınmalı, kullanımı konusunda gerekli eğitim verilmeli, kayıp-çalıntı vb. durumlarda ilgili birimlere bildirilmelidir.
- Bu çalışma, kullanılan cihaz sayısının çokluğu nedeniyle taşınabilir X-ışını cihazları hakkında daha rahat fikir yürütülmesini sağlamakta ve ileride yapılacak çalışmalara rehber olabilecek niteliktedir.
- Organ dozimetre çalışmaları birbirinden farklı sonuçlar ortaya koysalar da bu çalışmaların daha çok ve farklı cihazlarla yapılması konunun daha iyi kavranmasını ve öneminin ortaya konmasını sağlayacaktır.

ÖZET

Elde Taşınabilir X-Işını Cihazları ile Yapılan Işınlamalar Sonucu Uygulayıcı Personel ve Hasta Dozlarının Değerlendirilmesi

Son yıllarda özellikle adli diş hekimliği alanında kullanılmak üzere birçok elde taşınabilir X-ışını cihazı geliştirilmiştir. Afet bölgeleri, olay yeri inceleme alanları, otopsiler ve morglar, hareket yeteneği sınırlı hastalar, bakım evleri, geçici sağlık klinikleri, yerleşime uzak bölgeler ve askeri alanlar gibi diş hekimliğini ilgilendiren çok çeşitli kullanım alanları mevcuttur. Bunların yanında, bu cihazların son yıllarda dental kliniklerde intraoral görüntüleme amacıyla kullanımı hızla artmaktadır. Bu durum hem hastanın hem de uygulayıcının güvenliği açısından yeni bir risk faktörü oluşabileceğine dair soru işaretlerini akla getirmektedir. Çalışmamızın amacı elde taşınabilir X-ışını cihazları ile ışınlamalar yapılırken, uygulayıcı personelin vücudunda seçilmiş bazı kritik organ ve dokuların maruz kaldıkları radyasyon doz miktarının belirlenmesi ve elde edilen sonuçların değerlendirilmesidir. Çalışmamızda NOMAD Pro 2, Rextar X ve Diox 602 cihazları ile fantom kafada manken yardımı ile ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Kalibre edilmiş TLD-100H dozimetreler; manken üzerinde gözler, tiroit, gonad ve ellere, fantom kafa üzerinde gözler, tiroit ve majör tükürük bezlerine yerleştirilmiştir. Işınlamalar sonrası TLD okuyucu cihazla kritik organ ve dokuların absorbe ettiği eşdeğer dozlar belirlenmiştir. ICRP 2007 tavsiyelerine göre doku ağırlık faktörleri kullanılarak organların absorbe ettikleri eşdeğer dozlar üzerinden etkin radyasyon dozları hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre cihazlar ve etkin dozlar karşılaştırılmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre konvansiyonel sistemlerde, fosfor plak ve dijital sistemlere göre daha yüksek etkin dozlar bulunmuştur. Taşınabilir X-ışını cihazlarının tasarımının, cihazın ürettiği radyasyon dozu üzerine doğrudan etki ettiği belirlenmiştir. Uygulayıcı personelin koruyucu önlemler kullanması, maruz kaldığı radyasyon dozunu istatistiksel olarak anlamlı ölçüde ($p<0,05$) azaltmıştır. Taşınabilir X-ışını cihazlarının özel durumlarda, radyasyondan korunma önlemleri alınarak ve dijital sistemlerle birlikte kullanılması tercih edilmelidir.

Anahtar Kelimeler: Elde taşınabilir X-ışını cihazı, TLD, radyasyon dozu, radyasyon güvenliği

SUMMARY

Evaluation of Personnel and Patient Doses After Irradiation with Handheld X-Ray Devices

In recent years, many handheld X-ray devices have been developed, especially for use in forensic dentistry. Handheld X-ray devices have a wide variety of uses that concern dental medicine, such as disaster areas, scene investigation areas, autopsies and morgues, patients with disabilities, nursing homes, temporary health clinics, remote areas and military areas. In addition to these, the use of these devices for intraoral imaging in dental clinics has increased rapidly in recent years, which creates question marks for both patient and the practitioner safety. This new radiographic modality can create a new risk factor in terms of safety. The aim of this study is to determine the dose of radiation that some selected critical organs and tissues in the body of the operating personnel are exposed to when radiation is being carried out with handheld X-ray devices. The work was carried out using NOMAD Pro 2, Rextar X and Diox 602 devices on a phantom head with the help of a mannequin. Calibrated TLD-100H dosimeters were placed on the eyes, thyroid, gonads and hands of the mannequin and on the eyes, thyroid and major salivary glands of the phantom head. Equivalent doses absorbed by critical organs and tissues after irradiations were determined with TLD reader. Based on ICRP 2007 recommendations, effective radiation doses were calculated over equivalent doses absorbed by organs using tissue weight factors. The devices and effective doses were compared according to the obtained results. According to the results of the study, higher effective doses were found in conventional systems than phosphorus plaque and digital systems. It has been determined that the design of portable X-ray devices have a direct effect on the radiation produced by the device. The use of protective clothing by operating personnel statistically reduced the exposure dose ($p < 0,05$). It could be preferred that portable X-ray devices be used in special cases with radiation protection measures and with digital systems.

Key Words: Handheld X-ray devices, TLD, radiation dose, radiation safety

KAYNAKLAR

- BOR, D. (2008). Termoluminesans Dozimetreler. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Ders Notları
- BOR, D (2016) Radyasyon Sağlık Riskleri ve Tanısal İncelemelerde Korunma. Ankara: Dünya Tıp Kitapevi, Bölüm 1,2,5,6
- BOZBIYIK, A., ÖZDEMİR, Ç., HANCI, H. (2002). Radyasyon Yaralanmaları ve Korunma Yöntemleri. *Sted.* 11:272–274.
- BULAKBAŞI N. (2015) <https://www.turkrad.org.tr/assets/kisokulusunumlar/4-radyasyon-guvenlig-ve-korunma.pdf>
- BUSHONG, SC. (2008). Radiologic Science for Technologist: Physics, Biology and Protection. 9th ed. St. Louis. Mosby Elsevier.
- CARDIS E., HOWE G., RON E., BEBESHKO V., BOGDANOVA T., BOUVILLE A. (2006) Cancer consequences of the Chernobyl accident: 20 years after. *J Radiol Prot.* 26(2):127-40, 2006
- 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.
- COY J. Hand-held dental X-ray (HDX) (1996) with medical collimator: use in casualty radiology. *Mil Med* 1996; 161: 428–31.
- COY J, VANDRE RH, DAVIDSON WR. (1997) Use of the hand-held Dental X-ray machine during joint operation, NATO exercise Display Determination-92. *Mil Med* 1997; 162: 575–7.
- CHO JY, HAN WJ. (2012) The reduction methods of operator's radiation dose for portable dental X-ray machines. *Restor Dent Endod* 2012; 37: 160–4. doi: 10.5395/rde.2012.37.3.160
- DANFORTH RA, HERNSHAFT EE, LEONOWICH JA. (2009) Operator exposure to scatter radiation from a portable hand-held dental radiation emitting device (Aribex NOMAD) while making 915 intraoral dental radiographs. *J Forensic Sci* 2009; 54: 415–21. doi: 10.1111/j.1556-4029.2008.00960.x
- DAUERL., BROOKS A. L., HOEL D.G., MORGAN W. F. (2010) Review and evaluation of updated research on the health effects with low dose ionizing radiation. *Radiation Protection Dosimetry* Vol. 140, no. 2, pp. 103-136, 2010

- DAVIES, J., JOHNSON, B., DRAGE, N. (2012). Effective Doses from Cone Beam CT Investigation of the Jaws. *Dentomaxillofac Radiol.* 41(1): 30-36
- DEVECİ E. (2017) TIBBİ BİR VERİ OLARAK X-IŞINI GÖRÜNTÜSÜNÜN SANAT UYGULAMALARINA YANSIMALARI. *idil*, 2017, Cilt 6, Sayı 36, Volume 6, Issue 36. DOI: 10.7816/idil-06-36-12
- DİRİCAN, B. 2002. Radyoterapi Fizigi Ders Notları. 100. Ankara
- GOREN A, BONVENTO M, BIERNACKI J. (2007) Dose measurements and use of the NOMAD portable X-ray system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontol* 2007; 103: e49.
- GOREN AD, BONVENTO M, BIERNACKI J, COLOSI DC. (2008) Radiation exposure with the NOMAD portable X-ray system. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 109–12. doi: 10.1259/dmfr/33303181
- GRAY JE, BAILEY ED, LUDLOW JB. (2012) Dental staff doses with handheld dental intraoral X-ray units. *Health Phys* 2012; 102: 137–42. doi: 10.1097/HP.0b013e318230778a
- GUSEV, I., GUSKOVA, A., METTLER, F. (2001). *Medical Management of Radiation Accidents*, 2nd Ed., Boca Raton, Fla, CRC.
- HARORLI, A. (2014) *Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi*. Nobel Yayınevi, Bölüm 1,2,3
- HAYAKAWA Y¹, FUJIMORI H, KUROYANAGI K. (1993) Absorbed doses with intraoral radiography. Function of various technical parameters. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1993 Oct;76(4):519-24.
- HERMSEN KP, JAEGER SS, JAEGER MA. (2008) Radiation safety for the NOMAD portable X-ray system in a temporary morgue setting. *J Forensic Sci* 2008; 53: 917–21. doi: 10.1111/j.1556-4029.2008.00766.x
- HORN-ROSS, PL., LJUNG, BM., MORROW, M. (1997). Environmental Factors and the Risk of Salivary Gland Cancer. *Epidemiology.* 8(4):414-419.
- HSU WL., PRESTON DL., MIDORI B., SUGIYAMA H. (2013) The Incidence of Leukemia, Lymphoma and Multiple Myeloma among Atomic Bomb Survivors: 1950-2001, *Radiation Research* 179, 361-382, 2013
- 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). (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103, Ann. ICRP 37(2-4).
- JAJU P. P., JAJU S. P. (2015). Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Science in Dentistry* 2015; 45: 263-5
- KASSEBAUM DK, STOLLER NE, MCDAVID WD, GOSHORN B, AHRENS CR. (1992) Absorbed dose determination for tomographic implant site assessment techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992 Apr;73(4):502-9.
- KIM EK. (2012) Effect of the amount of battery charge on tube voltage in different hand-held dental X-ray systems. *Imaging Sci Dent* 2012; 42: 1–4. doi: 10.5624/isd.2012.42.1.1
- 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.
- 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.
- LYONS A, GHAZALI N. (2008) Osteoradionecrosis of the jaws: Current understanding of its pathophysiology and treatment. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2008;46:653–60.
- MAKDISSI J., PAWAR R. R., JONHSON B., CHONG B.S. (2016) The effects of device position on the operator's radiation dose when using a handheld portable X-ray device. *Dentomaxillofacial Radiology* (2016) 45, 20150245. doi: 10.1259/dmfr.20150245
- MANTUANO N., CANAREVO L. V., MAURICIO C. L., CORREA S. C. A. SILVA A. X. (2011) ASSESSMENT OF DOSE IN THYROID AND SALIVARY GLANDS IN DENTAL RADIOLOGY USING THERMOLUMINESCENT DOSIMETRY. INAC 2011 Belo Horizonte, MG, Brazil, October 24-28, 2011 ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR-ABEN ISBN: 978-85-99141-04-5
- 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.

- NISHTA G., MANOJ P., SHEH R., MANDEEP S. G., HIMANI G., DEEPIKA C., PARVEEN A., SARTHAK T., RUPARNA K., ANJALI K. P., MAYUR M., and BHARTI D. (2015) Radiation-induced dental caries, prevention and treatment-A systematic review
- NUZZOLESE E, DI VELLA G. (2012) Digital radiological research in forensic dental investigation: case studies. [In Italian.] *Minerva Stomatol* 2012; 61: 165–73.
- OYAR, O., GÜLSOY, U. K., YEŞİLDAĞ, A., YILDIZ, M., BAYKAL, B., KÖROĞLU, M. (2003). *Tıbbi Görüntüleme Fiziği*. Isparta: Rekmay Matbaası, Bölüm 1, 2
- OSAZA K., SHIMIZU Y., SUYAMA A., KASAGI F., SODA M., GRANT EJ., SAKATA R., SUGIYAMA H., KODAMA K. (2012) Studies of the mortality of atomic bomb survivors, Report 14, 1950y2003: an overview of cancer and noncancer diseases. *Radiat Res.* 177;2012
- PAKSOY, C. (2007). *Oral Radyoloji*. 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 preRadiology* 81: 267–271.
- PITTAYAPAT P, THEVİSSEN P, FIEUVS S, JACOBS R, WILLEMS G. (2010) Forensic oral imaging quality of hand-held dental X-ray devices: comparison of two image receptors and two devices. *Forensic Sci Int* 2010; 194: 20–7. doi: 10.1016/j.forsciint.2009.09.024
- PRESTON-MARTIN S, WHITE SC. (1990) Brain and salivary gland tumors related to prior dental radiography: implications for current practice. *J Am Dent Assoc.* 1990 Feb;120(2):151-8.
- RAVINDAN R, SUNIL S. and NIVIA M. (2013) Osteoradionecrosis of mandible: Case report with review of literature *Contemp Clin Dent.* 2013 Apr-Jun; 4(2): 251–253. doi: 10.4103/0976-237X.114882

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.

TOGAY Y. E. (2002) Tanısal Radyolojide Radyasyondan Korunma-Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Yayınları, 2002

TÜRKİYE ATOM ENERJİSİ KURUMU. (2009, 04.12.2012). Radyasyon Birimleri Erişim: [http://www.taek.gov.tr/bilgi-kosesi/183-radyasyon-insan-ve-cevre/radyasyonveradyoaktivite/497-radyasyon- birimleri.html]. Erişim Tarihi: 10.12.2012.

VAN DIS ML, MILES D.A., PARKS ET, RAZMUS TF. Information yield from a hand-held dental x-ray unit. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1993; 76:381-385.

WHITE, SC., PHAROAH, MJ. (2014). Oral Radiology. Principles and Interpretation. 7th ed. Elsevier

WILWERDING, T. (2001). History of Dentistry. Erişim: [http://freeinfosociety.com/media/pdf/4551.pdf]. Erişim Tarihi: 04.02.2012.

YAPRAK B. (2006) RADYOTERAPİDE PRON VE SUPİN KRANİYOSPİNAL ISINLAMA TEKNİKLERİNİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİ. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

ÖZGEÇMİŞ

Adı: Ali Altındağ
Doğum Tarihi: 14/12/1984
Medeni Hali: Evli ve 2 çocuklu
Cep Tel.: (+90) 5054627132
E-mail: alialtindag1412@gmail.com

Eğitim

2014- Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi, Ankara Üniversitesi
2002-2007 Diş Hekimliği Fakültesi, Selçuk Üniversitesi
1995-2002 Kalaba Anadolu Lisesi, Ankara

Yabancı Dil

İngilizce
Almanca

İlgi Alanları

- 1) Çeşitli oral hastalıkların teşhisinde kullanılan özel radyografi teknikleri
- 2) Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
- 3) Ultrason Görüntüleme
- 4) Manyetik Rezonans Görüntüleme

Katıldığı Kongreler

- 1) 20th Congress of the Balkan Stomatological Society (Bass) 2015
- 2) 21st Congress of the Balkan Stomatological Society (Bass) 2016
- 3) FDI Annual World Dental Congress (AWDC 7-10th of September) 2016
- 4) 22nd Congress of the Balkan Stomatological Society (Bass) 2017
- 5) 23rd TDA International Dental Congress 2017
- 6) 5th EADMFR Junior Meeting 2018

Çalışmalar

- 1) Ali Altındağ, M. Hakan Kurt, M. Eray Kolsuz “TONSILLOLITH OF PALATINE TONSILS: A CASE REPORT” 20th Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS) 23-26th of April, 2015 Bucharest, Romania (Poster Sunumu)

- 2) Ali Altındağ, Poyzan Bozkurt, Kaan Orhan, Bengi Öztaş ‘‘Dentigerous cyst associated with mesiodens: a case report’’ 21th Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS) 12-15th of May, 2016 Banjaluka, Bosnia and Herzegovina (Poster Sunumu)
- 3) Hakan Eren, Ali Altındağ, Kaan Orhan ‘‘Oral irritation fibroma of buccal mucosa: three cases’’ 21th Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS) 12-15th of May, 2016 Banjaluka, Bosnia and Herzegovina (Poster Sunumu)
- 4) M. Eray Kolsuz, Ali Altındağ, Poyzan Bozkurt ‘‘Pheripheral giant-cell granuloma of the maxilla: a case report’’ 21th Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS) 12-15th of May, 2016 Banjaluka, Bosnia and Herzegovina (Poster Sunumu)
- 5) Ali Altındağ, Poyzan Bozkurt, Kaan Orhan ‘‘ Adenomatoid hyperplasia of oral minor salivary glands: a rare case report’’ FDI 2016 Annual World Dental Congress 7-10 September, 2016 Poznan, Poland (Poster sunumu)
- 6) Ali Altındağ, Hakan Avsever, Oğuz Borahan, Mesut Akyol, Kaan Orhan ‘‘Incidental Findings in Cone-Beam Computed Tomographic Images: Calcifications in Head and Neck Region’’ 22th Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS) 4-7th of May, 2017 Thessaloniki, GREECE (Sözlü Bildiri)
- 7) Dentigerous cyst associated with maxillary third molar: A case report Ali Altındağ, Poyzan Bozkurt, Kaan Orhan (Poster Sunumu) 3rd conference of Oral Health and Rehabilitation, 11-13,2017, Kazimierz Dolny, POLAND (Poster sunumu)
- 8) ‘‘Cone-beam Computerized tomography assesment of buccal bone after consecutively maxillary expansions and constrictions: Apreliminary clinical study’’ Hatice Gökalp, Gizem Gül Tanış, Kaan Orhan, Ali Altındağ 93rd Congress of the European Orthodontic Society Montreux, SWITZERLAND June 5-10,2017 (Poster sunumu)
- 9) Dental İmplantolojide Mekanik Komplikasyon Vakaları/Some Cases About Mechanical Complications In Dental İmplantology Ali Altındağ, Sadullah Üçtaşlı, Poyzan Bozkurt TDA 23rd International Dental Congress 21-24 September 2017 İstanbul, TÜRKİYE (Sözlü bildiri)
- 10) Radyopak Lezyona Ait 3 Yıllık Takip: Biyopsi Her Zaman Gerekli mi?/Three Years Follow-Up of A Radiopaque Lesion:Is Biopsy Really Necessary? Ali Altındağ, Poyzan Bozkurt TDA 23rd International Dental Congress 21-24 September 2017 İstanbul, TÜRKİYE (Poster Sunumu)
- 11) Diffüz Kronik Sklerozan Osteomiyelit Vaka Raporu/Diffuse Cronic Scleorising Osteomyelitis Gül Sönmez, Ali Altındağ, Eda Naifoğlu, Kıvanç Kamburoğlu

TDA 23rd International Dental Congress 21-24 September 2017 İstanbul, TÜRKİYE
(Sözlü bildiri)

12) Ali Altındağ, Kaan Orhan “Specialist Training Programme For Dentomaxillofacial Radiology In Turkey” 5th EADMFR Junior Meeting 4-7 February,2018 Budapest, Hungary (Sözlü bildiri)

Yayınlar

1) Ali Altındağ, Hakan Avsever, Oguz Borahan, Mesut Akyol, Kaan Orhan.
Incidental Findings in Cone-Beam Computed Tomographic Images: Calcifications in Head and Neck Region
Balkan Journal of Dental Medicine. 21(2): 100-107

2) KISSING MOLARS: REPORTS OF THREE CASES INVOLVING SUPERNUMERARY TOOTH, DENTIGEROUS CYST AND FIBRO OSSEOUS LESION Kissing Molarlar: Süpernümere Diş, Dentigeröz Kist ve Fibro-Osseöz Lezyon ile İlişkili Üç Vaka
Cumhuriyet Dental Journal Cilt 20/2 (72-76)

Ödüller

BEST ORAL PRESENTATION AWARD Ali Altındağ, Hakan Avsever, Oğuz Borahan, Mesut Akyol, Kaan Orhan “Incidental Findings in Cone-Beam Computed Tomographic Images: Calcifications in Head and Neck Region” 22th Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS) 4-7th of May, 2017 Thessaloniki, GREECE

Üyelikler

European Academy Dentomaxillofacial Radiology (EADMFR)

Türk Diş Hekimleri Birliği (TDB)

Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği (ODMFRDER)

Ankara Diş Hekimleri Odası (ADO)