

**T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANS ÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**



**KONVANSİYONEL UYGULAMALARDA HASTALARIN ALDIKLARI
ORGAN DOZLARI VE ETKİN DOZUN PCXMC PROGRAMI
YARDIMIYLA HESAPLANMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Hoda TORKAN MALAYERİ
(Y1516.020009)**

**Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı**

Ekim, 2019

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANS ÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



KONVANSİYONEL UYGULAMALARDA HASTALARIN ALDIKLARI
ORGAN DOZLARI VE ETKİN DOZUN PCXMC PROGRAMI
YARDIMIYLA HESAPLANMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Hoda **TORKAN MALAYERİ**
(Y1516.020009)

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Hasan SAYGIN
Tez Eş Danışmanı: Prof. Dr. İlkay TÜRK ÇAKIR

Ekim, 2019

TEZ ONAY BELGESİ

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ



YÜKSEK LİSANS TEZ ONAY FORMU

Enstitümüz Sağlık Fiziği Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans Programı Y1516.020009 numaralı öğrencisi Hoda TORKANMALAYERİ'nin “KONVENSİYONEL UYGULAMALARDA HASTALARIN ALDIKLARI ORGAN DOZLARI VE ETKİN DOZUN PCXMC PROGRAMIYLA HESAPLANMASI” adlı tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 05.07.2019 tarih ve 2019/09 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından oybirliği/oyçokluğu ile Tezli Yüksek Lisans tezi 31.10.2019 tarihinde kabul edilmiştir.

	<u>Unvan</u>	<u>Adı Soyadı</u>	<u>Üniversite</u>	<u>İmza</u>
ASIL ÜYELER				
Danışman	Prof. Dr.	Hasan SAYGIN	İstanbul Aydın Üniversitesi	
1. Üye	Dr. Öğr. Üyesi	Sinan KUDAY	İstanbul Aydın Üniversitesi	
2. Üye	Doç. Dr.	İsmail Hakkı SARPUN	Akdeniz Üniversitesi	

ONAY

Prof. Dr. Ragıp Kutay KARACA
Enstitü Müdürü



YEMİN METNİ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “Konvansiyonel Uygulamalarda Hastaların Aldıkları Organ Dozları ve Etkin Dozun PCXMC Programı Yardımıyla Hesaplanması” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadar ki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin kaynakça da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim. (.../.../2019)

Hoda TORKAN MALAYERI





ÖNSÖZ

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici ve destek olan, kullandığı her kelimenin hayatımda kattığı önemini asla unutamayacağım saygıdeğer danışman hocam Prof. Dr. Hasan SAYGIN teşekkürü bir borç bilirim. Bu zorlu süreçte, değerli bilgilerini benimle paylaşan, kendisine ne zaman danışsam bana kıymetli zamanını ayırıp sabırla ve ilgiyle bana faydalı olabilmek için elinden gelenden fazlasını sunan her türlü sorunun aşılmasında bana yardımcı olan eş danışmanım Prof. Dr. İlkay TÜRK ÇAKIR, çalışmam boyunca benden bir an olsun yardımlarını esirgemeyen arkadaşım Av. Merve BALABAN sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum ve son olarak üniversite hayatım boyunca bana destek olan, sabır ve özveriyle her daim arkamda duran değerli aileme sonsuz şükranlarımı sunuyorum.

Ekim, 2019

Hoda TORKAN MALAYERİ



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALAR	x
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xiv
ÖZET.....	xvi
ABSTRACT	xviii
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı	1
1.2 Literatür Araştırması	2
2.KURUMSAL TEMELLER.....	5
2.1 Radyasyon	5
2.1.1 Radyasyon sınıflandırması.....	5
2.1.2 Radyasyon dozu	6
2.1.3 Radyasyonun hücre ile etkileşmesi.....	7
2.1.4 Biyolojik etkilerin sınıflandırması	9
2.1.5 Radyasyonun tıbbi uygulamaları	10
2.2 Hasta Dozimetresi	11
2.2.1 Doz ölçüm parametreleri	11
2.2.2 Hasta dozu ölçüm yöntemleri	12
2.2.2.1 Giriş dozu ölçümleri.....	12
2.2.2.2 Derinlik dozu ölçümleri	16
2.2.2.3 Organ doz ölçümleri.....	17
2.2.2.4 Diyagnostik referans seviyeleri (DRL)	19
2.3 Radyografi	20
2.3.1 Konvansiyonel röntgen sistemi.....	20
2.3.1.1 Konvansiyonel röntgen cihazlarının çalışma prensibi	20
2.3.1.2 X-ışın tüpü ve jeneratörü.....	20
2.3.1.3 X-ışınının dokularla etkileşim.....	22
2.3.2 X-ışını Miktarına Etki Eden Faktörler	22
2.3.2.1 Tüp Gerilimi (kV)	22
2.3.2.2 Tüpün akım şiddeti.....	22
2.3.2.3 Mesafe	23
2.3.2.4 Ek filtrasyon	23
2.3.3 X-ışını kalitesi etkileyen faktörler	23
2.3.3.1 Filtrasyon	23
2.3.3.2 X-ışını enerjisi kilovolt (kVp).....	24
2.3.3.3 Kullanılan X-ışın tüpü anot yapısı	24
2.3.3.4 Jeneratör dalga şekli.....	24
2.3.4 Radyografik kalite.....	25

2.3.4.1 Radyografik kalitesini etkileyen faktörler.....	25
2.3.5 Yapılan klinik incelemeler.....	25
2.3.5.1 Akciğer grafisi (Antero-Posterior (AP), Lateral (LAT)).....	25
2.3.5.2 Kafatası grafisi (AP)	26
2.3.5.3 Pelvis grafisi (AP)	26
2.3.5.4 Tspine (AP, LAT)	26
2.3.5.5 Lspine (AP, LAT)	27
2.4 PCXMC Programı ve İçeriği.....	28
3.MATERYAL VE YÖNTEM.....	29
3.1 Radyolojik İncelemelerde Kullanılan Sistem.....	29
3.2 Veri Değerlendirmede Kullanılan Program.....	33
3.3 Yöntem	35
3.3.1 Hasta verileri toplanması	36
3.3.2 PCXMC programı.....	36
3.3.2.1 PCXMC programı giriş sayfası.....	36
3.3.2.2 Examination data (Tetkik bilgileri).....	37
3.3.2.3 Simulate (benzetmek).....	38
3.3.2.4 Change X-ray spectrum (X-ışını Spekturumunu değiştir)	39
3.3.2.5 Compute dose (doz hesaplama)	39
3.3.3 Hasta giriş dozu teorik hesabı.....	40
4. BULGULAR	45
4.1 Hastaların Fiziksel Özellikleri ve İnceleme Teknik Parametreleri.....	45
4.2 Giriş ve Etkin Doz Belirlenmesi.....	46
4.3 Giriş Dozu Literatür İle Karşılaştırması	47
4.4 Etkin Dozun Literatür ile Karşılaştırması	49
4.5 Organ Dozları Belirlenmesi.....	51
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	53
KAYNAKLAR	57
ÖZGEÇMİŞ.....	61

KISALTMALAR

μ_d	: Doku Kütle Azalım Faktörü
μ_h	: Hava Kütle Azalım Faktörü
D_d	: Derinlik doz
$K_{a,e}$: Giriş Yüzey Hava Kerma
Al	: Alüminyum
ALARA	: Az Low az Reasonably Achievable
AP	: Ön-Arka Projeksiyon
Chest	: Göğüs
Cm	: Santimetre
Cu	: Bakır
DAP	: Doz Alan Değeri
DNA	: Deoksiribo Nükleik Asit
DRL	: Doz Referans Seviyesi
ED	: Etkin Dozu
ESD	: Giriş Yüzey Doz
GCD	: Giriş Cilt Dozu
GSF	: Geri Saçılma Faktörü
Gy	: Gray
Head	: Kafatası
HK	: Hava Kerma
HVL	: Yarı Değer Kalınlığı
ICRP	: Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu
Kg	: Kilogram
Kv	: Kilovolt
kVp	: Kilovolt Tepe Değeri
L spine	: Lumber Vertebra
LAT	: Yan Projeksiyon
mA	: Miliamper
mAs	: Miliamper saniye
Mm	: Milimetre
mR	: Miliröntgen
mSv	: Mili Sievert
NDRL	: Ulusal Doz Referans Seviyesi
ODM	: Odak Deri Mesafesi
OFM	: Odak Noktası- Fantom Mesafesi
PA	: Arka-Ön Projeksiyon
Pelvis	: Leğen Kemiği
PKA	: Hava Kerma Bölgesi Sonucu
R	: Röntgen
SSD	: Kaynak Cilt Mesafesi
T spine	: Torakal Vertebra
TAR	: Doz Hava Oranı
TDF	: Ters Kare Düzeltme Faktörü

TLD : Termolüminesans Dozimetre
V : Volt



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1.1 : ICRP 60 organ ağırlık faktörleri.....	3
Çizelge 1.2 : ICRP 103 organ ağırlık faktörleri.....	4
Çizelge 2.1 : Radyasyon çalışanları ve toplum üyesi kişiler için doz sınırları	7
Çizelge 3.1 : PCXMC'de yer alan matematiksel fantom boyutları.....	34
Çizelge 4.1 : Konvansiyonel röntgen uygulamalarında hastaların fiziksel özellikleri ve inceleme tekniği parametrelerinin özeti	45
Çizelge 4.2 : Konvansiyonel radyografi uygulamalarda tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için giriş yüzey dozu ve etkin doz (ICRP103) değerleri	46
Çizelge 4.3 : Konvansiyonel radyografi uygulamalarda tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için giriş yüzey dozu ve etkin doz (ICRP60) değerleri	47
Çizelge 4.4 : Tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için giriş yüzey dozunun (ESD), literatürde rapor edilmiş değerlerle karşılaştırılması	48
Çizelge 4.5 : Tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için elde edilen etkin dozların literatürde rapor edilmiş değerlerle karşılaştırılması	50
Çizelge 4.6 : Her bir radyografi için en yüksek dozu alan üç organ (mGy).....	52



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Hücre Yapısı.....	8
Şekil 2.2 : Kromozomların yapısı.....	8
Şekil 2.3 : Doz ölçüm parametreleri.....	12
Şekil 2.4 : Giriş dozu TLD veya iyon odası ile ölçme	13
Şekil 2.5 : İyon odası ile x-ışın doz ölçmesi.....	14
Şekil 2.6 : Doz alan çarpımının şematik gösterimi.....	14
Şekil 2.7 : Havada 1m. mesafede tüp filtrasyonu ve kVp değerlerine göre tek faz sistemler için hava kerma değerleri.....	16
Şekil 2.8 : İnsan vücudunun matematiksel dizaynı	18
Şekil 2.9 : X-ışını tüpünün yapısı	21
Şekil 2.10: Tüp voltajının X-ışın spektrumuna etkisi.....	24
Şekil 2.11: Voltaj dalga şeklinin X-ışına etkisi	25
Şekil 3.1 : Süspansiyon Sistemi SC3000.....	30
Şekil 3.2 : Röntgen tüpü (Varian A-196) teknik çizimi	31
Şekil 3.3 : Röntgen tüpü (Varian A-196) cihaz üzerinde görünümü.....	32
Şekil 3.4 : Ralco R 302 Dacs/A Kolimatör	33
Şekil 3.5 : PCXMC’de temel fantomların anterior görüntüleri. (a) yetişkin fantom 178,6 cm/73,2 kg, (b) 15-yaşında fantom 168.1 cm/56,3 kg, (c) 10-yaşında fantom 139,8 cm/32,4 kg, (d) 5-yaşında fantom 109,1 cm/19,0 kg, (e) 1-yaşında fantom 74,4 cm/9,2 kg (f) yeni doğan fantom 50,9 cm/3,4 kg.	35
Şekil 3.6 : PCXMC giriş sayfası.....	36
Şekil 3.7 : Radyografik inceleme teknik bilgilerini içeren ara yüzü	37
Şekil 3.8 : PCXMC programının arayüzü-1	38
Şekil 3.9 : PCXMC programının arayüzü-2	38
Şekil 3.10: PCXMC programının spektrum değiştirme arayüzü.....	39
Şekil 3.11: PCXMC programında doz miktarı ve ölçüm çeşidi belirlenmesi	40
Şekil 3.12: Hasta dozu ölçüm geometrisi (ICRP-34)	41
Şekil 3.13: Havada 1m. mesafede tüp filtrasyonu ve kVp değerlerine göre tek faz sistemler için mGy/mAs olarak hava kerma değerleri (ICRP-34)	42
Şekil 3.14: PCXMC programının doz hesaplama sayfası	43
Şekil 4.1 : Tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için giriş yüzey dozunun (ESD), literatürde rapor edilmiş değerlerle karşılaştırılması.....	49
Şekil 4.2 : Tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için elde edilen etkin dozların literatürde rapor edilmiş değerlerle karşılaştırılması.....	51



**KONVANSİYONEL UYGULAMALARDA HASTALARIN ALDIKLARI
ORGAN DOZLARI VE ETKİN DOZUN PCXMC PROGRAMI
YARDIMIYLA HESAPLANMASI**

ÖZET

Hastalıkların teşhisinde yüksek teknolojiye sahip radyolojik görüntüleme sistemlerinin kullanımı son yıllarda giderek yaygınlaşmıştır. Bugün birçok hastalığın erken tanısının yapılabilmesi bu teknolojik gelişmeler sayesinde olmaktadır. Diğer taraftan radyolojik görüntüleme sistemlerinin bu kadar yaygın kullanımının; hastaların, teknikerlerin ve hekimlerin maruz kaldığı radyasyon miktarını da arttırdığı bilinmektedir.

Radyolojik görüntüleme sistemlerinde yüksek verimli X-ışınlarının kullanımı, stokastik etkilerin yanında deterministik etkilerin de gözlenme olasılığını arttırmıştır. Bu durum hastaya özgü dozimetrik çalışmaların önemini ortaya koymaktadır. Bu kapsamda bilimsel ve sosyal farkındalığın artması ile radyolojik uygulamalarda hastaya özgü dozimetri çalışmaları da yaygınlaşmaktadır.

Tanısal radyolojide kullanılan dozlara bağlı radyasyon risklerinin var olduğu kabul edilerek, tüm radyolojik incelemelerde gerekçelendirme ve optimizasyon ilkelerine sadık kalınmalıdır. Optimizasyon, kabul edilebilir en düşük doz ("As Low As Reasonably Achievable", ALARA) prensibine dayanır ve görüntüleme tekniğinin tanısal amaca göre düzenlenmesini gerektirir.

Bu tez çalışmasında, SHING YOUNG marka SC3000 model tek tüplü konvansiyonel röntgen tetkiki gerçekleştirilmiş 543 hasta için ilgili hastaya özgü dozimetrik çalışma retrospektif olarak gerçekleştirilmiştir. Radrografik tetkiki gerçekleştirilen hastaların fiziksel parametreleri (kilo, boy v.b) ve incelemelerin teknik parametreleri sistematik bir şekilde kayıt altına alınmıştır. Bu veriler ışığında Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesininin 34 nolu raporunun rehberliğinde teorik olarak hasta giriş dozları ve PCXMC programı aracılığı ile ilgili hastaya ait etkin dozlar ve organ dozları hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar ise, uluslararası referanslarda yer alan doz değerleri ile karşılaştırılmıştır.

Farklı görüntüleme yöntemlerinden yapılan doz değerlendirme araştırması, bazı sağlık tesisleri ve kurumları arasında aynı uygulama, prosedür ve ortak özelliklere sahip olan hasta gruplarında önemli farklılıklar göstermektedir. Bu nedenle bu tez çalışması her hasta için dozimetrik çalışmanın yapılmasının önemini ortaya koymuştur. Bu sayede optimum görüntü kalitesinin sağlanması için en temel ilkelerinden biri olan doz aralığı belirlenebilecek ve radyasyondan korunma prensiplerinin gereklilikleri karşılanacaktır.

Bu çalışma ile ileride yapılabilecek olan dozimetrik çalışmalarla belirlenecek ulusal referans doz seviyelerine katkıda bulunmak hedeflenmiştir.

Anahtar Kelimeler: *Radyasyon, Etkin doz, Hasta, Organ doz, PCXMC, Konvansiyonel Röntgen.*



CALCULATION OF ORGAN DOSES AND EFFECTIVE DOSE OF PATIENT WITH PCXMC SOFTWARE IN CONVENTIONAL APPLICATIONS

ABSTRACT

During the last years, using high technology radiological imaging systems for determining diseases has been widely spreaded. This technological improvement has been the reason for determining many diseases earlier nowadays.

The use of high-throughput X-ray in radiological imaging systems increases stochastic effects as well as deterministic effects. In this case, this is the reason why the importance patient-specific dosimetry studies. In this context, patient-specific dosimetry studies have become more common in radiological applications.

While accepting the fact that radiation risks are available within the doses used in general radiology, the principles of justification and optimization must be keep to in all radiological examinations. The optimization is based on the ('AR As Low As Reasonably Achievable', ALARA) principle and requires the adjustment of the general imaging techniques according to the diagnostic purpose.

In this study, SHING YOUNG brand SC3000 model single-tube conventional x-ray examination was performed for 543 patients. The specific dosimetric study to the related patient was conducted retrospectively. The physical parameters (weight, hight, etc.) of the patients and the technical parameters of examination were recorded systematically. In the light of these data, the effective dose and organ doses of the patient related calculated with theoretical patient input doses guided by the International Radiation Protection Committee report No. 34 and PCXMC program. The results obtained were compared with the dose values in international references.

Dose assessment research from different imaging modalities shows significant differences between some health facilities and institutions in groups of patients with the same practice and procedure and common characteristics. Therefore, this thesis study revealed the importance of patient-specific dosimetric. In this way, one of the most basic principles to ensure optimum image quality of the dose range can be determined and the requirements of radiation protection principles will be fulfill.

The aim of this study is to contribute to national reference dose levels to be determined by future dosimetric studies.

Keywords: *Radiation, Effective dose, Organ dose, PCXMC, Conventional application.*



1. GİRİŞ

Ülkemizde ve dünyada yapay radyasyon kaynaklarından maruz kalınan radyasyon dozuna en önemli katkı radyasyonun tıbbi uygulamalarından kaynaklanmaktadır. Radyasyonun tıbbi uygulamaları pek çok çeşitlilik göstermekle birlikte oldukça yaygın olarak kullanılmakta olan konvansiyonel radyografik incelemelerden kaynaklı radyasyon dozu, yapay radyasyon kaynakları içinde toplum dozuna yüksek katkısı ile dikkat çekmektedir. Konvansiyonel radyografik incelemelerle; insanın yapısı ve insanın anatomisiyle ilgili bilgiler, X-ışınlarının bir film üzerinde görüntüsünün oluşturulması ve değerlendirilmesiyle elde edilir. Bu çalışmada PCXMC program ile konvansiyonel X-ışını uygulamalarından kaynaklı hastaların aldığı radyasyon dozları; SHING YOUNG marka SC3000 model tek tüplü röntgen cihazından alınan veriler kullanılarak hesaplanmış ve elde edilen sonuçlar uluslararası referans doz seviyeleri ile karşılaştırılmıştır.

1.1 Tezin Amacı

Ulusal ve Uluslararası kurullar tarafından tanımlı radyasyondan korunma prensiplerine göre, radyografik uygulamalarda hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu en aza indirmek ve hastanın radyasyon güvenliğini sağlamak için, istenilen bölgenin optimum görüntüsünü elde edecek şekilde minimum hasta dozunda çekimlerin gerçekleştirilmesinin periyodik olarak takibi temel prensip olarak benimsenmiştir. Hastaya yapılan uygulamanın doz optimizasyonunun kontrolü ancak hastalar için yapılan dozimetri takibi ile mümkündür. Radyografik uygulamanın amacı; en düşük doz ve en az hata ile en iyi görüntünün elde edildiği tanısal bilgiye ulaşmaktır.

Kullanılan ışınlama parametrelerinin bilinçli bir şekilde belirlenmesi daha iyi bir görüntü elde edilmesi ve cihazın doğru kullanımı için gereklidir. Bu çalışma ile, hastanın aldığı radyasyon dozunu etkileyen ışınlama parametrelerinin, yapmış olduğumuz çalışma kapsamında kullanıcıdan temin edilerek, hasta spesifik doz hesabı yapılmıştır. Yapmış olduğumuz çalışmanın daha geniş alana

yaygınlaştırılmasının kullanıcılar/uygulayıcılar arasında radyografik çalışmalardan kaynaklı alınan dozun farkındalığını arttıracığı, iyonlaştırıcı radyasyonun zararlarından korunma hususuna hasta ve çalışan güvenliği açısından katkı sağlayacağı öngörülmektedir. Bu farkındalık şüphesiz hastanın ve uygulayıcının radyasyon dozlarının azaltılmasına, gereksiz ışınlamaların önlenmesine de katkı sağlayacaktır. Ayrıca hastanın uygulanan protokol sonucunda uygulamaya özgü almış olduğu doz hususunda bilgilendirilmesini sağlayacaktır. Konu ulusal mevzuat yönünden değerlendirildiğinde, Kuruluş yetkilisinin sorumluluğunda olan “tıp alanındaki radyasyon uygulamalarında hastanın maruz kalacağı radyasyon dozunun organ ve tüm vücut dozu olarak uygulama protokolleri çerçevesinde önceden hastaya bildirilmesi” hususunda kuruluşun yerel referans doz seviyesini belirlemesine katkı sağlayacaktır. Radyografik alanda yapılan uygulamalarda güvenlik önlemlerini uluslararası standartlara ve verilere uygun seviyede almak ve gerçek güvenilir sonuçlara ulaşıldığından emin olmak gerekir.

Ulaşılan sonuçların değerlendirilmesi radyasyondan korunmayı sağlamak için yapılmakta olan çalışmaları destekleyecek, doz kontrol sisteminin alt yapısına ve daha sonra yapılacak çalışmalara katkı sağlayacaktır.

1.2 Literatür Araştırması

PCXMC programı, medikal x-ışın incelemelerinde hastaların organ dozu ve etkin dozlarını hesaplayan bir Monte Carlo programıdır. Programda göz önüne alınan organ ve dokulardan bazıları; kalp, böbrekler, karaciğer, tükürük bezleri, iskelet, mide, tiroid, beyin, yumurtalıklar, testislerdir.

Program, ICRP 60 (1991)’ın eski doku ağırlık faktörleri ve ICRP 103 (2007)’ün mevcut doku ağırlık faktörlerinin her ikisi ile etkin dozu hesaplar. Anatomik veri; 6 farklı yaşta hastanın tanımlandığı (yeni doğan, 1, 5, 10, 15 ve yetişkin) Cristy ve Eckerman (1987)’nin matematiksel hermaphrodite fantom modeline dayanır. Bu programın en önemli üstünlüğü fantom boyutlarının, keyfi ağırlık ve uzunluktaki bir hastaya göre ayarlanabilir olmasıdır.

PCXMC programında kullanılan doz hesaplama metodu Monte Carlo metodudur. Foton geçişinin Monte Carlo hesabı, foton ve kütle arasındaki etkileşmelerin

olasılıklı matematiksel modellemesine dayanır. Hesaplanan organ dozları, ışınlamanın neden olduğu stokastik risklerin değerlendirilmesi için kullanılabilir.

Tanı amaçlı tetkiklerde radyasyonun deterministik etkilerinden çok stokastik etkileri söz konusu olmasına rağmen, gelişen teknoloji ile birlikte yüksek x-ışını verimli sistemlerin üretilmesiyle paralel deterministik etkilerin görülmesi, dozun tespitinin önemini ve gerekliliğini gündeme getirmiştir. Radyasyonun gözlenebilen bir etkisinin oluşması için belli bir eşik değer üzerinde ışınlamanın gerektiği deterministik etkilerde, radyasyon dozu eşik değer altında ise herhangi bir etki gözlenmez. Radyasyonun stokastik etkisinde, düşük seviyeli radyasyon ışınlamalarının olması durumunda radyasyon hasarı belli bir olasılıkla ifade edilir ve genel olarak somatik ve genetik olmak üzere iki tipte incelenir. Somatik etki, radyasyon sonucu organizmada meydana gelen etkilerin o canlının yaşam süresi içinde kendisinde açığa çıkmasıdır. Genetik etki ise ışınlanan kişilerin üreme hücrelerinin radyasyondan etkilenmesi sonucu bir sonraki nesilde doğuştan gelen hastalıkların ortaya çıkmasıdır (Arslan N, 2017).

Organ dozlarının hesaplanması ile stokastik riskler saptanabilmektedir. Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (International Commission on Radiological Protection- ICRP) bu amaçla etkin doz kavramını tanımlamıştır. Radyasyona duyarlı olan on iki organ için, etkin doz (E) hesaplanması sırasında Çizelge 1.1 (ICRP 60) ve Çizelge 1.2 (ICRP 103)'de verilen ağırlık faktörleri dikkate alınır.

Çizelge 1.1: ICRP 60 organ ağırlık faktörleri

Organ	Ağırlık Faktörü
Gonadlar	0,20
Kemik iliği	0,12
Alt sindirim sistemi	0,12
Akciğer	0,12
Mide	0,12
Mesane	0,05
Meme	0,05
Karaciğer	0,05
Özefagus	0,05
Tiroid	0,05
Kemik yüzeyi	0,01
Deri	0,01
Diğer organlar *	0,05

Kaynak: (ICRP 60, 1999)

Çizelge 1.2: ICRP 103 organ ağırlık faktörleri

Organ	Ağırlık Faktörü
Gonadlar	0,08
Kemik iliği	0,12
Alt sindirim sistemi	0,12
Akciğer	0,12
Mide	0,12
Mesane	0,04
Meme	0,12
Karaciğer	0,04
Özefagus	0,04
Tiroid	0,04
Kemik yüzeyi	0,01
Deri	0,01
Diğer organlar	0,12

Kaynak: (ICRP 103, 2007)

2.KURAMSAL TEMELLER

2.1 Radyasyon

Radyasyon, yapay veya doğal halde bulunan radyoaktif çekirdeklerin, kararlı hale geçmek üzere ortama yaydıkları elektromanyetik dalga ve hızlı parçacıklar şeklinde yayılım gösteren yüksek enerji olarak tanımlanır. Radyasyonun bir başka tanımı ise, mevcut olduğu kaynaktan çıkarak ortam ve boşlukta ilerleyen bir enerjidir.

2.1.1 Radyasyon sınıflandırması

Dalga ve parçacık biçimli olmak üzere iki türde sınıflandırılmaktadır. Dalga şeklindeki radyasyon; herhangi bir kütlesi bulunmayan yeterli miktarda enerjisi olan türdedir. Bu tür radyasyon, ortamda titreşim hareketi ile ilerleyen elektrik ve manyetik dalgalarına benzemektedir. Parçacık türü radyasyon; dalga türü radyasyondan kütlesi bakımından oldukça farklıdır. Parçacık türü radyasyon normal şartlarda gözle görülmeyecek biçimde küçük ve hızlı yol almaktadır. Dalga türü radyasyonda kütesizken, parçacık türü radyasyonun kütle ve enerjisi mevcut olup oldukça (dalga türünden) yüksek hızda yol alan küçük “parçacıklar” olarak görülmektedir.

Radyasyon alt sınıflarından parçacık ve dalga türü radyasyonlar; iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan olarak iki grupta incelenir. Radyasyon alt grupları arasında yer alan iyonize radyasyon, iyonize olmayan radyasyona göre daha fazla miktarda enerjiye sahip olup, ilerledikleri ortamda bulunan atomların ve moleküllerin yapılarından elektron ayırabilen ışınlardır. İyonize radyasyon, canlılara temasında (özellikle kontrolsüz temaslarda) doku ve hücrelere zarar verebilmektedir (Kurtman, 2018). İyonize radyasyon, özellikle tıp alanında tanı konulma işlemleri sırasında ve tedavilerde sıkça kullanılmaktadır.

İyonize olmayan radyasyon; oldukça az enerjili olup ilerledikleri madde içinde iyon ortaya çıkarmayıp, molekül ve atomların titreşimsel, elektronik ve döngüsel değerlerini değiştiren ışınlardır (NG, 2003). Herhangi bir kimyasal farklılığa sebep olabilecek enerjisi olmayan iyonize olmayan ışınlar hücre içerisinde bulunan

yapıların yer değişimine sebep olabilecek enerjiye sahiptir (Emo, 2005). İyonize olmayan radyasyona bakıldığında mikrodalgalar, kızılötesi, wifi, radyo dalgaları ve görünen lazer ışınları bu radyasyona örnek olarak gösterilir (Çimen, Erdoğan ve Oğul, 2017).

İyonize olmayan radyasyonun sağlığa etkileri bilim açısından cevap bekleyen sorular arasındadır. Bu tür radyasyonun olumsuz sağlık sorunu oluşturmayaacağına yönelik tespitler (Emo, 2005; Derin, 2017; Pala, 2012) bulunmasına karşın olumsuz sağlık etkileri oluşturduğunu gösteren çalışmalarında mevcuttur (IARC, 2013).

2.1.2 Radyasyon dozu

Bir maddenin tabi olduğu ölçüm sistemi cinsinden hesaplanan belli bir zaman içerisinde maruz kalınan miktarı, doz olarak tanımlanır. Radyasyonun maruz kalınan miktarını belirlemede radyasyon dozu kavramı ortaya çıkmaktadır. Radyasyon dozu hedef kütle için belirli bir sürede maruz kaldığı radyasyon miktarıdır. Doğada bulunan tüm zararlı maddeler insan vücuduna temas etmesi halinde birtakım sorunlara, alerjik reaksiyonlara ya da biyolojik sorunlara neden olmaktadır. Sebep olunan hasar veya sorunlar ise temas eden maddenin çeşidi, temas etme şekli, maruz kalma miktarı ve süresi yönünden farklılık göstermektedir.

Radyasyon uygulamalarında zararlı etkilerin azaltılması için doz oranı (mümkün olduğu sürece) mümkün olan en düşük miktarda, güvenilir ve doğru biçimde uygulanmalıdır. Bu sayede radyasyonun olumsuz etkileri engellenmiş, hasta ve sağlık çalışanlarının riski azaltılmış olacaktır.

Ulusal mevzuat gereği, tıbbi ışınlamalar hariç, izin verilen tüm ışınlamaların neden olduğu ilgili organ veya dokudaki eşdeğer ve etkin doz Radyasyon Güvenliği Yönetmeliğinde belirlenmiş olup aşağıda çizelge ile verilen yıllık doz sınırlarını aşamaz.

Ülkemizde yıllık doz sınırları sağlığa zarar vermeyecek şekilde uluslararası standartlara uygun olarak, radyasyon görevlileri ve toplum üyesi kişiler için ayrı ayrı belirlenmiştir. Yıllık toplam doz aynı yıl içindeki dış ışınlama ile iç ışınlamadan alınan dozların toplamıdır. Kişilerin, denetim altındaki kaynaklar ve uygulamalardan dolayı bu sınırların üzerinde radyasyon dozuna maruz kalmalarına izin verilemez ve bu sınırlara tıbbi ışınlamalar ve doğal radyasyon nedeniyle maruz kalınacak dozlar dahil edilemez. Radyasyon görevlileri için etkin doz ardışık beş yılın ortalaması 20

mSv'i, herhangi bir yılda ise 50 mSv'i geçemez. El ve ayak veya cilt için yıllık eşdeğer doz sınırı 500 mSv, göz merceği için 150 mSv'dir. Toplum üyesi kişiler için etkin doz yılda 1 mSv'i geçemez. Özel durumlarda; ardışık beş yılın ortalaması 1 mSv olmak üzere yılda 5 mSv'e kadar izin verilir. Cilt için yıllık eşdeğer doz sınırı 50 mSv, göz merceği için 15 mSv'dir (Çizelge 2.1).

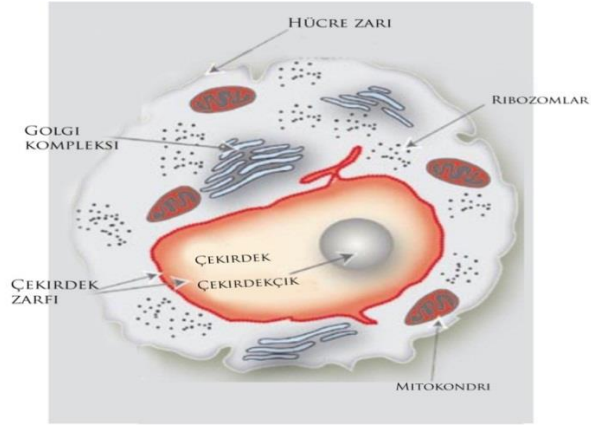
Çizelge 2.1: Radyasyon çalışanları ve toplum üyesi kişiler için doz sınırları

		Radyasyon çalışanları	Halk
Etkin doz sınırı	Ardışık 5 yılın ortalaması	20 mSv/yıl	1 mSv/yıl
	Herhangi bir yılda	50 mSv/yıl	5 mSv/yıl
Yıllık Organ Eşdeğer Doz Sınırı	Göz merceği	150mSv/yıl	15 mSv/yıl
	Cilt (cm^2)	500 mSv/yıl	50 mSv/yıl
	El-ayak	500 mSv/yıl	50 mSv/yıl

Kaynak: TAEK, Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği (10.Madde, 2004)

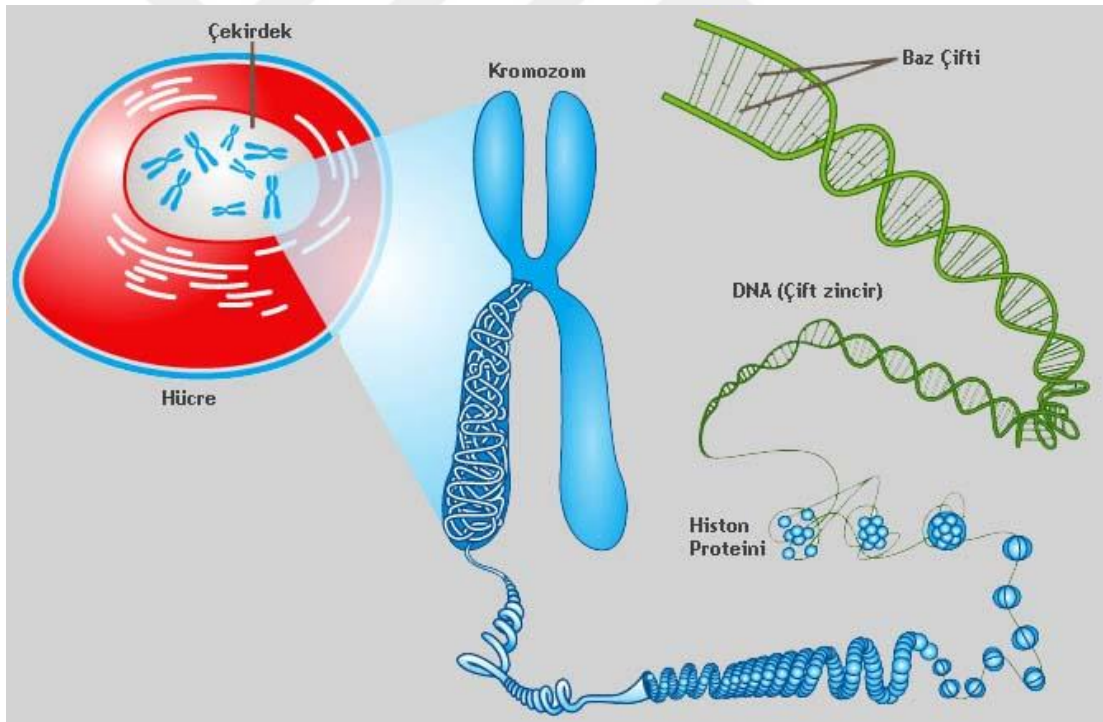
2.1.3 Radyasyonun hücre ile etkileşmesi

Radyasyonun canlı vücuduna teması ardından etkilenen yapılar arasında hücre de bulunmaktadır. Canlılarda yer alan hücre, dış yüzeyde zar, zarın alt kısmında jel yapısındaki stoplazma ve hücre çekirdeği (hücresinin merkezi konumunda) olmak üzere üç kısımdan oluşmaktadır (Şekil 2.1). Hücreyi meydana getiren bu üç yapı farklı kısımlardan oluşmaktadır. Bunlardan çekirdeğin iç kısmında bulunan kromozomun görevi; hücrenin davranışlarına yönelik barındırdığı bilgileri kendinden sonra gelecek nesillere değişmeden aktarılmasını sağlamaktadır. Kromozomlar; histon ve DNA adlı proteinlerden oluşur. DNA; hücredeki işlevsel ve yapısal faaliyetlerin kontrolünü sağlamaktadır (Şekil 2.2).



Şekil 2.1: Hücre Yapısı

Kaynak: IAEA, 2004



Şekil 2.2: Kromozomların Yapısı

Kaynak: Techworm (2018)

Özellikle iyonize özellikteki radyasyonun canlıda hasar meydana getirmesi ancak hücrenin bu radyasyonu soğurması sonrası olabilmektedir. Radyasyonun bu şekilde hücre tarafından tutulması iyonlaşma ve uyarılma etkisinin ilgili molekül yapılarında

oluşmasına neden olmaktadır. Böylece devam eden etkilenmeler sonrasında iyonlaşma, hücredeki önemli genetik bilgilerin bulunduğu DNA yapısında deformeye (zincir yapıların kırılması, hasar görmesi) bunun yanı sıra hücre içinde kimyasal toksinlerin ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. DNA yapısında oluşan hasarın büyük çapta olmaması halinde DNA tarafından düzeltilerek onarımı gerçekleştirilebilmektedir. Ancak hasarların düzeltilmemesi durumunda oluşan hatalar, yanlış şifre bilgiler içeren kromozomların oluşmasına neden olabilmektedir.

Özetle, iyonize radyasyonun hücre tarafından soğurulması sonrası onarımın doğru olarak gerçekleşmemesi durumunda; deformelere neden olduğu gibi, onarım düzeltme sırasında başka yapıdaki oluşumlara da neden olabilmektedir. Sonuç olarak, soğurulma sonrasında hasar gören DNA'nın onarımı düzgün olmazsa hücrede genel yapısal anlamda deforme (düzgün çalışmama) veya tümden yok olma gerçekleşecektir.

Hücre yapısında oluşabilecek deforme ve yok olma belirli miktardan fazla olması halinde sorun doku ya da organlarda, devamında iyonize radyasyona maruz kalan kişilerde görülür hasarlar ortaya çıkaracaktır. Yapısal bozulma ve çeşitli hasarların fazla miktarda hücre veya doku-organlarda görülmesi maruz kalınan radyasyon miktarı ile orantılı olarak artacaktır. Nüfuz eden radyasyon etki eşiğini geçmesi halinde akut doz alınmış olur ve devamında doğabilecek hasarlar deterministik etkiler diye adlandırılır.

Radyasyon sonrasında deterministik etkilerin gün yüzüne çıkmasında hücre ölümleri neden olmakta, eşik doz normalin üstünde olup, belirtisiz evre kısa sürmektedir. Dozun fazla olduğu durumlarda etkinin şiddeti artmakta (dozun etki eğrisi sigmoid) olup, benzer şekilde dozdaki hızın şiddeti nüfuz ettiği yerlerde (hücre, doku, vd.) sebep olacağı etkilerde de farklılığa sebep olmaktadır. Radyasyon maruziyeti sebebi ile etkilenen hücreler canlının sonraki nesillere genetik bilgi aktaran bir özelliğe sahip olması halinde “radyasyon kaynaklı, kalıtsal bozukluklar” kesinlikle olacaktır.

2.1.4 Biyolojik etkilerin sınıflandırması

Radyasyon, bulunduğu ortam ve özellikleri sebebi ile fiziksel riskler grubunda yer almaktadır (İsgip, 2012a). Örneğin Ülkemizde radyasyona bağlı olarak bir çalışmada meslek hastalığı teşhisi durumunda bu hastalık fiziksel etkenlere bağlı meslek

hastalığı (E grubu) olarak adlandırılmaktadır (İsgip, 2012a). Ancak radyasyonun, insan vücuduna nüfuzu ve vücuda teması sonrasında biyolojik etkiler (hücre yapısında bozulma, DNA, vd.) oluşmaktadır. Biyolojik etkilerin ortaya çıkması hücrede yer alan kromozomlarda radyasyon kaynaklı deformeler sebebidir. Radyasyona maruz kalan canlının vücudunda ortaya çıkabilecek sağlık sorunları fazlalıkla bedensel etki biçiminde görülürken; kendisinden sonra gelecek nesillere geçirilmesi halinde sonraki nesillerde görülebilecek sorunlar ise kalıtsal etkiler olarak tanımlanmaktadır. Bedensel (maruziyet anında) ve kalıtsal (sonraki nesillere aktarılan) sorunlar iki ayrı grup ile incelenmektedir. Bunlar erken etkiler ve gecikmiş etkilerdir.

Radyasyon kaynaklı sağlık sorunları arasında yer alan erken etkiler canlı vücudunda belirli bir bölgenin, az sürede tamamen veya kısmen fazla miktarda dozda radyasyona maruz kalması sonrasında oluşabilecek etkiler olup, canlıdan canlıya farklılık gösterebilmektedir. Oluşabilecek etkilere göz attığımızda yüksek oranla birkaç gün ya da haftada şiddetli etki, hastalık ve sağlık sorunları ile bazı durumlarda ölümler görülmektedir.

Gecikmiş etkiler erken etkilerden farklı olarak, radyasyona maruz olan canlı, birkaç gün veya haftadan farklı olarak ileriki senelerde, gözde katarakt veya kanser gibi sağlık sorunları olabilmektedir. Bu gibi sağlık sorunlarından farklı olarak yaşam sürelerinde azalmada olabileceği gibi canlının kendinden sonraki nesillere aktarılacak ve kalıtsal sağlık sorunları olarak da ortaya çıkabilmektedir.

2.1.5 Radyasyonun tıbbi uygulamaları

Radyasyon, güvenlikten gıda sektörüne kadar birçok sektörde kullanıldığı gibi tıp alanında da yaygın olarak kullanılmaktadır. Tıp alanına baktığımızda radyasyon uygulamalarının; kanserli ve tümörlü yapıları yok etmesi, canlı vücudunda belirli bölgelerin görüntülenmesi gibi farklı alanlarda hastalıkların teşhis ve tedavisinde kullanılmaktadır. Sonuç olarak radyasyon; sağlık sorunlarının tespitinde ve tedavisinde çoğu zaman alternatifi olmayan faydalı ve pratik bir yöntemdir. Tıp alanında radyasyon uygulamaları;

- Nükleer Tıp
- Radyoterapi
- Radyoloji

olmak üzere üç dalda kullanılmaktadır.

Radyasyon, nükleer tıpta hastalıkların tanı ve tedavileri amacı ile radyoaktif elementler ile işaretli olan kimyasal biyolojik ve molekül materyaller ile kullanılmaktadır.

Radyoterapi dalında radyasyon, kanserli hücreleri yok etmek amacı ile radyoaktif izotoplar, elektron demetleri ve yüksek enerjiye sahip x-ışınları yeterli doz sınırları içerisinde kullanılmaktadır.

Radyoterapi ve nükleer tıp haricinde radyolojide de radyasyonlu uygulamalar olmakla beraber, hastalıkların tanısı, hasta vücuduna nüfuz ettirilmesi ile sağlık sorunu araştırılan ilgili bölgenin görüntüleri radyografi olarak bilinen röntgen filmleri elde edilmektedir.

2.2 Hasta Dozimetresi

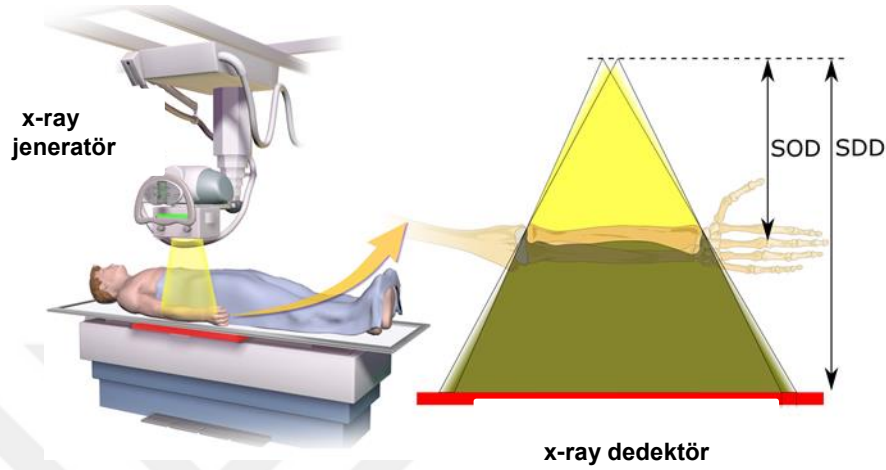
Günümüz şartlarında; radyasyon uygulamalarında hastaların vücutlarına ve özellikle organlarının her birine aldıkları radyasyon doz miktarının ölçümü mümkün gözükmemektedir. Fakat cilt üzerinden veya havada gerçekleştirilecek ölçüm işlemlerine bakıldığında, ışınlama boyunca tespit edilen doz-alan değerlerinden, canlı vücudu ya da organ/organların benzeşimini veren fiziki fantomlardan elde edilen ölçümlerden ya da matematiksel hesaplamalar sonucunda hazırlanmış tablolar ve bilgisayar programları kullanılarak yapılmaktadır.

2.2.1 Doz ölçüm parametreleri

Radyasyon ışınlarının organlara nüfuz etmesi ve yansımadan organlar içerisinden geçtiği soğurulma miktarı (dozu) pek çok etkene göre farklılık göstermektedir. Soğurulma miktarı literatür de alınan enerji miktarı diye de adlandırılmaktadır (İşgip, 2012b). Soğurulma etkenlerine bakıldığında;

- Dokunun kalınlığı,
- X-ışını tüpüne uygulanan kilovolt tepe değeri (kVp) ve dalga şekli
- Işınlama süresi ve tüp akımı,
- Odak ile hasta arasındaki uzaklık,

görülmektedir (Şekil 2.3). Soğrulma etkenlerine ilave olarak, dedeksiyon sistemindeki duyarlılık seviyesi ve grid hastalarda soğurulmayı tesir eden diğer etkenlerdir.



Şekil 2.3: Doz ölçüm parametreleri

Kaynak: Blausen Medical, 2017

2.2.2 Hasta dozu ölçüm yöntemleri

Radyasyon uygulamalarında hastaların tetkik sonucunda almış olduğu radyasyon dozu, cilt üzerinden veya havada gerçekleştirilecek ölçüm işlemlerinden elde edilen değerlerin uygun şekilde değerlendirilmesi sonucu sağlanmaktadır.

2.2.2.1 Giriş dozu ölçümleri

Radyasyon uygulamalarında, radyasyonun canlıların vücutlarına teması ile gözlenen doz giriş dozu olarak tanımlanır. Canlı vücuduna gönderilen primer demetin vücuda giriş yaptığı bölümden gerçekleştirilen ölçüm değeri giriş dozunu verecektir ve geri saçılım faktörünü içerir. Farklı incelemelerde ve birçok ışınlama parametresinde giriş dozlarının (hasta üzerinde ya da havada) ölçülmesi standart hasta boyutlarındaki hastaların deri dozlarının karşılaştırılması yönünden çok faydalıdır.

- Noktasal Ölçümler

Noktasal ölçümler, hasta yüzeyine yada fiziksel fantomun üzerine yerleştirilen uygun detektörler vasıtası veya havada yapılan ölçümler ile gerçekleştirilmektedir. Hastaların vücutlarında değerlendirilen ölçümler, vücut içinde yansıyan (saçılım radyasyonu) fotonlardan etkilenmekte ve bu etkinin sonuca yansıtılabilmesi için

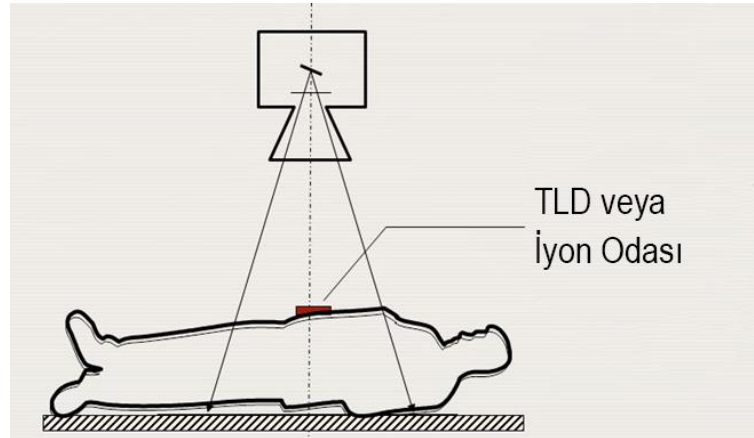
havadan ölçülen değer, geri saçılım faktörü (GSF olarak adlandırılan geri saçılım) ile çarpılmaktadır. Hasta dedektör mesafesinin havada yapılan ölçümlerden (DH) farklı bir uzaklıkta (L) olması durumunda hasta yüzeyi odak uzaklığı (ODM) mesafesi de dikkate alınarak ters kare kanununa göre gerekli düzeltme yapılmalıdır. Ölçüm sonuçlarının havadan yapılan ölçümlerden yola çıkarak hesaplanması durumunda hastaların dokuları yüzeyindeki değerlerin tespitinde havadan dokuya temas edişte doku (μ_d) ve hava (μ_h) için kütle azalım faktörünün hesaba katılması gerekmektedir.

Bu etkenlerin eklenmesi sonrasında hastada cilt giriş doz miktarı (GCD):

$$GCD = HK \times GSF \times \left(\frac{ODM}{OHM} \right)^2 \times \frac{\mu_d}{\mu_h} \quad (2.1)$$

denklemini ile hesaplanmaktadır. Burada HK: Hava Kerma (mGy), $(ODM/OHM)^2$: Ters Kare Düzeltme Faktörü ve $\mu_d/\mu_h=1.06$: Doku ve hava kütle azalım katsayıları oranıdır.

Hastalarda giriş dozu genellikle iyon odası veya termoluminesans dozimetre (TLD) kullanılarak yapılmaktadır. Termoluminesans dozimetre kristal tarafından soğrulan enerji miktarının kristalin ısıtılması sonrasında optik radyasyon formunda etrafa yayılmasının dedeksiyonu sonucu alınan dozun tespitinde kullanılır. TLD'ler radyasyon uygulamasından önce hasta cildine yerleştirilerek ölçüm yapılır (Şekil 2.4).

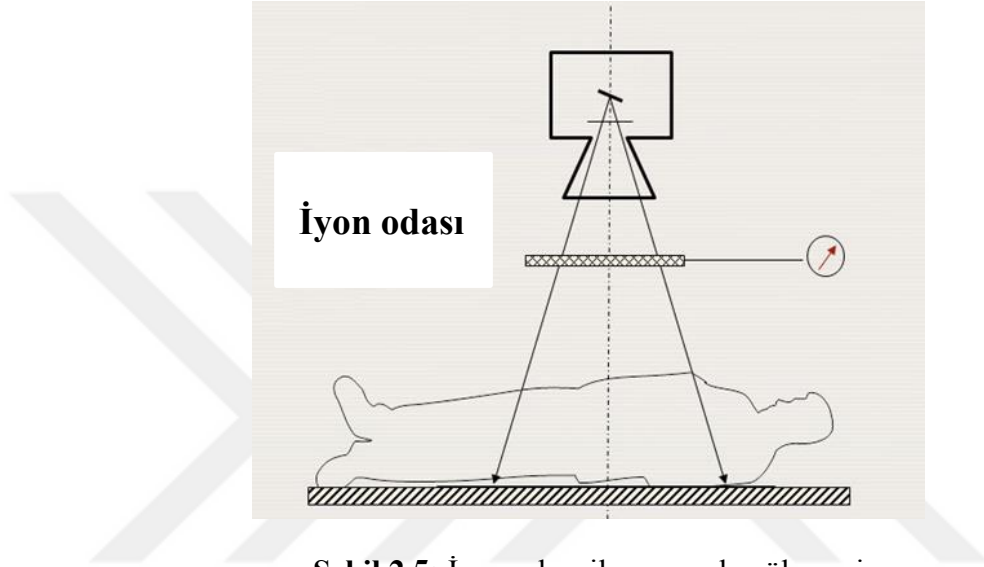


Şekil 2.4: Giriş dozu TLD veya iyon odası ile ölçme

Kaynak: Heggie, 2008

- Doz-Alan Ölçümleri (DAP)

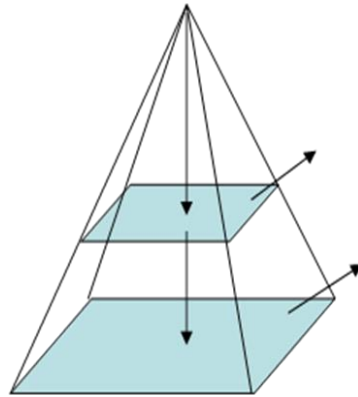
X-ışın tüpü kolimatörü önüne yerleştirilen iyon odası ile X-ışın demetine dik düzlemdeki x-ışını alanında havada soğurulan toplam doz veya hastanın soğurduğu enerji ölçülebilir. Ölçülen doz ve X-ışını alanı çarpımı $Gy.cm^2$, DAP değeri olarak tanımlanır. X-ışını odak noktasından farklı mesafelerdeki doz alan çarpımları eşittir (Şekil 2.5). Bu yüzden iyon odasının yeri önemli değildir. Ancak, sistemde X-ışını alanının iyon odasının dışına çıkmaması ölçüm doğruluğu açısından önemlidir.



Şekil 2.5: İyon odası ile x-ışın doz ölçmesi

Kaynak: Heggie, 2008

Ters kare kanuna göre : $\frac{D_2}{D_1} = \left(\frac{R_1}{R_2}\right)^2$ (2.2)



$$A_1 = 100 \text{ cm}^2$$

$$\text{Doz} = D_1$$

$$A_2 = 4 * A_1$$

$$\text{Doz} = D_2$$

Şekil 2.6: Doz alan çarpımının şematik gösterimi

$D_2 = 1 \text{ cGy}$, $A_1 \text{ alanı} = 100 \text{ cm}^2$, $A_2 \text{ alanı} = 400 \text{ cm}^2$, $R_1 = 0.5 \text{ m}$, $R_2 = 1 \text{ m}$ D_1 dozu $= 4 \text{ cGy}$, D_2 dozu $= 1 \text{ cGy}$, $DAP_1 = 400 \text{ cGy.cm}^2$, $DAP_2 = 400 \text{ cGy.cm}^2$

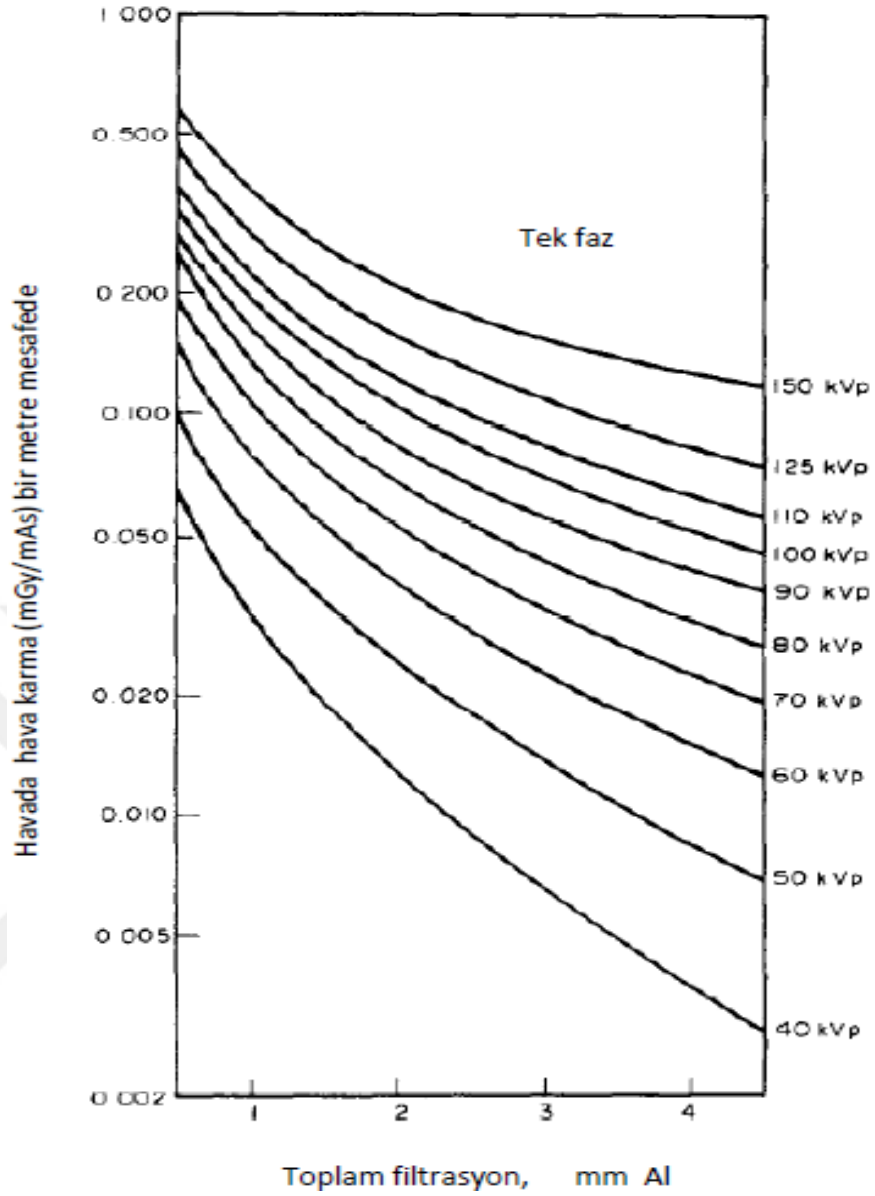
$D_1 \times A_1 = D_2 \times A_2$ olduğundan $DAP_1 = DAP_2$ ve farklı mesafelerdeki DAP değerleri eşittir (Şekil 2.6).

DAP metre ile Doz Alan (DAP) değerleri direk tespit edilebilmekle birlikte yavaş radyoterapi filmi aracılığı ile de bu değerler tespit edilebilmektedir. Ancak DAP değerinin bulunması amacı ile gerçekleştirilen bu ölçümlerde floroskopi çekimlerinde hastanın uygulama sırasındaki pozisyonunun değişmesi ölçüm sonuçlarını olumsuz şekilde etkileyememektedir.

- Işınlama Tablolarının Kullanılması

Etkin dozlarının saptanabilmesi için havada ya da hasta üzerindeki soğurulan dozun bilinmesi gerekmektedir. Havada soğurulan doz, kullanılan X-ışın sisteminde uygulanan farklı kVp ve mAs değerlerinde, odaktan belirli bir uzaklıkta havada yapılan ölçümlerden elde edilir. Hasta üzerinde soğurulan dozun tespitinde tetkikte kullanılan sistemde anlık fiziksel ölçümlerin yapılması pratik olmadığından dozun tahmininde aşağıda açıklanan yöntem kullanılmaktadır.

ICRP 34 nolu yayında odaktan 1m mesafede havada soğurulan doz değerleri mGy/mAs olarak farklı tüp filtrasyonu ve kVp değerleri için tek faz sistemlere göre oluşturularak aşağıdaki grafikte (Şekil 2.7) verilmiştir. Üç faz ve sabit potansiyel sistemler için bulunan değerlerin 1.8 ile çarpılması gerekmektedir.



Şekil 2.7: Havada 1m. mesafede tüp filtrasyonu ve kVp değerlerine göre tek faz sistemleri için hava kerma değerleri

Kaynak: (ICRP 34, 1982)

2.2.2.2 Derinlik dozu ölçümleri

DAP ve TLD vasıtası ile gerçekleştirilen vücut dışı ölçümlerden değişik olarak hastanın vücudu içinde olan organlarda radyasyon doz ölçümünün gerçekleştirilmesi bireyin maruz kaldığı radyasyon dozunun daha az hata ile tespitine olanak sağlaması nedeniyle önemlidir. Bu amaçla iç organlarda radyasyon doz ölçümünde Doku Hava Oranı (TAR; Tissue-Air Ratio) değerleri kullanılır. Doku içinde bir d derinliğinde soğurulan dozun (D_d), aynı koşullarda havada soğurulan doza (D_f) oranı TAR

(Tissue-Air-Ratio) olarak tanımlanır. TAR değerlerinin meydana getirilmesinde dokuya yakın değerler alınması nedeni ile “su” üstünde gerçekleşen incelemelerde suyun değişik derinliklerinde elde edilen soğurulmuş doz değerleri havada ölçülen değerlere bölünerek her bir X ışını spektrumunu yarı değer kalınlığı (HVL) ve kVp ve demet alanı için TAR değerleri oluşturulmuştur. Rad/Röntgen dönüşüm faktörü (f), suda yapılan ölçümlerde 0,873 olarak alınırken yumuşak doku dışında gerçekleşen doz ölçümlerinde uygun f değerinin dikkate alınması gerekir. Yüzeyden d derinliğindeki bir noktanın doz değeri (D_d) ise;

$$D_d = D_h \left\{ \frac{ODM}{ODM + d} \right\}^2 \cdot TAR \quad (2.3)$$

ile hesaplanmaktadır.

Üstteki formüle bakıldığında ODM odak ve deri arasındaki uzaklık, D_h radyasyonun vücuda girişinde havadan ölçülen doz değeridir. TAR değerinin şemadan kullanılması için formül ters kare kanununa göre düzeltilerek d derinliğinde hava dozu elde edilir. TAR veya yüzey dozu ölçümünde elde edilen veriler havada ve ışınlama birimi cinsinden (Röntgen) belirlendiğinde;

$$Rad = 0,87xRöntgen \quad (2.4)$$

bağıntısından havada soğurulan dozun değerleri elde edilebilmektedir.

2.2.2.3 Organ doz ölçümleri

Hastalarda doku veya organdan soğurulan radyasyon dozunun tahmini olarak belirlenmesinde farklı metotlar uygulanır. Örnek olarak hasta vücudunda yüzeye yakın olan dokularda (troid, testis, meme vb.) soğurulan doz miktarı cilt yüzeyine yerleştirilen TLD'ler aracılığı ile tespit edilebilmektedir. Vücudun içerisinde yer alan organlarda doz ölçümünde ise, standart ölçüde hastalar için geliştirilmiş olan fiziksel fantom ölçümleri veya matematiksel fantomlar kullanılmaktadır.

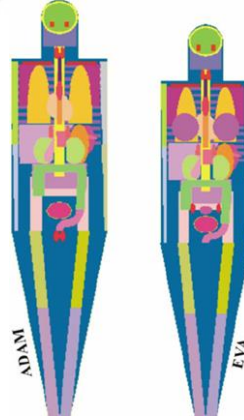
- Fiziksel Fantom

İnsan vücudunun bir kısmının (doku veya organ) veya tamamının benzeşimini veren fantomlar doz ölçümlerinde önemli rol oynamaktadırlar. Erkek ve dişi özelliklerin farklı olmasından kaynaklı ayrı ayrı geliştirilmiş olan fantomlar standart insan boy ve ağırlıkları temsil eder ölçülerde üretilmektedir. Ölçüm yapılan organ yüzeyine (organ vücut içerisinde ise en yakın cilt) konulan TLD'ler vasıtası ile radyasyon giriş dozları

belirlenip, organ doz miktarları TAR değerinden bulunur. Fiziksel fantomlarda organ ve vücut ince kesitler şeklinde tasarlandığından dozimetrelerin uygun derinliğe yerleştirilmesine olanak sağlanmakta, organ doz ölçümleri daha yüksek doğruluk payıyla gerçekleştirilebilmektedir. Ortalama organ dozlarının doğruluğu, organ içerisinde mümkün olduğu kadar çok noktada ölçüm yapılmasına ve birden çok radyografik araştırma için doğrulanmasına bağlıdır.

- Matematiksel Fantom

Fiziksel fantomlar ile organ dozlarının ölçümü sırasında oluşan sıkıntılar matematiksel fantomlar geliştirilerek giderilmiş ve X-ışın tetkiklerinin matematiksel benzerleri oluşturularak organ dozlarının bu fantomlarla hesaplarının yapılmasına olanak sağlanmıştır. Monte Carlo hesaplarının baz alındığı bu teknikte, istenilen spektrum ve boyut da teorik olarak meydana getiren X-ışın demetinin matematiksel fantomda ki compton ve fotoelektrik etkileşmelerinin benzeri oluşturulmakta ve organ dozları hesaplanmaktadır. Şekil 2.8’de görüldüğü gibi insan vücudunun iskelet ve organ modelinin düzlemler, silindirler, konileri gibi geometrik şekillerden meydana geldiği varsayılarak matematiksel fantomlar dizayn edilmiştir.



Şekil 2.8: İnsan vücudunun matematiksel dizaynı

Kaynak: Kramer, Khoury, Vieira and Lima, 2003

Matematiksel fantomlar kadın, erkek temsili fantomlar yanında farklı yaşlardaki bebek ve çocuk modelleri için de kullanılmaktadır. Bu fantomlarda organların vücut içindeki yerleşimi homojen olarak kabul edilmiştir. Monte Carlo metodunda, belirli bir X-ışın spektrumuna ait tüm fotonun fantom boyunca aldığı mesafe takip edilir ve bu uzaklık boyunca oluşturabilecekleri etkileşmelerin olasılıkları kullanılıp tamamen soğuruldukları yerde ortama saldıkları enerji bulunur. Bu değer toplam organ

kütlesine oranı ile doz bulunur. Belirlenen organ dozları kesin rakamlar değil, diğer bir değere normalize edilmiş dönüşüm katsayıları olarak verilir. Bu katsayılara bağlı kullanılan büyüklük doku giriş dozu, hava dozu, doz-alan çarpımı gibi ölçülebilen bir değerdir. Gerçek organ dozlarının tespit edilebilmesi için dönüşüm katsayılarının bu değer ile çarpılması gerekir. Kaynaklarda yetişkin ve pediatrik hastalar için genel radyoloji, bilgisayarlı tomografi ile floroskopik incelemelerini kapsayan çalışmalar ve bunların bilgisayar yazılımları mevcuttur.

2.2.2.4 Diyagnostik Referans Seviyeleri (DRL)

ICRP tarafından 1980'den bu yana hastaların tıbbi ve teşhis tetkiklerinden kaynaklı radyasyon maruziyetlerinden korunmasını optimize edilmesine yardımcı olmak için geliştirilen DRL'ler, doz denetimini desteklemede ve hasta korumada iyileştirmeler için destekleyici bir araç olarak kullanılmaktadır.

DRL değeri, standart boyutlu hasta grupları için tipik muayeneler veya belirli özel durumlarda standart bir fantom için genel olarak tanımlanmış ekipman türleri için seçilen bir radyasyon dozu miktarının ("DRL miktarı") seviyesidir. DRL'ler ilk olarak 1980'lerde radyografi tetkikleri için uygulanmaya başlanmış ve daha sonra 1990'larda diğer radyolojik uygulamalar için geliştirilerek, günümüzde ülkelerin yasal mevzuatları doğrultusunda belirli periyotlarda güncellenmektedir.

DRL'ler tipik yerel uygulamalar, tek büyük bir merkez veya sağlık kurumları, ülke içindeki bir bölge veya bazı durumlarda birkaç ülkenin bölgeleri için oluşturulmaktadır. NDRL (National DRL) her tetkik veya prosedür ve hasta grubu için, araştırma seviyeleri sağlamak amacıyla, geniş çaplı (ulusal) anketlerde gözlenen tipik dozların dağılımlarına dayanmaktadır.

Tanısal radyolojide DRL için kullanılan radyasyon miktarı hava kerma (PKA) veya giriş yüzey hava kerması ($K_{a,e}$) ile ölçülebilmektedir.

DRL'ler klinik uygulamalar için genel kılavuzdur ve bireysel hastalara ve tetkiklere uygulanmaz. Belirli bir hastaya uygulanan radyolojik tetkik sonucu maruz kalınan doz değeri, hastanın fiziksel ve klinik gereksinimlerine göre değişiklik göstereceğinden doğrudan DRL değerleri ile karşılaştırılması uygun değildir.

2.3 Radyografi

2.3.1 Konvansiyonel röntgen sistemi

Radyografi, radyoloji biliminin ortaya çıkmasına neden olan x-ışınlarının bulunması ile başlayan ilk görüntüleme yöntemidir. X-ışınlarının bulunduğu günden, günümüze yaygın olarak kullanılmaktadır. X-ışınlarının yüksek giricilik özelliği kullanılarak uygun bir dedektör üzerinde görüntüleme sağlanır. Temel ilkesi, X-ışınlarının vücut içerisinden geçirilerek film veya ekran üzerinde görüntü oluşturma şeklindedir. Radyolojide tanısal amaçlı yöntemler cerrahi girişimlere gerek bırakmadan, vücut bütünlüğünü bozmadan istenen bölgelerin görüntülenmesini sağlar. Günümüzde radyografi çekimleri, bir görüntü ile en fazla bilgi taşıyan yöntem olması, uzaysal çözünürlüğünün fazla olması, incelemelerin az olması, küçük bireylerde genel anestezi gerektirmemesi, noninvaziv ve makul olması sebebi ile sıkça kullanılmaktadır.

2.3.1.1 Konvansiyonel röntgen cihazlarının çalışma prensibi

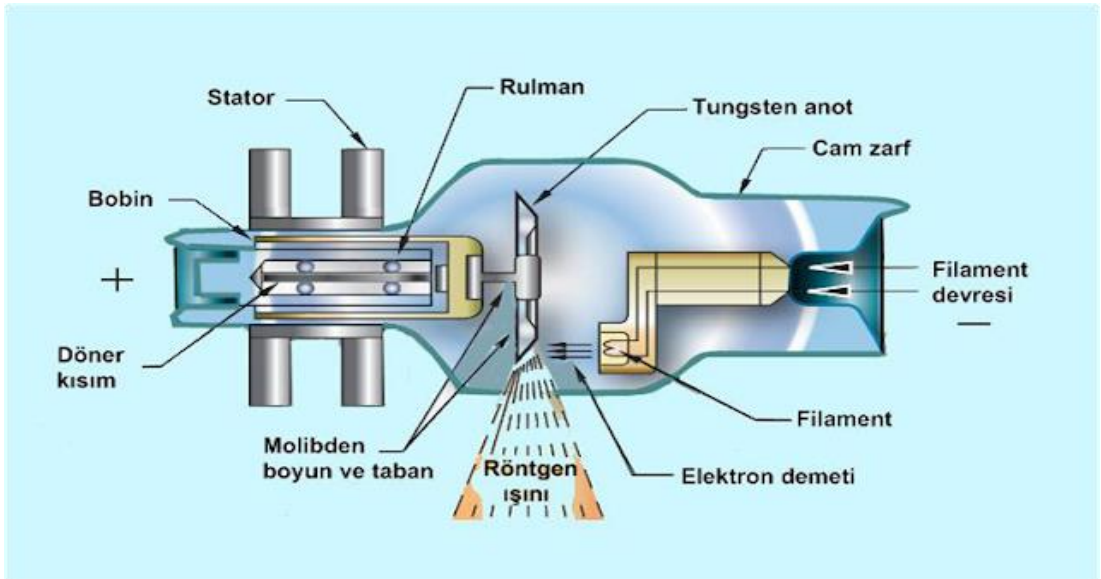
Konvansiyonel Röntgen cihazının temel işlevi X-ışınları, X-ışını tüpü içinde havasız ortamda ediletilen serbest elektronların hızlandırılarak yüksek atom numaralı bir moleküle çarptırılmasıyla oluşur. Röntgen tüpü içinde elektronlar, katoda uygulanan akım sonrasında meydana gelir. Verilen akım, meydana çıkan elektronların miktarıdır ve miliamper (mA) ayarı ile sağlanır ki bu hastaya yönlendirilen ışın fotonlarının miktarını belirler Kilovolt ise katotta meydana gelen elektronların anota doğru hızlandırılmasında uygulanan gerilimdir ki fotonların enerjilerini belirler.

2.3.1.2 X-ışın tüpü ve jeneratörü

X-ışını tüpünün basitleştirilmiş yapısı Şekil 2.9'de gösterilmektedir. X-ışın tüpüne bakıldığında havası boşaltılmış cam tüp ve onu çevreleyen metal koruyak ile cam tüp içerisinde bulunan, katot ve anot adı verilmiş iki elektrottan oluştuğu görünmektedir. X-ışın tüpü elektron iletimini sağlayan bir vakum tüpüdür. Temel görevi tüp içerisinde oluşturulan hızlandırılmış elektronların kinetik enerjilerinin bir kısmını elektromanyetik enerji olan X-ışınına dönüştürmektedir. Düşük miktarda akımın geçirilmesiyle ısıtılan filaman (katot) sonrasında yüksek ısı şokuna hazırlanmaktadır. Bu işlem sırasında uygulanan akım filamanda görülen yüksek direnç sebebi ile filamanın yüksek seviyede ısı seviyesine ulaşmasını sağlamaktadır. Isıtılma işlemi sonrasında filamanın tungsten atomlarının dış yörüngesinde bulunan elektronlar

serbestlik kazanarak metalin yüzey kısmından ayrılmaktadır. Gerçekleşen bu olay ise termo-iyonik emisyon olarak adlandırılmaktadır. Elektron demetinin oluşturulabilmesi için filamanın oldukça yüksek seviyede ısıtılması zorunludur. Şutlama sırasında akımın yükseltilmesi ile termo iyonik emisyon arttırılmış olup, oluşan elektronların yüksek hızla odaklayıcı başlık olan anota çarptırılmasıyla X-ışınları oluşur.

Hedef madde elektronları, buldukları yörüngeden ayrılmadan uyarılarak termal enerjinin ortaya çıkmasına (dönüşüm), yörünge elektronları ile çekirdek etkileşimleri ile X-ışını oluşmasını sağlamaktadır. Elektron bombardımanında kinetik enerjinin büyük bir kısmı ısı enerjisine dönüşür. Elektronlar, hedefin dış yörünge elektronlarına yine aynı yörüngede daha fazla miktarda enerji seviyesine uyarırken buldukları yörüngeden koparamamaktadır. Anottan, X-ışınları elektron geliş yoluna 90 derece açıyla salınır. Bu sebeple X-ışınlarının istenilen bir yöne çıkmasını sağlama adına katot belirli bir eğim ile yapılmaktadır. Hedef madde olarak yüksek atom numarası nedeniyle yüksek enerjili X-ışını oluşumuna imkan veren Tungsten ($Z=74$) elementi kullanılmaktadır. Tungsten metaller arasında en yüksek ergime noktasına sahip malzeme özelliğiyle yapısal olarak çok kuvvetlidir. Yüksek sıcaklıklara yapısı bozulmadan maruz kalabilmesi, X-ışını üretimi sırasında 20000C'ye çıkan anodun ısıya dayanıklılığını sağlamaktadır. Ayrıca, bakıra yakın yüksek iletkenliği ile X-ışını verimini artırmaktadır.



Şekil 2.9: X-ışını tüpünün yapısı

Kaynak: Marema Jebessa (2016)

Yüksek voltaj jeneratörüne bakıldığında röntgen odasında bulunduğu ve içerisinde yağ bulunan tank olarak kullanımda olduğu görülmektedir. İçerisinde bulunan transformatör voltaj yükseltici olup ayrıca doğrultmaçlar ile filaman transformatörü bulunmaktadır. Bu cihaz ile şehirden alınan elektrik değeri 220 V iken; cihazın kullanabileceği seviye olan 100-400 kV değerlerine ayarlanmaktadır.

2.3.1.3 X-ışınının dokularla etkileşim

X-ışınları hastanın vücuduna vardığında fotonların bir kısmı vücut atomları ile etkileşim oluştururken bir kısmı da vücut atomları ile etkileşime girmez ve direkt görüntü alıcıya ulaşır (transmisyon). Tarif edilmiş birçok fiziksel etkileşim içerisinde birisi Fotoelektrik olaya bağlı absorpsiyon, diğeri ise Compton olayına bağlı saçılmadır.

2.3.2 X-ışını Miktarına Etki Eden Faktörler

X-ışınlarının kantitesi, X-ışını oluşturan cihazların çıkardığı ışın değerleri ile ilişkili bir özellik olup miliröntgen (mR) ve Röntgen (R) birimleri ile ölçülmektedir. Bu birimlerle tanımlanan değerler ışın yoğunluğu veya bazen radyasyon ışınlaması yerine de kullanılmaktadır. X-ışınlarının kantitesi tüp akımı şiddeti miliamper(mA), tüp gerilimi kilovolt(kV), filtrasyon ve uzaklık gibi değişkenlere bağlı olarak farklılık göstermektedir.

2.3.2.1 Tüp Gerilimi (kV)

X-ışınlarının kantitesini (miktarını) etkileyici bir etken olan tüp potansiyeli veya gerilimi kV olarak adlandırılmaktadır. Tüp gerilimindeki yükselme X-ışını kantitesini yükseltmektedir. Bu yükselme kV'deki farklılık oranının karesiyle alakalıdır. kV'ın %15 oranında yükseltilmesi mAs'ın iki katına yükselmesine karşılık gelen foton artışına sebep olmaktadır. Bu sebeple de tüp potansiyeli %15 oranında yükseltildiği zamanlarda, film üzerine düşecek X-ışını yoğunluğunu muhafaza etmek için mAs değeri yarı yarıya düşürülmelidir (Hendee ve Ritenour, 2002).

2.3.2.2 Tüpün akım şiddeti

Tüpün akım şiddeti genellikle süre ile birlikte mAs olarak gösterilir. X-ışını kantitesine doğrudan etkili bir etkidir. Akım şiddeti ile üretilen x-ışını miktarı arasında doğru orantı vardır yani mAs iki katına arttırıldığında X-ışını kantitesi (miktarı) iki katına çıkar.

2.3.2.3 Mesafe

X-ışını şiddetinin uzaklığa bağlı olarak azaldığı, X-ışınının malum ana özelliklerindedir. Bu azalıma, ters kare kanunu olarak tanımlanmakta ve “noktasal bir kaynaktan çıkan X-ışını yoğunluğu (şiddeti) uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak azalır” şeklinde açıklamaktadır (ICRP, 1990-91).

2.3.2.4 Ek filtrasyon

İstenmeyen alçak enerjili X-ışınlarını hastaya ulaşmadan soğurmak için X-ışını demeti önüne alüminyum levhalar yerleştirmesi gerekmektedir. Filtrasyon sonucu, X-ışını demetindeki düşük enerjili fotonlar soğurulduğundan demetin ortalama enerjisi yani giriciliği artarken, foton sayısı azalacağı için X-ışını miktarı azalacaktır. Böylelikle demetin çıkış dozunda çok bir farklılık olmadan giriş cilt dozu azaltılmış olur.

2.3.3 X-ışını kalitesi etkileyen faktörler

Üretilen X-ışınının etkin foton enerjisi X-ışınlarının maddeden geçebilme yani penetrasyon özelliği olarak ifade edilir.

X-ışını kalitesini gösteren en orjinal yöntem yarı değer kalınlığıdır ve ona etki eden faktörler:

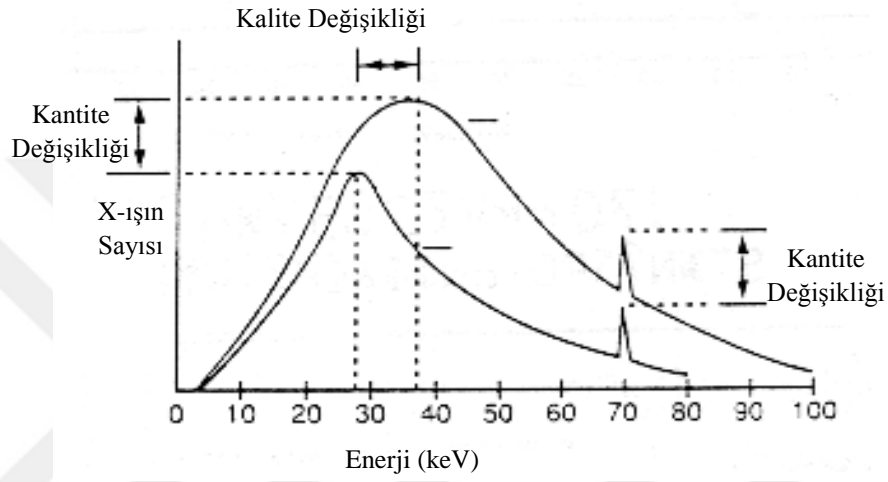
- Filtrasyon
- X-ışını enerjisi kVp
- Kullanılan X-ışın tüpü anot yapısı (anot metalinin atom numarası)
- Jeneratör dalga şekli

2.3.3.1 Filtrasyon

X-ışınının tüpten çıkış sırasında uygulanan filtrasyondaki filtre kalınlığı ve atom numarası X-ışını demetin ortalama enerjisinin artmasına neden olur. Filtrenin kalınlığı ve atom numarası ne kadar fazla olursa ışın sertleştirme özelliği de doğru orantılı olarak fazlalaşacaktır. Kullanılan filtre tipi radyasyon enerjisine göre farklılık göstermektedir. Çoğunlukla 100 kVp ye kadar 1-3 mm alüminyum (Al), 140-250 kVp arası bakır (Cu) filtre tercih edilmektedir.

2.3.3.2 X-ışını enerjisi kilovolt (kVp)

X-ışını enerjisi, kendi içerisinde oluşan ve katottan oluşan elektronun enerjisine bağlıdır. Elektronun enerjisi ise hızı ile paraleldir. Katot ile anot arasında ne derece fazla voltaj uygulanırsa elektron hızı da o derece fazla olmaktadır (Şekil 2.10). Bu sebeple uygulamalarda X-ışınının hızını, enerjisini ve penetrasyon özelliğinin artırılması için anot ile katot arasında uygulanan voltaj (kVp) yükseltilmelidir (Bor, Buyan ve Meriç, 2000).



Şekil 2.10: Tüp voltajının X-ışın spektrumuna etkisi

Kaynak: (Kaya, Adapınar, Özkan, 1997)

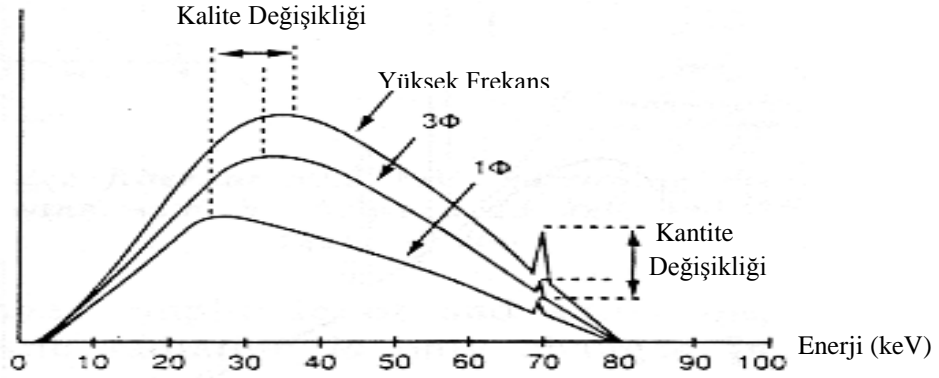
2.3.3.3 Kullanılan X-ışın tüpü anot yapısı

Genellikle bakır gibi ısıyı iyi ileten bir malzemedan yapılmıştır. Anodun yüzeyi farklı bir malzemedan genellikle tungstenden yapılmış olan ve x-ışını hedefi olarak adlandırılan malzeme ile kaplıdır. Üretilen ışınların penetrasyon özelliğini; X-ışın tüpünün anottaki targette yüksek atom numaralı metal kullanımını arttırmaktadır.

2.3.3.4 Jeneratör dalga şekli

Tek faz jeneratörlerde dalgalanma %100 dür, yani voltaj sıfırdan başlar daha sonra bir maksimuma ulaştıktan sonra gene sıfıra iner. Yükselen voltajla, hedefte artan etkileşmeler nedeniyle daha fazla foton yaratılacağından demet kalitesi de artacaktır. Dalgalanma yüzdesi daha az olan üç faz ve yüksek frekans sistemlerde demet kalitesi

daha fazladır. Voltaj dalgalanmasını düşürmek, ortalama foton enerjisini, dolayısıyla x-ışın demetinin niteliğini arttırmaktadır (Şekil 2.11).



Şekil 2.11: Voltaj dalga şeklinin X-ışına etkisi

Kaynak: (Kaya, Adapınar, Özkan, 1997)

2.3.4 Radyografik kalite

Görüntüleme sisteminin görüntülenmesi hedeflenen yapıyı görüntüye aktarabilme becerisi; Radyografik kalite olarak adlandırılmaktadır.

2.3.4.1 Radyografik kalitesini etkileyen faktörler

Radyolojik kaliteyi başlıca belirleyen faktörler, kenar keskinliği (kenar bulanıklığı), kontrast ve gürültüdür. Görüntüyü oluşturacak bilgilerin alınması, bu bilgilerin işlenmesi ve işlenen bilgilerin görüntüye dönüştürülmesi aşamasındaki çok sayıdaki değişken görüntü kalitesini etkilemektedir.

2.3.5 Yapılan klinik incelemeler

2.3.5.1 Akciğer grafisi (Antero-Posterior (AP), Lateral (LAT))

Hastanın akciğer radyografik incelemesi, hasta ayaktaiken gerçekleştirilir. Hastaya, sırt tarafı röntgen tüpüne gelecek biçimde ve her iki eli skapula görüntüleme alanı dışında kalacak şekilde pozisyon verilir. Hastanın lateral akciğer grafisi ise hekim tarafından bir yön belirtilmediyse sol yan kısımdan çekilir. Lateral akciğer grafisi çekilecek olan hastaya sol yanı kasete, sağ yanı tüpe gelecek biçimde pozisyon aldırılır. Uygun ışınlama parametreleri; hastanın boyu, kilosu ve beden yapısına göre belirlenir. Hastanın klinik durumuna bağlı olarak doktor veya teknisyenin ön

değerlendirmesi ve onayı ile tetkik protokolü değiştirilebilir (örnek olarak; ayakta duramayan çocuklarda radyografi supin konumda gerçekleştirilebilir).

PA akciğer grafisinde görüntü üst sınırı C7 vertebra düzeyinde olmalı, X-ışın demeti T4 vertebraya merkezlenmelidir. Her iki akciğerin apeksisi grafi içinde yer almalıdır. Ayrıca solda kalp gerisinde pulmoner damarlar ve orta torakal vertebra gövdeleri görülebilmelidir. Zayıf hastalarda AP akciğer grafisi yeterli olabilir. Teknik olarak yeterli bir PA akciğer görüntüsünde, her iki skapula akciğer parankimi dışında olmalıdır. Akciğer periferinde vasküler gölgeler izlenmelidir.

Lateral grafide ise her iki kol, görüntü alanına gelmeyecek biçimde kafanın üstüne pozisyonlandırılır. Uygun pozisyonlama yapıldıktan sonra gerekli ise görüntüleme alanı kolimatörler ile küçültülür. Işın demeti görüntülemesi yapılacak alana yönlendirilmelidir.

2.3.5.2 Kafatası grafisi (AP)

AP Kafa grafisi, hasta masaya sırt üstü (supine) pozisyonlandırılarak gerçekleştirilir. Çekilecek alanı kesmeyecek ölçüde kaset veya dedektör seçimi yapılmalıdır. Orbito metal çizgi filme dik olmalıdır. Santralizasyon orbitomeatal çizgiden geçecek şekilde ve filme dik olarak yapılır. Hasta pozisyonu ayarlanıp gerekli kolimasyon yapıldıktan sonra hastaya hareket etmemesi ve nefesini tutması söylenir. Bu koşullar altında çekim gerçekleştirilir.

2.3.5.3 Pelvis grafisi (AP)

Pelvis grafisinde hasta masa üzerine sırt üstü (supin) konumda pozisyonlandırılır. Hastanın ayak baş parmakları birbirine bakacak şekilde yaklaştırılarak iç rotasyona getirilir. Ayak tabanlarının masaya dik olması sağlanır. Bucky tepsisine yerleştirilen kasetin üst tarafı, krista iliakanın 4 cm üstünde kalacak biçimde ayarlanır. X-ışın demet merkezi, simfisis pubisin üst tarafına gelecek biçimde kasetin ortasına dik olarak merkezlenir. Diyafram, radyografisi alınacak bölgeyi içine alacak biçimde ayarlanır.

2.3.5.4 Tspine (AP, LAT)

T spine AP grafisi çekiminde hasta masaya supin konumda yatırılır. Kaset boyut seçimi kostaları kesmeyecek şekilde yapılmalıdır. Kasetin üst kenarı 7. servikal vertebranın 2cm kadar üstünde, tüp ile kaset mesafesi ise 100 cm olmalıdır. Hastanın

sırtı statife, yüzü tüpe gelecek biçimde kolları yana açtırılır. x-ışın demetinin merkezlenmesi sternumun orta kısmına gelecek şekilde filme dik konumda yapılmalıdır. Hasta konumu ayarlanarak uygun ölçülerde kolimasyon yapıldıktan sonra çekim gerçekleştirilir.

T spine LAT grafisinde ise hastanın istenen bir bölgesi varsa o bölge, yoksa rastgele bir bölge üzerine yan olarak yatırılır. Eğer skolyozu varsa, ışının disk aralıklarına paralel olması için, eğimin konkav yönü tüpe gelecek biçimde yatırılmalıdır. Hastaya vertebral kolon masanın orta kısmında olacak biçimde konum aldırılır. Vertebral kolonun masaya paralelliğini temin etmek için istenirse X-ışınını geçiren minik destekler kullanılabilir.

Kasetin üst kenarı 7. servikal vertebranın 2cm kadar üstünde olmalıdır. Kollar kafanın her iki yanına konularak ön tarafa doğru uzatılır. Dizler bükülerek hastanın karnına doğru çekilir. İnceleme sırasında ışınlama süresi uzun tutularak hastanın belli belirsiz solunum yapması istenir. Bu şekilde kostalar ve akciğer yapılarında davranışa bağlı kenar bulanıklığı oluşturularak vertebraların görünmesi arttırılacaktır. Tüp ile kaset mesafesi 100 cm olmalıdır.

2.3.5.5 L spine (AP, LAT)

L spine AP grafisi çekiminde hasta masaya supin konumunda yatırılır. Ayrıca hastaya vertebral kolon masanın orta kısmına gelecek biçimde konum verilir. Kasetin ortası, her iki kosta alt sınırları arasındaki hatta getirilmelidir. Hastanın dizleri karın bölgesine doğru çekilerek eğer mevcut ise lordoz postür bozukluğu bir dereceye kadar hafifletilebilir. Erkek hastalarda gonad koruyucusu kullanılmalıdır. Tüp ile kaset mesafesi 100 cm olmalıdır.

L spine LAT grafisinde ise hastanın istenen bir bölgesi varsa o bölgeden, yoksa rasgele bir bölge üzerine yan olarak yatırılır. Eğer hastanın skolyozu varsa, ışının disk aralıklarına paralel olması için, eğimin konkav yönü tüpe gelecek biçimde yatırılmalıdır. Hastaya vertebral kolon masanın orta kısmında olacak biçimde konum aldırılır. Vertebral kolonun masaya paralelliğini temin etmek için istenirse X-ışınını geçiren minik destekler kullanılabilir. Kasetin orta kesimi iliak çıkıntısının 6 cm kadar üstüne konumlandırılmalıdır. Kollar kafanın her iki yanına konularak ön tarafa doğru uzatılır. Dizler bükülerek hastanın karnına doğru çekilir. Erkek hastalarda gonad koruyucusu kullanılmalıdır. Tüp ile kaset mesafesi 100 cm olmalıdır.

2.4 PCXMC Programı

PCXMC benzetim programı Monte Carlo yazılımını kullanarak hastanın toplamda 29 adet organ dozunu ve etkin doz değerlerini görüntüsel bir vücut modeli kullanarak hesaplayabilen bir bilgisayar programıdır. Program, ICRP 60'ın (1991) eski doku ağırlık faktörleri ve ICRP 103'ün (2007) mevcut doku ağırlık faktörlerinin her ikisi ile etkin dozu hesaplar. Bu programda standart olarak kullanılan ve 6 farklı yaşta hasta grubunu (yeni doğan, 1, 5, 10, 15, yetişkin) içeren fantom, Cristy ve Eckerman'ın (1987) matematiksel hermophrodite fantom modeline dayanır. Ayrıca bu programda standart insan boyutu dışında gerçek hasta boyutuna göre ayarlanabilen bir fantom modeli de oluşturulabilmektedir. Bu program kullanılırken ara yüzünde X-ışın demetinin hastaya giriş noktası istenildiği gibi değiştirilebilmekte ve ışınlanan alan kullanıcı tarafından belirlenebilmektedir.

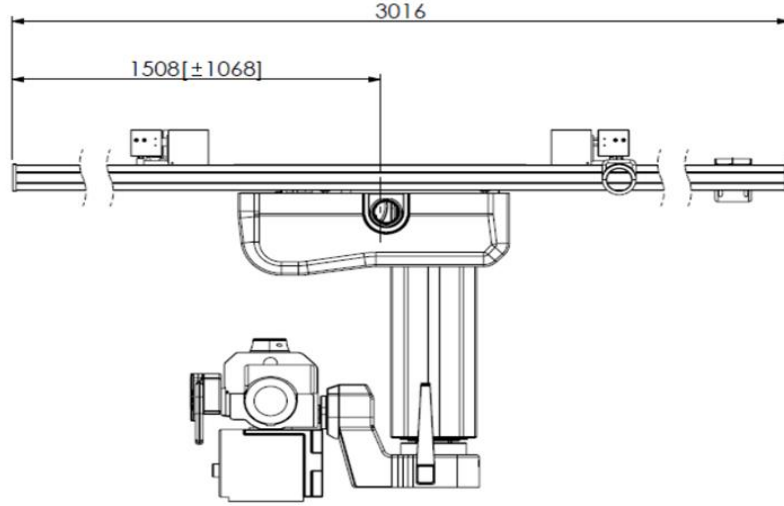
3.MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Radyolojik İncelemelerde Kullanılan Sistem

Bu tez çalışmasında yer alan ve PCXMC programı aracılığı ile hesaplanan veriler, SHING YOUNG marka SC3000 model tek tüplü konvansiyonel röntgen cihazının X-ışını incelemelerine aittir. Röntgen sisteminin bileşenlerine aşağıda yer verilmiştir.

- SC 3000
- Röntgen tüpü Varian A-196
- Röntgen Jeneratörü
- Ralco R 302 Dacs/A Kolimatör
- Dedektör

Röntgen sistemi bileşenlerinden SC3000; tabana monte edilmiş olup, radiografik x-ışını tüpü için süspansiyon sistemi olarak karşımıza çıkmaktadır. Tez çalışmasında kullanılan verilerin elde edildiği röntgen sistemine ait teknik çizimlere ve bu cihaza ait teknik özelliklere aşağıda yer verilmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Süspansiyon Sistemi SC3000

TRAVE: Boyuna: 332 cm Enine: 213.6 cm Dikey: 150 cm

BRIDGE: 300cm*400cm

Tüp Dönme Aralığı: Yatay: $-150^{\circ} \sim +180^{\circ}$

Yakalama pozisyonu: $-90^{\circ}, 0^{\circ}, +90^{\circ}$

Power Supply: 120VAC, 50/60Hz, 500VA(UL) 200~240VAC, 50/60Hz, 500VA(CE)

Röntgen sisteminin bir diğer bileşeni röntgen tüpü Varian A-196'dır (Şekil 3.2). Röntgen tüpü içerisinde X-ışını üretiminin gerçekleştirildiği anod bulunmaktadır. Anod ısı kapasitesi 230 -250 kHU ve tüpün kurşun koruyucu ısı kapasitesi ise en az 1500 kHU'dur. Anod soğutma kapasitesi en az 75 HU/dk'dır. Bu tüpün maksimum voltajı ise 150 kVp'dir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Röntgen tüpü (Varian A-196) cihaz üzerinde görünümü

Röntgen tüpü kendi eskeni etrafında en az +/- 90 derece dönebilmektedir. Organ görüntülemelerinde kullanılan programlarda otomatik filtre hareketi bulunmaktadır. Süspansiyonlu statif, tavan rayları üzerinde emniyetli bir şekilde hareket etmeli ve raylar üzerinde statifin raydan çıkmasını önleyici emniyet limitleri mevcuttur. Sağa-sola, ileri-geri, yukarı-aşağı yönde harekete sahip tavana monteli tüp statifi, elektromagnetik firen mekanizmasıyla istenilen her konumda sabitlenebilmektedir. Tüp taşıyıcı statif üzerinde, hastaya masanın diğer tarafından yaklaşıldığı durumlarda kullanılmak üzere tüpün yatay yönde dönmesini sağlayan sistem yer alır.

Röntgen sisteminde bulunan bir diğer yapı ise röntgen jeneratörüdür. Röntgen sistemi, en az 50 kW gücünde 380 V, 3-fazlı şebeke gerilimi ile çalışabilen bir jeneratör ile entegredir. Jeneratör, şebeke voltajındaki $\pm\%10$ luk değişimlere tolerans gösterebilmektedir. Jeneratör için gerekli tüm kV, mA veya mAs ayarları seçilen bölgenin programına göre otomatik ve manual olarak ayrı ayrı kontrol edilebilmektedir. Genelde kV aralığı, 40-150 kV arasındadır. Jeneratör en kısa radyografi süresi 1 ms'dir. Jeneratörde otomatik doz kontrol (AEC (automatic exposure control) özelliği de bulunmaktadır.

Röntgen sisteminin diğer bir bileşeni de Ralco R 302 Dacs/A Kolimatör'dür. Çok yapraklı kolimatör, otomatik kolimasyon sistemidir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: Ralco R 302 Dacs/A Kolimatör

Maksimum sızıntı radyasyonu: 150 kVp - 4 mAs

Çok katmanlı kare alan: 100 cm SID'de 0x0 cm ila 48x48 cm

Minimum içsel filtre: 2 mm Al eşdeğeri

Boyutlar: 268 x195.5 x 206.5 mm

3.2 Veri Değerlendirmede Kullanılan Program

Bu tez çalışmasında SHING YOUNG marka SC3000 model tek tüplü röntgen cihazında gerçekleştirilen X-ışını grafileri sonrası hastaların soğurduğu radyasyon dozu, PCXMC programı aracılığı ile hesaplanmıştır. Öncelikle programın deneme sürümü kullanılmıştır. Akabinde Giresun Üniversitesi bilimsel araştırma projelerinden biri olan “Hastanelerde Hastaların Aldıkları Radyasyon Dozunun Belirlenmesi ve Hesabının Yapılması için Gerekli Altyapının Oluşturulması” isimli projeden temin edilmiştir.

PCXMC programı, Finlandiya Radyasyon ve Nükleer Güvenlik Kurumu (STUK) tarafından yapılan çalışmalar sonrasında 1997 yılında yayınlanmıştır. İlerleyen yıllarda gerek görülen ihtiyaçlar sebebi ile programda değişiklik yapılarak geliştirilme sağlanmıştır. Geliştirmenin ilk aşamaları olan 1.0-1.5 versiyonlarında Cristy (1980) tarafından değiştirilen matematiksel fantom modelleri kullanılmıştır. Günümüzde kullanılan versiyon 2.0 de ise fantom kısmen aynıdır. Bu versiyonda yapılan değişiklik ise Cristy ve Eckerman (1987) tarafından geliştirilen fantom modellerinin eklenmesidir. Bunda esas amaç ise ölçüm sırasında (örneğin kafa bölgesi) görülen belirgin hataların düzeltilmesi ve organ eklemelerinin (oral mukoza, tükürük bezi, prostat ve ekstratorasikte havayolları) gerçekleştirilmesidir. Böylece sistem daha düzgün veri üretmekte ve farklı organların dozu hesaplamalarına da imkan verebilmektedir. PCXMC programında tercih edilen fantom, farklı yaşlarda bireyleri (yeni doğan, 1, 5, 10, 15 yaşında ve yetişkin) temsil eden bilgisayarlı hermafrodit fantomlardır. Bu fantomlara ait temel vücut ölçülerine aşağıdaki Çizelge 3.1’de belirtilmiştir. Lateral projeksiyonlarda, gerçeğe daha yakın (gerçeklik oranı daha yüksek) hesaplamaların elde edilebilmesi için fantom kolları alan dışına çıkarılabilmektedir (Şekil 3.5).

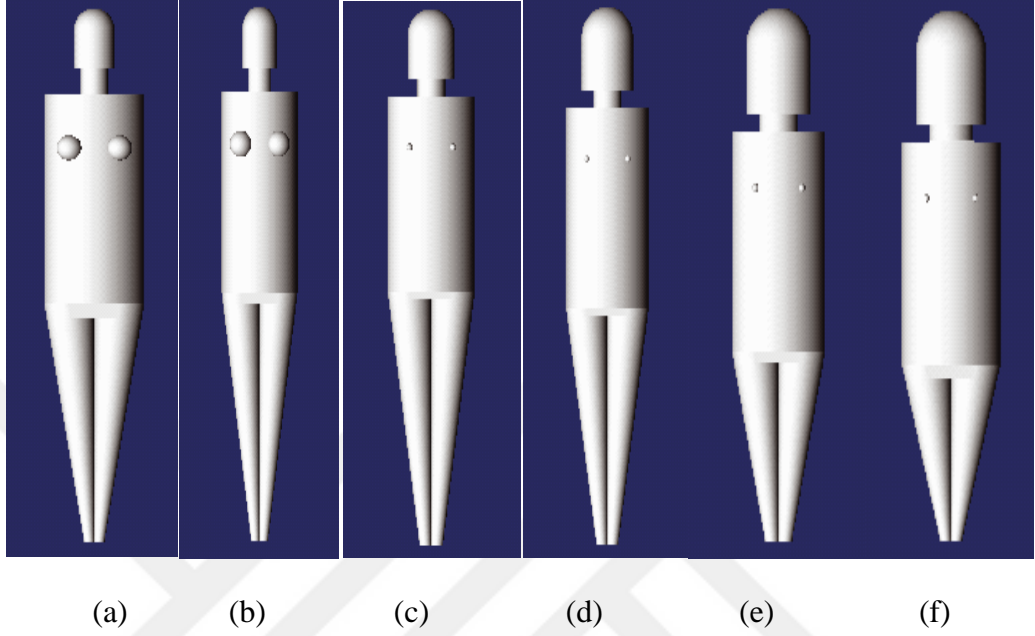
Çizelge 3.1: PCXMC’de yer alan matematiksel fantom boyutları

Yaş Sınırları	Ağırlık (kg)	Boy (cm)	Gövde uzunluğu (cm)	Gövde kalınlığı (cm)	Gövde genişliği ¹ (cm)	Gövde genişliği ² (cm)	Bacak uzunluğu (cm)
Yeni doğan	3,40	50,9	21,6	9,8	10,94	12,7	16,8
1 yaşında	9,20	74,4	30,7	13,0	15,12	17,6	26,5
5 yaşında	19,0	109,1	40,8	15,0	19,64	22,9	48,0
10 yaşında	32,4	139,8	50,8	16,8	23,84	27,8	66,0
15 yaşında	56,3	168,1	63,1	19,6	29,66	34,5	78,0
Yetişkin	73,2	178,6	70,0	20,0	34,40	40,0	80,0

1: kollar hariç-açıkken yapılan ölçüm
2: kollar dahil- kapalı yapılan ölçüm
Gövde: Boyun ve bel arasındaki bölge

Kaynak: (Stuk A-231, 2008)

Hesaplama, program kullanıcısı tarafından isteğe göre fantom kolları gövde yanlarına dahil edebileceği gibi dışında da bırakılabilir. Kolların dahil edilmesi veya dışarıda bırakılması gövde genişliğini etkilememektedir. Aşağıdaki resimde fantom modelleri gösterilmiş olup 6 farklı modele yer verilmiştir.



Şekil 3.5: PCXMC’de temel fantomların anterior görüntüleri. (a) yetişkin fantom 178,6 cm/73,2 kg, (b) 15-yaşında fantom 168,1 cm/56,3 kg, (c) 10-yaşında fantom 139,8 cm/32,4 kg, (d) 5-yaşında fantom 109,1 cm/19,0 kg, (e) 1-yaşında fantom 74,4 cm/9,2 kg (f) yeni doğan fantom 50,9 cm/3,4 kg.

Kaynak: (STUK A-231, 2008)

Monte-Carlo tabanlı bilgisayar yazılım programı olan PCXMC programının; diğer yazılımlardan en önemli farkı, hesaplamaların standart insan boyutu dışında gerçek hasta boyutuna göre ayarlanabilmesine olanak sağlamasıdır. Demetin hastaya giriş noktası istenilen biçimde değiştirilerek, ışınlanan alan kullanıcı tarafından belirlenebilmektedir. Bu benzeşimler oluşturulurken, programın kullanıcıdan istediği parametreler doğrultusunda kişiye özel doz hesabı yapılabilmektedir.

3.3 Yöntem

Bu tez çalışmasında konvansiyonel radyografik incelemeler sırasında hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunun belirlenmesi ve bu dozların uluslararası radyasyon doz seviyeleri ile karşılaştırılarak yorumlanması hedeflenmiştir. Bu kapsamda

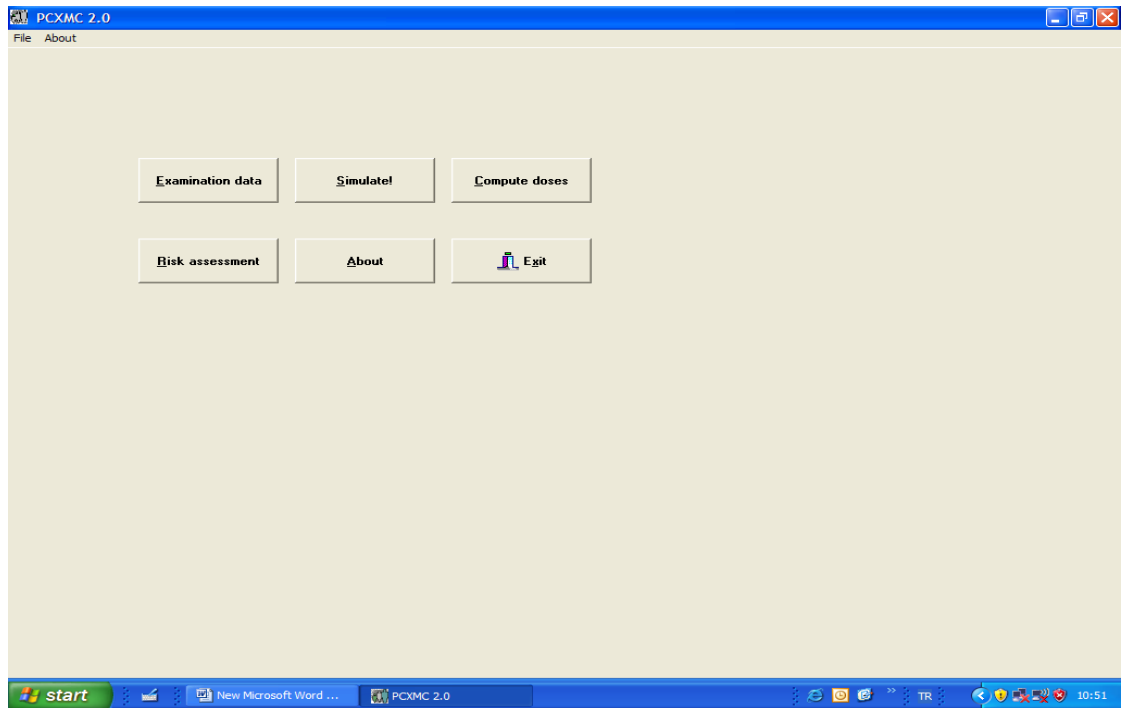
SHING YOUNG marka SC3000 model tek tüplü konvansiyonel röntgen tetkiki ile, bu tez çalışmasının konusuna temel teşkil eden veriler bilimsel iş birliği doğrultusunda temin edilmiştir.

3.3.1 Hasta verileri toplanması

Hastaların maruz kaldığı dozun hesaplanabilmesi için kullanılmış olan doz hesaplama programının algoritması gereği, SHING YOUNG marka SC3000 model tek tüplü konvansiyonel röntgen tetkiki yapılmış hastaların fiziksel özelliklerine (yaş, kilo, boy) ve ilgili hastalara uygulanan incelemenin teknik parametrelerine (kVp, mAs v.b.) ihtiyaç duyulmuştur. Anket aracılığı ile toplanan radyografik incelemelerin tetkik parametreleri değerlendirilmiş ve uygun bir şekilde kayıt altına alınmıştır. Bu kapsamda PCXMC programı aracılığı ile yapılacak doz hesaplamalarında gerekli olan hastaların fiziksel parametrelerini ve radyografik incelemenin teknik parametrelerini içeren bilgilerin zet şeklinde, tezin ‘‘BULGULAR’’ kısmında yer alan izelge 4.1 de yer verilmiştir. Bu veriler, ilgili hastaların etkin ve organ dozlarının hesaplanabilmesi için PCXMC programında kullanılmıştır.

3.3.2 PCXMC programı

3.3.2.1 PCXMC giriş sayfası



şekil 3.6: PCXMC giriş sayfası

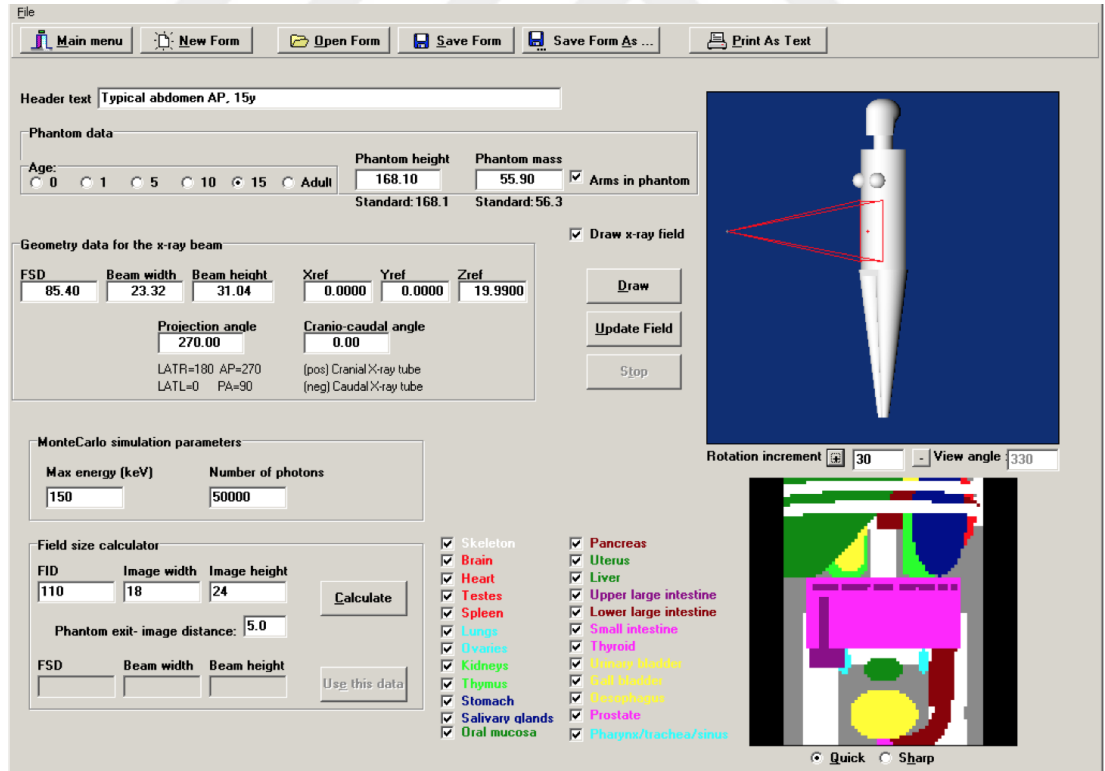
İlk açılan sayfada “Examination data, Simulate, Compute doses, Risk assessment, About and Exit” olmak üzere altı adet düğme bulunmaktadır. Öncelikle Examination data” bölümüne girilir (Şekil 3.6).

3.3.2.2 Examination data (Tetkik Bilgi)

Examination data sayfasında bulunan “Open Form” kısmındaki MCRUNS klasörünün altındaki dosyalardan uygun projeksiyon seçilir. Eğer uygun projeksiyon yoksa seçilen projeksiyon üzerinden gerekli değişikliklerin yapılması gerekir.

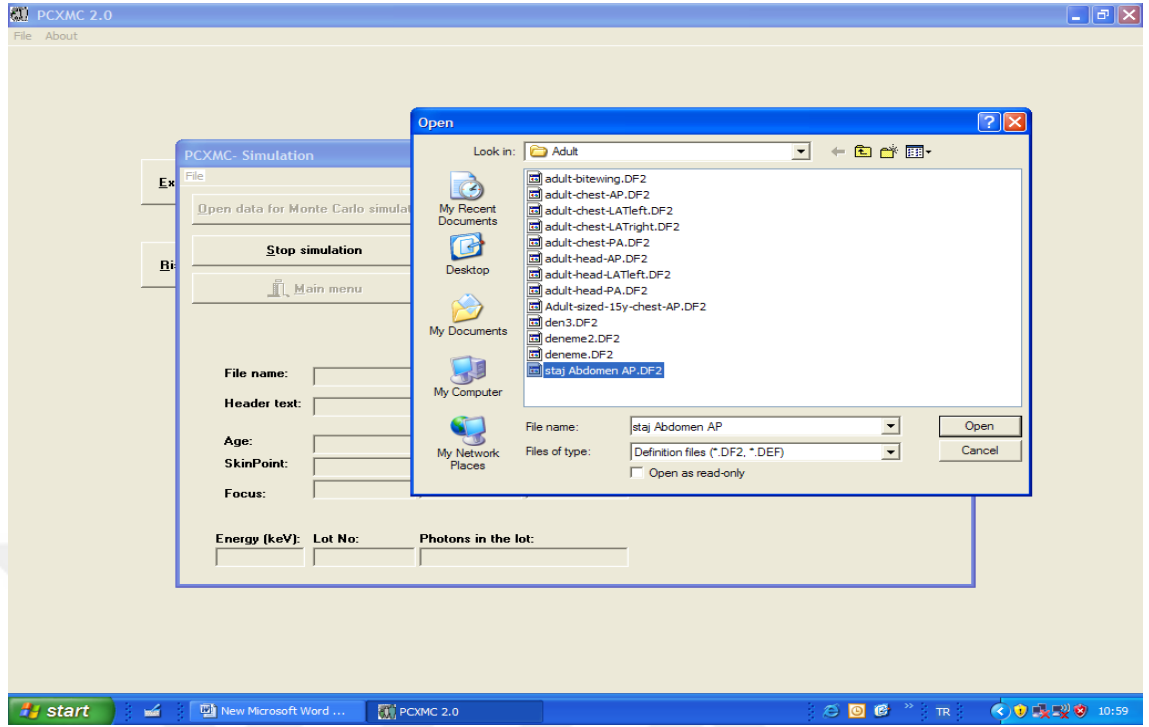
“Header text” kısmına başvuran kişi veya kuruluşu tanımlayan bilgi “ad, uygulanan tetkik adı, projeksiyon ve yaş” sırasında girilir.

X-ışınının farklı açılarda, hasta üzerindeki giriş noktası programda görülebilmektedir. Etkin doz değerinin bulunabilmesi için programın “Examination data” sayfasına projeksiyon açısı, X-ışınının hasta üzerine giriş alan boyutu, hastanın ağırlığı-yaşı-kilosu gibi bilgiler girildikten sonra “Main menu” (Ana menü) kısmına geçerken dosyanın kaydedilmesi istenir, bu basamakta program dosyayı Header text’de tanımlanan ad ile “DF2” uzantılı kaydetmektedir (Şekil 3.7).



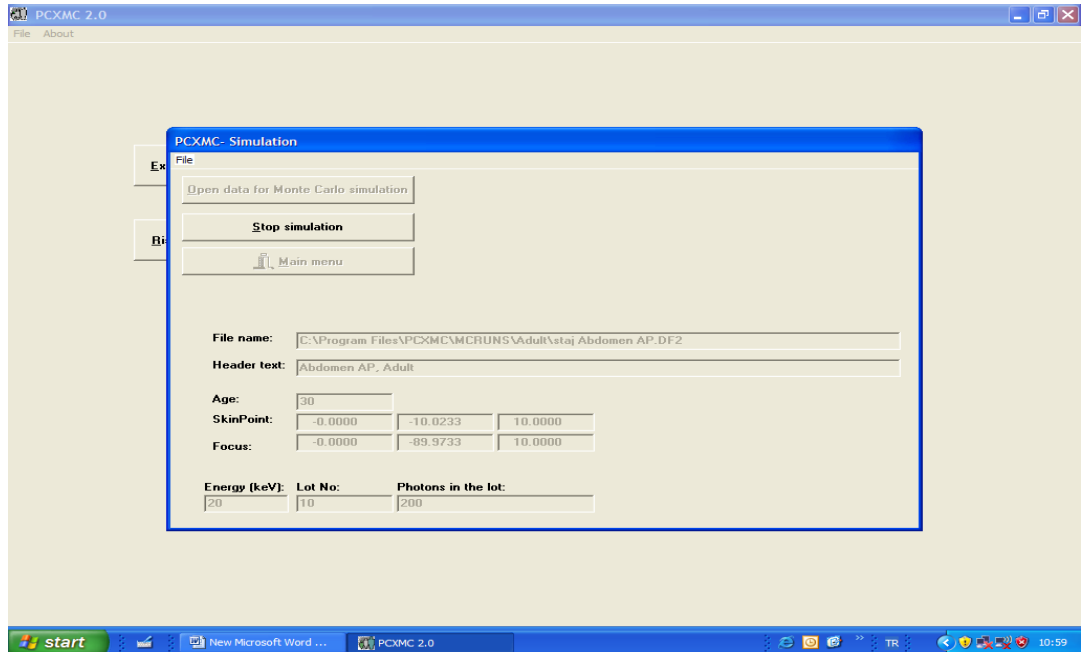
Şekil 3.7: Radyografik inceleme teknik bilgilerini içeren ara yüzü

3.3.2.3 Simulate (benzetmek)



Şekil 3.8: PCXMC programının arayüzü 1

“Open data for Monte Carlo simulation” tuşuna basıldığında gelen dosyalardan “Header text” de tanımladığımız DF2 uzantılı dosya seçilir (Şekil 3.8) ve program girdiğimiz “max kVp” değerine göre simüle ederek foton sayısını bulur (Şekil 3.9).



Şekil 3.9: PCXMC programının arayüzü 2

3.3.2.4 Change X-ray spectrum

Calculation of x-ray spectrum

X-ray tube potential	Filter #1 : Material	Filter #2 : Material
120 kV	13 Atomic Number	29 Atomic Number
X-ray tube Anode Angle	Al Chemical Symbol	Cu Chemical Symbol
17.00 degree	Filter #1 : Thickness	Filter #2 : Thickness
	3.00 mm	0.10 mm
	0.8106 g/cm ²	0.0894 g/cm ²

Exit: Generate this spectrum!

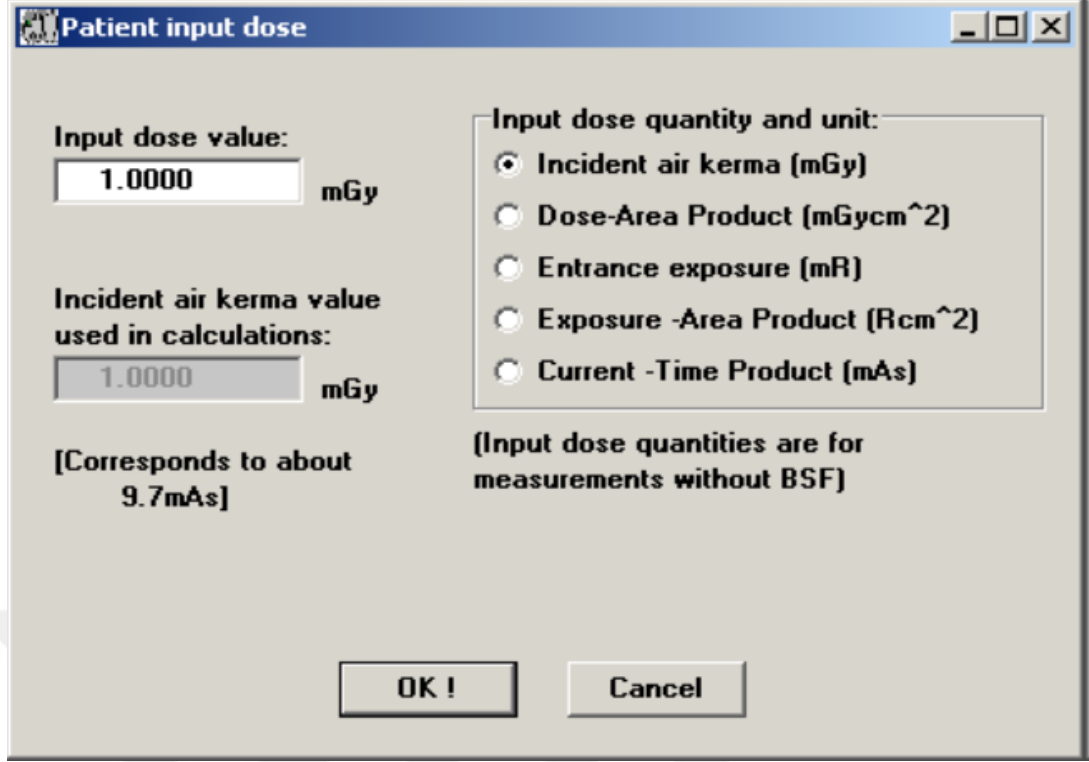
Exit: Keep old spectrum!

Şekil 3.10: PCXMC programının spektrum değiştirme arayüzü

Her hasta için çekim sırasında kullanılan kVp, filtre malzemesi ve kalınlığı bilgileri uygun alanlara girilerek “Generate this spektrum” (bu spektrumu oluştur) alanından çıkış yapılır (Şekil 3.10).

3.3.2.5 Compute dose (doz hesaplama)

Doz hesaplama (compute dose) bölümüne geçildikten sonra “calculate dose” kısmı seçilerek .ene uzantısı olan dosya açılır. Bu kısım patient input dose parametrelerinin seçilmesini sağlar. Burada karşımıza çıkan hava kerma seçilir.



Şekil 3.11: PCXMC programında doz miktarı ve ölçüm çeşidi belirlenmesi

Bu aşamada “Input dose value” (giriş doz değeri) kısmına uygun olan doz değerini girmektedir.

3.3.3 Hasta giriş dozu teorik hesabı

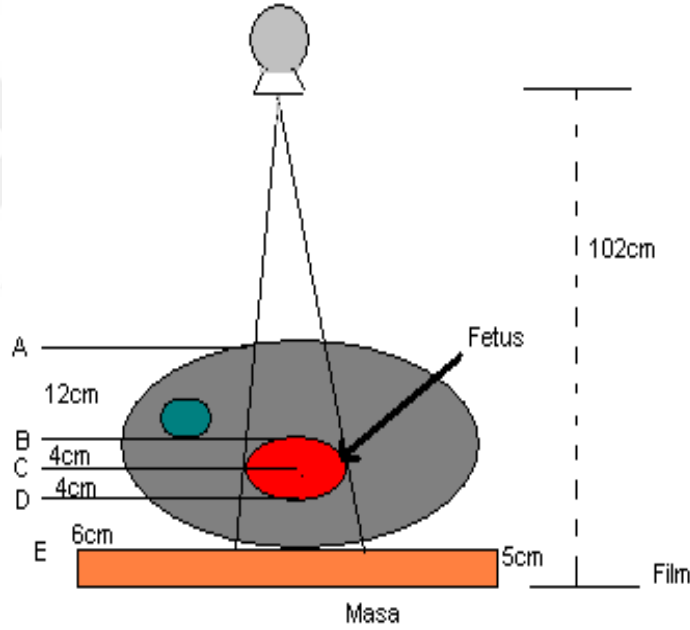
Organ dozlarının saptanabilmesi için idealde havadaki ışınlanmanın yada hasta üzerindeki (soğurulan dozun) bilinmesi gerekmektedir. Tetkikte kullanılan X-ışını sisteminin farklı kVp ve mAs kombinasyonlarında, odaktan belirli bir uzaklıkta havada yapılan ışınlamalarından elde edilen sonuçlar bu bilgiyi sağlar. Ancak çoğu zaman hasta dozlarının retrospektif olarak hesabı gerekmekte ve tetkikte kullanılan sistemde bu tür fiziksel ölçümlerin yapılması mümkün olamamaktadır. Bu durumlar için ışınlamaların bir tahmininin yapılmasını sağlayan literatür verileri kullanılır.

Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesinin 34 nolu raporunda verilen ve Şekil 3.13’te görülen grafikle odaktan 1m mesafede havada soğurulan doz değerleri mGy/mAs olarak farklı tüp filtrasyonu ve kVp değerleri için tek faz sistemlere göre verilmektedir. Aşağıda görülen grafik herhangi bir X-ışını sisteminin belirli şartlarda verdiği ışınlama miktarının kontrol edilmesi amacıyla kullanılabilir. Odaktan 1 metre uzaklıkta farklı kVp değerlerinde elde edilen ışınlamalar, kullanılan mAs’a normalize edildikten sonra bu referans veriler ile karşılaştırılabilir. X-ışını

tüpünün eski olması ya da üç faz sistemlerde yüksek voltaj kablolarındaki kapasitans nedeniyle tüp çıkışında farklılıklar olabilir. Elde edilen sonuçların bu referans değerlerden farkı %40-50'den fazla olmamalıdır.

Aşağıda verilen örnekte hava kerma değeri ile Uluslararası Radyasyondan Korunma komitesininin 34 nolu raporu dikkate alınarak hastanın yüzey giriş dozunun teorik hesaplaması yapılmıştır.

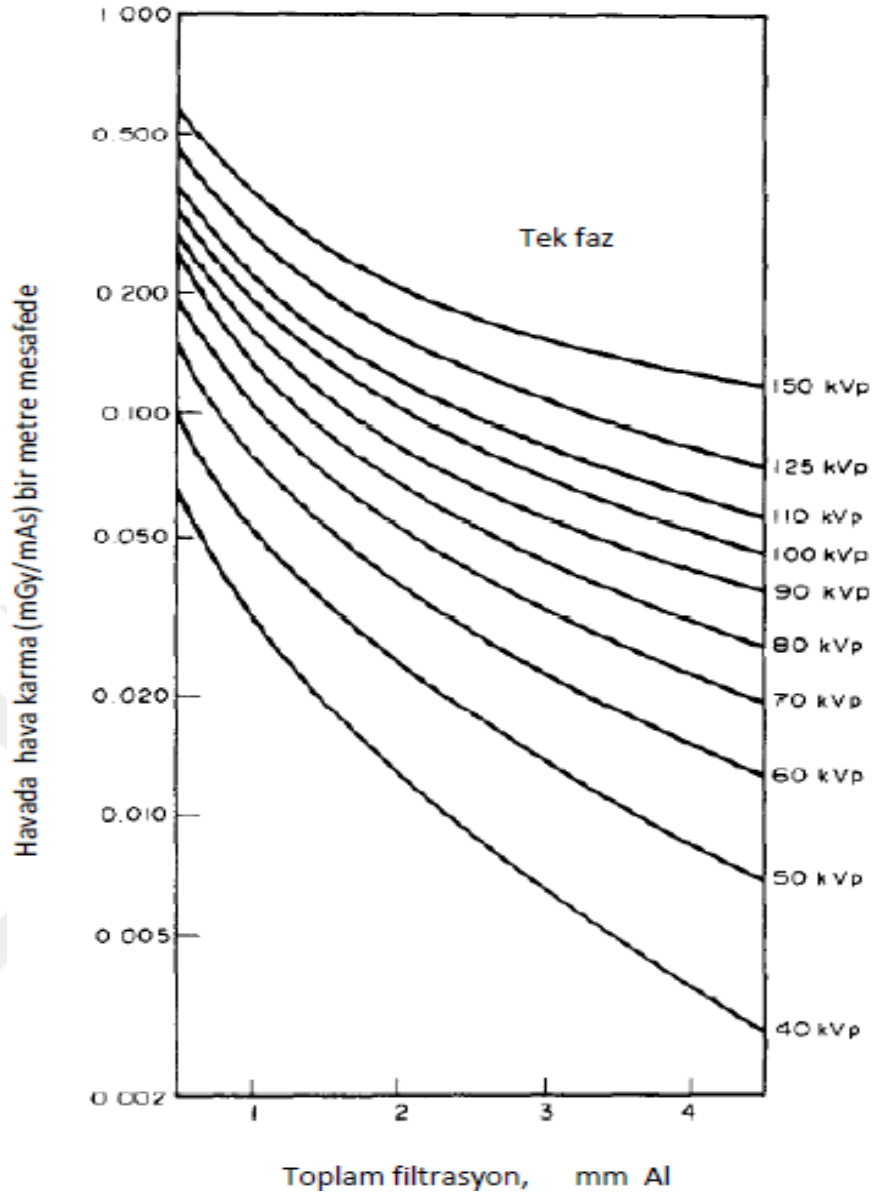
Akciğer AP tetkiki yapılan 70kg ağırlığındaki bir kadın hastanın, Şekil 3.12'de verilen hasta dozu ölçüm geometrisinde görüldüğü gibi odak-film mesafesi 102 cm ve abdomen kalınlığı 26 cm'dir. Tetkikte uygulanan voltaj, akım ve ışınlama sahası sırasıyla 70kVp, 80mAs, 35x43 cm² 'dir. Cihazın 3-faz sistem olduğu kabulü ile hastanın yüzey giriş dozu hesaplanmasına aşağıda yer verilmiştir.



Şekil 3.12: Hasta Dozu Ölçüm Geometrisi

Kaynak: ICRP 34 (1982)

Kullanılan X-ışını sisteminde önceden havada hiçbir ışınlama yapılmadığı varsayılarak oluşturulan Şekil-3'de verilen grafikten odaktan 1m. mesafede 70kVp, 3mm-Al filtrasyon için havadaki Kerma değeri 0,033mGy/mAs olarak okunmaktadır.



Şekil 3.13: Havada 1m. mesafede tüp filtrasyonu ve kVp değerlerine göre tek faz sistemler için mGy/mAs olarak hava kerma değerleri (ICRP-34)

Grafikdeki değerlerin üç faz veya sabit potansiyelde sistem olması durumunda 1,8 değeri ile çarpılması gerektiğinden grafikten elde edilen 1m'de hava kerma değeri, 3 faz sistem ve 80mAs göz önüne alınarak

$$0,033\text{mGy/mAs} \times 1,8 \times 80\text{mAs} = 4,8\text{mGy} \text{ bulunur.}$$

ICRP 34 nolu yayına göre uygulama protokolünde yüzey giriş dozuna göre belirlenen geri saçılım faktörünün (BSF) göz önüne alınması gerekir. PCXMC yazılımındaki modellemede giriş dozu hava kerma değeri olarak girildiği için BSF ile çarpmaya gerek kalmamaktadır.

Şekil 3.13'deki grafikten elde edilen değer 1m de olduğu için, odak-cilt mesafesi bulunarak ters kareden düzeltilmelidir. Burada hasta ile film arası uzaklığın 5cm olduğu kabulü ve soruda verilen 26 cm hasta kalınlığı da göz önüne alınarak

Odak Cilt mesafesi, $102-(26+5) = 71\text{cm}$ bulunur. Grafikten okunan 1 m'deki hava kerma değeri, hesaplanan odak-cilt mesafesi için ters kareden düzeltilerek uygulamaya özgü $0,71\text{m}$ 'de hava kerma değeri bir başka değişle yüzey giriş dozu $4,8\text{mGy} \times (100/71)^2 = 9,5\text{mGy}$ olarak elde edilir.

Yukardaki örnekte anlatılmış olan yöntemle bu tez çalışmasında her bir hasta için tek tek hasta giriş dozları teorik olarak hesaplanmıştır. Bulunan bu değerler, PCXMC programının Şekil 3.11'de verilen "Input dose value" (hasta giriş dozu değeri) kısmına girilmiş ve her hasta için etkin doz ve organ dozlarının hesabı gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.14).

The screenshot shows the PCXMC Dose Calculation software interface. The main window displays the following information:

- X-ray tube potential:** 120 kV
- Anode angle:** 17 deg
- Filtration:** 3 mm Al + 0.1 mm Cu

The software parameters are listed as follows:

- File: C:\Program Files\PCXMC\MCRUNS\Adult\Adult-chest-PA200000.srs2
- apical chest PA, Adult Phantom: Adult Arms included Simulation: Photons/Energy level: 200000 Maximum energy: 150 keV
- Projection angle (LATL=0, PA=90, LATR=180, AP=270): 90.000 Gbi angle: 0.000
- Field width: 30.10 cm and height: 37.60 cm FSD: 100.000 cm Ref point (x,y,z[cm]): (0.000, 0.000, 52.000)
- Phantom height: 178.600 cm and mass: 73.200 kg Scaling factors: (x[cm]): 1.000 and (z): 1.000
- Incident air kerma: 0.150 mGy Tube voltage: 120 kV Filter: 3 mm Al + 0.1 mm Cu

The main table shows the following data:

Organs	Dose (mSv)	Error (%)	Organs	Dose (mSv)	Error (%)
Adipose bone marrow	0.052206	0.1	(Scapulae)	0.400557	0.4
Adrenals	0.154045	1.7	(Clavicles)	0.000160	1.4
Brain	0.000822	3.3	(Ribs)	0.288670	0.2
Breasts	0.035366	0.9	(Upper arm bones)	0.035092	1.0
Colon (Large intestine)	0.003454	1.5	(Middle arm bones)	0.039175	1.0
(Upper large intestine)	0.005363	1.6	(Lower arm bones)	0.006519	1.9
(Lower large intestine)	0.000929	4.3	(Pelvis)	0.002112	2.1
Extrathoracic airways	0.007761	4.7	(Upper leg bones)	0.000026	19.1
Gall bladder	0.027439	2.1	(Middle leg bones)	0.000001	47.9
Heart	0.056200	0.6	(Lower leg bones)	0.000000	NA
Kidneys	0.092431	0.6	Skin	0.024164	0.2
Liver	0.065439	0.3	Small intestine	0.004060	1.4
Lungs	0.131340	0.2	Spleen	0.124134	0.8
Lymph nodes	0.035024	0.4	Stomach	0.037965	1.1
Muscle	0.027625	0.1	Testicles	0.000001	69.9
Oesophagus	0.091599	1.0	Thymus	0.029615	3.1
Oral mucosa	0.002377	6.2	Thyroid	0.023657	3.7
Ovaries	0.000911	21.3	Urinary bladder	0.000195	17.7
Pancreas	0.073502	1.1	Uterus	0.000731	8.1
Prostate	0.000060	85.9			
Salivary glands	0.004203	3.5	Average dose in total body	0.025716	0.1
Skeleton	0.074937	0.1	Effective dose ICRP60 (mSv)	0.042921	0.3
(Skull)	0.004391	1.5	Effective dose ICRP103 (mSv)	0.045029	0.2
(Upper Spine)	0.044352	1.2			
(Middle Spine)	0.326392	0.3			
(Lower Spine)	0.075329	0.9	Abs. energy fraction (%)	58.042776	

Şekil 3.14: PCXMC programının doz hesaplama sayfası



4. BULGULAR

4.1 Hastaların Fiziksel Özellikleri ve İnceleme Teknik Parametreleri

Radyografik incelemesi yapılan toplam 543 hastaya ait kişisel veriler (yaş, boy, vücut ağırlığı) ile incelemenin teknik parametrelerine (kVp, mAs) aşağıdaki çizelge 4.1’de yer verilmiştir.

Çizelge 4.1: Konvansiyonel röntgen uygulamalarında hastaların fiziksel özellikleri ve inceleme tekniği parametrelerinin özeti

Tetkik Adı	Projeksiyon	Hasta boyu		Hasta kilosu		Hasta sayısı		Işınlama Parametreleri	
		Aralığı (cm)	ortalama (cm)	Aralığı (kg)	ortalama (kg)	Yetişkin	15yaş	kVp	mAs
Lomber vertebra	Ön-Arka	150-194	172	53-102	77,5	108	2	75	25
Lomber vertebra	Yan	150-194	172	53-102	77,5	89	2	80	40
Kalça kemiği	Ön-Arka	153-189	171	52-102	77	40	-	70	32
Kafatası	Ön-Arka	150-185	167,5	50-94	72	55	-	62	16
Göğüs	Arka-Ön	150-190	170	49-104	76,5	112	1	80	10
Göğüs	Yan	178-157	167,5	90-60	75	6	-	85	25
Torakal vertebra	Ön-Arka	150-189	169,5	107-49	78	75	1	70	32
Torakal vertebra	Yan	150-189	169,5	107-49	78	51	1	80	40
Toplam						536	7	-	-

Çizelge 4.1 de yer alan bilgiler, PCXMC programında her hasta için ayrı olmak üzere organ dozları ve etkin dozların hesaplanması için kullanılmıştır. Bu veriler ışığında teorik olarak hesaplanan giriş doz değerlerine ve program aracılığı ile ICRP 103'e göre hesaplanan etkin doz değerlerine çizelge 4.2 de, ICRP 60'a göre hesaplanan etkin doz değerlerine çizelge 4.3 de yer verilmiştir.

4.2 Giriş ve Etkin Doz Belirlenmesi

Çizelge 4.2: Konvansiyonel radyografi uygulamalarda tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için giriş yüzey dozu ve etkin doz (ICRP103) değerleri

İnceleme	Projeksiyon	Giriş doz değeri aralığı(mGy)	Ortalama (mGy)	Etkin doz aralığı ICRP 103 (mSv)	Ortalama (mSv)
Lomber vertebra	Ön-Arka	2,83-3,75	3,49	0,41-0,60	0,48
Lomber vertebra	Yan	5,71-11,71	9,90	0,10-0,32	0,23
Kalça kemiği	Ön-Arka	3,58-4,21	3,88	0,42-0,61	0,49
Kafatası	Ön-Arka	1,30-1,49	1,39	0,05-0,07	0,06
Göğüs	Arka-Ön	0,86-2,72	1,01	0,10-0,47	0,14
Göğüs	Yan	1,52-4,14	3,57	0,12-0,40	0,33
Torakal vertebra	Ön-Arka	3,19-5,53	3,92	0,79-1,22	0,90
Torakal vertebra	Yan	8,77-15,01	10,21	0,73-1,03	0,81

Çizelge 4.3: Konvansiyonel radyografi uygulamalarda tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için giriş yüzey dozu ve etkin doz (ICRP 60) değerleri

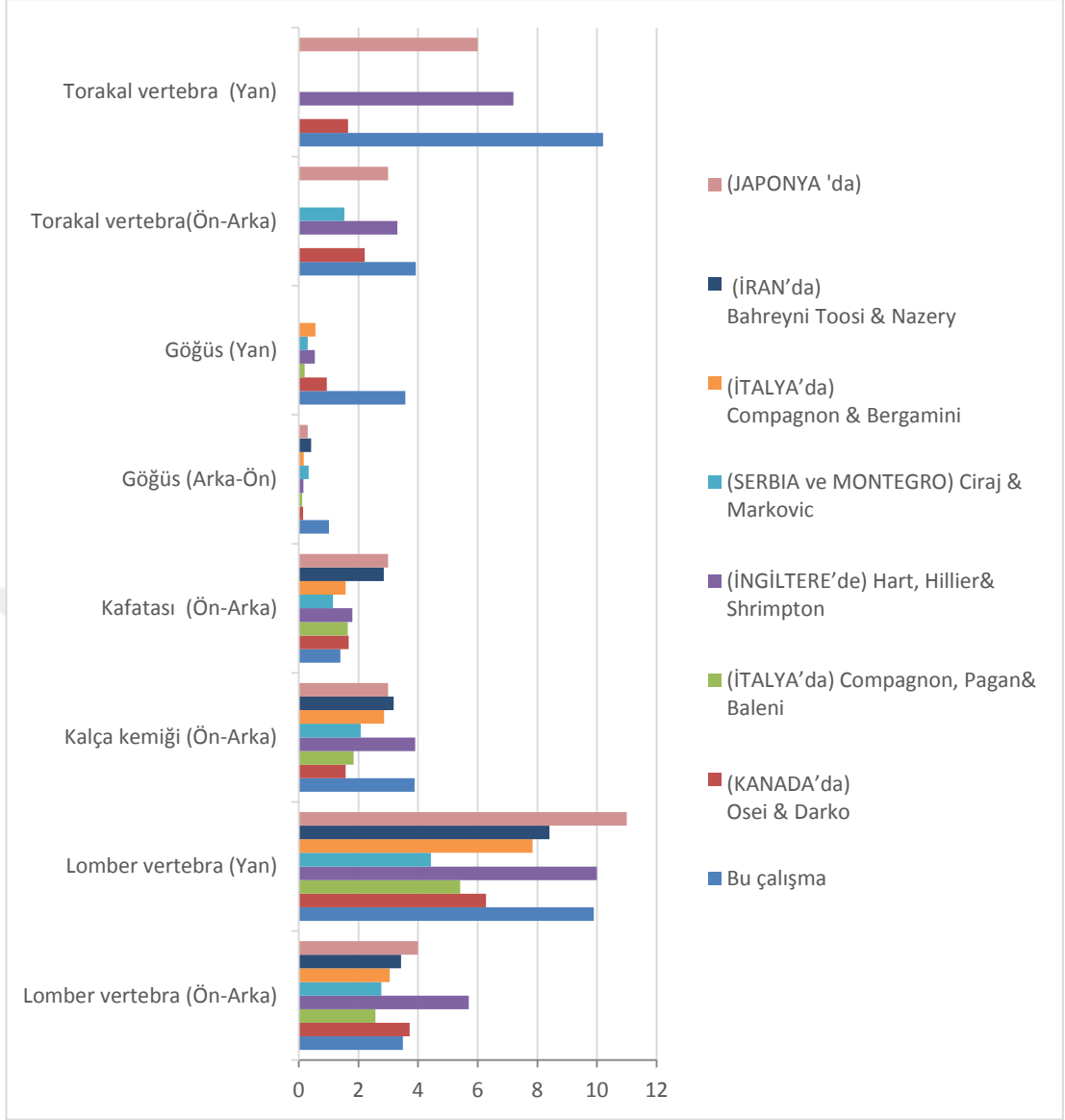
İnceleme	Projeksiyon	Giriş doz değeri (mGy)	Ortalama (mGy)	Etkin doz ICRP 60 (mSv)	Ortalama (mSv)
Lomber vertebra	Ön-Arka	2,83-3,75	3,49	0,69-0,88	0,75
Lomber vertebra	Yan	5,71-11,71	9,90	0,13-0,44	0,31
Kalça kemiği	Ön-Arka	3,58-4,21	3,88	0,70-0,92	0,79
Kafatası	Ön-Arka	1,30-1,49	1,39	0,05-0,07	0,06
Göğüs	Arka-Ön	0,86-2,72	1,01	0,10-0,45	0,14
Göğüs	Yan	1,52-4,14	3,57	0,09-0,32	0,25
Torakal vertebra	Ön-Arka	3,19-5,53	3,92	0,52-0,84	0,62
Torakal vertebra	Yan	8,77-15,01	10,21	0,57-0,80	0,62

4.3 Giriş Dozu Literatür ile Karşılaştırması

Elde edilen giriş yüzey doz değerleri ile literatürde benzer çalışmalarda her bir inceleme bölgesi için rapor edilen giriş yüzey dozlarının karşılaştırılmasına çizelge 4.4 de yer verilmiştir. Ayrıca değerlerin karşılaştırılması grafiksel bir gösterimle de ortaya konmuştur (Şekil 4.1).

Çizelge 4.4: Tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için giriş yüzey dozunun (ESD), literatürde rapor edilmiş değerlerle karşılaştırılması (mGy)

İnceleme Projeksiyon	Lomber vertebra	Lomber vertebra	Kalça kemigi	Kafatası	Göğüs	Güğös	Torakal vertebra	Torakal vertebra yan
	Ön-Arka	Yan	Ön-Arka	Ön-Arka	Arka-ön	Yan	Ön-Arka	
Bu çalışma	3,49	9,90	3,88	1,39	1,01	3,57	3,92	10,21
(KANADA'da) Osei & Darko	3,72	6,28	1,57	1,67	0,14	0,94	2,21	1,65
(İTALYA'da) G. Compagnon, Pagan & Baleni	2,57	5,41	1,84	1,64	0,11	0,20	-	-
(İNGİLTERE'de) Hart, Hillier& Shrimpton	5,70	10,00	3,90	1,80	0,15	0,54	3,30	7,20
(SERBIA'da) Ciraj& Markovic	2,77	4,43	2,08	1,15	0,33	0,30	1,53	-
(İTALYA'da) Compagnon & Bergamini	3,05	7,84	2,86	1,57	0,17	0,56	-	-
(İRAN'da) Asadinezhad & Toosi	3,43	8,41	3,18	2,85	0,41	-	-	-
(JAPONYA'da)	4,00	11,00	3,00	3,00	0,30	-	3,00	6,00



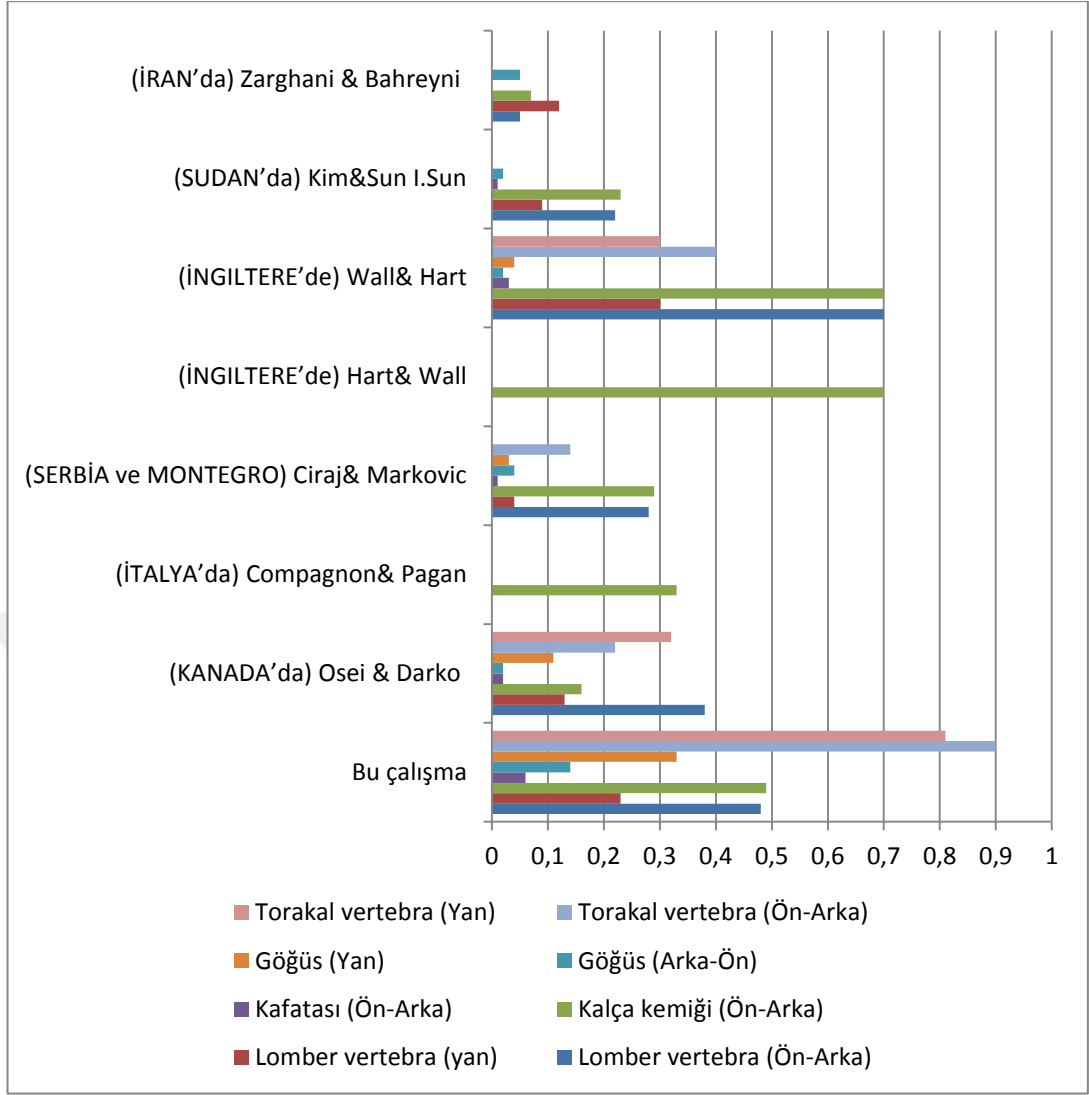
Şekil 4.1: Tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için giriş yüzey dozunun (ESD), literatürde rapor edilmiş değerlerle karşılaştırılması

4.4 Etkin Dozun Literatür ile Karşılaştırması

Bu tez çalışmasında PCXMC programı ile elde edilen etkin doz değerlerinin ortalaması ile (ICRP 103) literatürde rapor edilen, aynı inceleme bölgeleri için yapılmış tetkiklerden elde edilen etkin dozların ortalama değerlerine çizelge 4.5 de verilmiştir. Ayrıca değerlerin karşılaştırılması grafiksel bir gösterimi şekil 4.2'de verilmektedir.

Çizelge 4.5: Tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için elde edilen etkin dozların literatürde rapor edilmiş değerlerle karşılaştırılması (mSv)

İnceleme Projeksiyon	Lomber vertebra	Lomber vertebra	Kalça kemiği	Kafatası	Göğüs	Güğü	Torakal vertebra	Torakal vertebra yan
	Ön-Arka	Yan	Ön-Arka	Ön-Arka	Arka-ön	Yan	Ön-Arka	
Bu Çalışma	0,48	0,23	0,49	0,06	0,14	0,33	0,90	0,81
(KANADA'da) Osei & Darko	0,38	0,13	0,16	0,02	0,02	0,11	0,22	0,32
(İTALYA'da) Compagnon & Pagan	-	-	0,33	-	-	-	-	-
(SERBIA ve MONTEGRO) Ciraj& Markovic	0,28	0,04	0,29	0,01	0,04	0,03	0,14	-
(İNGİLTERE'de) Hart& Wall	-	-	0,70	-	-	-	-	-
(İNGİLTERE'de) Wall & Hart	0,70	0,30	0,70	0,03	0,02	0,04	0,40	0,30
(SUDAN'da) Kim & Sun I. Sun	0,22	0,093	0,23	0,01	0,02	-	-	-
(İRANDA'da) Zarghani & Bahreyni	0,05	0,12	0,07	-	0,05	-	-	-



Şekil 4.2: Tüm projeksiyonlar ve yapılan incelemeler için elde edilen etkin dozların literatürde rapor edilmiş değerlerle karşılaştırılması

4.5 Organ Dozları Belirlenmesi

Tez çalışması kapsamında yer alan X-ışını grafi incelemelerinden elde edilen veriler doğrultusunda her hastanın organ dozları değerlendirilmiş olup, farklı çekim bölgesine göre en yüksek radyasyon dozunu alan ilk 3 organa çizelge 4.6 da yer verilmiştir.

Çizelge 4.6: Yapılan tetkik bölgesine göre en yüksek dozu alan ilk üç organ (mGy)

	En yüksek organ dozu (mGy)	İkinci yüksek organ dozu (mGy)	Üçüncü yüksek organ dozu (mGy)
Head AP	Thyroid 1,06	Oral mucosa 0,49	ET airways 0,45
Chest PA	Adrenals 0,54	Lungs 0,48	Spleen 0,35
Chest Lat	Breasts 1,13	Lungs 0,81	Heart /Liver 0,45
T spine AP	Breasts 3,53	Thymus 3,12	Heart 1,78
Tspine Lat	Breast 2,90	lungs 2,02	Liver 1,13
L spine AP	Testes 3,57	Bladder 2,10	Colon 1,10
LSJ Lat	Colon 0,78	Ovaries 0,74	Small intestine 0,58
Pelvis AP	Testes 3,85	Bladder 2,21	Prostate 1,48

AP = Antero-posterior, ET = Extrathoracic, PA = Postero-anterior, LSJ =Lumbo-sacral joint, Lat = Lateral (average of Left and Right Lateral)

Çizelge 4.6 ya göre;

- Kafa çekimi işlemi sırasında, en yüksek radyasyon dozunu 1,06 mGy değeri ile tiroit bezi,
- Göğüs çekiminde (arkadan öne) en yüksek dozu alan organ 0,54 mGy değeri ile böbreklerin
- Aynı zamanda göğüs yan çekimi, torak vertebral önden arka ve yan çekimde en yüksek dozu alan meme (sırası ile 1,13 mGy, 3,53 mGy ve 2,90 mGy),
- Lumbaral vertebral (ön arka) çekimde en yüksek dozu 3,57 mGy ile testislerin,
- Lumbo sakral çekiminde en yüksek değeri 0,78 mGy ile kalın bağırsak (colon),
- Pelvis çekimde (ön –arka) en yüksek değer, 3,85 mGy ile testislerin aldığı görülmüştür.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Günümüzde toplam radyasyon maruziyetinin %21'i yapay radyasyon kaynaklarından ileri gelmektedir. Yapay radyasyon kaynaklarının neden olduğu radyasyon maruziyetinin yaklaşık olarak %50 sini ise tıbbi görüntüleme tetkikleri oluşturmaktadır (IAEA, 2000).

Tıp uygulamalarında tanısal görüntüleme; hastalığın teşhisi, tedavi planlaması, hastalığın takibi gibi aşamalar için yaşamsal önem arz etmektedir. Bu kapsamda tanısal tıbbi incelemelerden kaynaklı soğurulan radyasyon dozunun araştırılması, son yıllarda toplumsal ve bilimsel farkındalığın artması ile ivme kazanmıştır.

Gelişen teknoloji ile birlikte; konvansiyonel röntgen (X-ışın grafisi), bilgisayarlı tomografi (BT), floroskopi ve nükleer tıp görüntüleme yöntemlerinin kullanımı ve bununla birlikte hastaların tıbbi ışınlamalardan kaynaklı aldığı radyasyon dozu artmaktadır. Bu tıbbi görüntüleme tetkiklerinden en sık kullanılanlardan biri X-ışın grafisidir (IAEA Division of Public Information,1996).

X-ışın grafi incelemelerin de ve iyonize radyasyon ile yapılan diğer tüm görüntüleme tetkiklerinde teşhisin en az hata ile yapılması hedeflenmektedir. Bu doğrultuda minimum hasta dozu uygulanarak optimum görüntü kalitesinin elde edilmesi amaçlanmalıdır (TAEK, 2000).

Bu incelemelerde hastaların maruz kaldığı iyonize radyasyonu, yüksek görüntü kalitesi koşulu ile optimize etmek oldukça önemlidir. Bu doz optimizasyonu sırasında; incelemelerin gerçekleştirilmesi, optimizasyon ve doz limitleri uygulanması gibi radyasyondan korunma felsefesinin temel kriterleri referans alınmalıdır. Bu ilkelerden ilk ikisi, tüm ışınlamalar ve tüm bireyler için geçerlidir. Radyolojik incelemenin gerçekleştirilmesi ve tanısal bilgi elde etmek için gerekli dozdan daha fazla radyasyon verilmemesi şartıyla hastalar için tıbbi ışınlamalarda doz limitlerinin kullanılması uygun değildir. Ancak, tanısal radyolojide kullanılan dozlara bağlı radyasyon risklerinin var olduğu kabul edilerek, tüm radyolojik incelemelerde gerçekleştirme ve optimizasyon ilkelerine sadık kalınmalıdır.

Optimizasyon, kabul edilebilir en düşük doz (“As Low As Reasonably Achievable”, ALARA) prensibine dayanır ve görüntüleme tekniğinin tanısal amaca göre düzenlenmesini gerektirir.

Farklı görüntüleme yöntemlerinden yapılan doz değerlendirme araştırması, bazı sağlık tesisler ve kurumlar arasında aynı uygulama ve prosedür ve ortak özelliklere sahip olan hasta gruplarında önemli farklılıklar göstermektedir.

ICRP bu nedenle, NDRL değerlerini doz denetimini desteklemek ve hastaların radyasyondan korunmasını iyileştirmek amacıyla tanımlamıştır. Diyagnostik referans seviyeleri (DRL'ler) optimizasyonu teşvik etmek için pratik bir araçtır ve radyasyon koruma açısından kendi başına yeterli değildir bunun için görüntü kalitesi veya daha genel olarak, tetkik bilgileri değerlendirilmelidir.

Farklı tanısal görüntüleme sistemlerinde, belirli hasta grupları (yetişkin, çocuk) için farklı tetkik türüne ve projeksiyona göre doz değerlerinin (ESD, DAP) belirlenmesi ve DRL'ler ile karşılaştırması sonucu;

Değerler DRL'nin altında ise, bu mutlaka tatmin edici bir performans göstermez ve görüntüleme tekniği ile, tetkikin klinik amacına ulaşıldığı hususunda uzlaşmadan tatmin edici sonuç olarak kabul edilemez.

Değerler DRL'nin üstünde ise, iyonlaştırıcı radyasyon dozu azaltmak için tetkikte kullanılan ışınlama parametrelerinin gözden geçirilmesi gerekmektedir.

NDRL'lerin (ulusal DRL) oluşturulması için ulusal hasta dozu veritabanı oluşturulması gerekmektedir. NDRL ile bölgesel DRL'ler belirlenmesinde izlenen yöntem aynıdır. Ulusal DRL'lerin belirlenmesi nadir yapılan tetkiklere ilişkin doz değerleri hakkında bilgi vermesi noktasında farklılık göstermektedir. Bu yüzden ulusal bir yaklaşımdan ziyade yerel tanı referans seviyeleri (LDRL'ler) tanımlamak daha uygun olacaktır.

Yukarıda açıklanan bilgiler doğrultusunda, bu çalışmada X-ışını grafileri gerçekleştirilen hastaların giriş dozları teorik olarak, etkin doz ve organ dozları ise PCXMC programı aracılığı ile hesaplanmıştır. Bu sonuçlar, farklı ülkelerin referans değerleri ile karşılaştırılmıştır.

DRL için, hava kerma (PKA) veya giriş yüzey hava kerma ($K_{a,e}$) değerleri kullanılmaktadır. Giriş yüzey hava kerma ($K_{a,e}$) değeri, termolüminesans

dozimetreler (TLD'ler) gibi dozimetreler kullanılarak belirlenmektedir. Alternatif ve teorik olarak hava kerma değeri $K_{a.e}$, ışınlama parametreleri (kVp, mAs) ile kaynak-cilt mesafesi (SSD) ve geri saçılma faktörü değerleri kullanılarak hesaplanmaktadır. Hava kerma ($K_{a.e}$) ve giriş yüzey doz (ESD) değerleri, tanısal radyoloji enerji aralığında sayısal olarak eşittir.

Türkiye 24.03.2000 tarihinde, 23999 sayılı resmi gazetede yayılan “Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği” nin 28. Maddesinde “Tıbbi Işınlamalarda Rehber Seviyeler” başlığı altında referans doz seviyelerini ICRP 73 (1996)’ te yer alan standartlara göre belirlenmiştir. Belirlenen doz seviyelere ve yapılan bu çalışmada hesaplanan teorik olarak giriş doz değerleri karşılaştırıldığında göğüs (arka-ön), göğüs (yan) uygulamalarında elde edilen doz değerleri referans doz seviyelerinden yüksek çıkmıştır. Bunun en önemli nedeninin düşük kVp tekniğinin kullanılması olduğu düşünülmektedir.

X-ışın grafipler için çizelge 4.2’ de teorik olarak hesaplanan giriş doz değerleri farklı vakalarda gösterilmiştir. Bu değerlerin farklı ülkelerin çalışmalarını ile karşılaştırılması (çizelge 4.4) sonucu diğer ülkelerin göğüs(arka-ön), göğüs(yan), torakal vertebra(ön-arka), torakal vertebra(yan) giriş doz değer aralıkları sırasıyla 0,11-0,41 mGy, 0,2-0,94 mGy, 1,53-3,30 mGy, 1,65-7,20 mGy bulunmaktayken yaptığımız çalışmada ise 0,86-2,72 mGy, 1,52-4,14 mGy, 3,19-5,53 mGy, 8,77-15,01 mGy olarak saptanmıştır. Bu yapılan çalışmaların tümü giriş doz değeri DAP veya TLD yardımıyla bulunmuştur. Bu çalışma ve diğer uluslararası çalışmalarda bulunan giriş doz değerlerindeki farklılıkların en temel sebebi çekim veya diagnostik tekniği (tüp akımı, tüp potansiyeli, film odak mesafesi), cihaz teknik özellikleri sınırlılıkları, radyoloji teknikerlerin yeterliliği ve hasta numunesindeki (vücut kitlesi) farklılıklardır.

Etkin dozları ile ilgili çizelge 4.5’te karşılaştırmalara baktığımızda diğer ülkelerin kafatası (ön-arka), göğüs (arka-ön), göğüs(yan), torakal vertebra (ön-arka), torakal vertebra(yan) etkin doz değerleri sırasıyla 0,01-0,03 mSv, 0,02-0,05 mSv, 0,03-0,11 mSv, 0,14-0,4 mSv, 0,30-0,32 mSv ve yaptığımız çalışmada ise 0,05-0,07 mSv, 0,10-0,47 mSv, 0,12-0,40 mSv, 0,79-1,22 mSv, 0,73-1,03 mSv olarak bulunmuştur. Yapılan çalışmaların çoğu etkin doz değerini bilgisayar programları yardımıyla elde edilmiştir. Doz farklılıklarının nedeni ise farklı teknik özelliklere sahip X-ışını

röntgen cihazlarının kullanılması, farklı yöntemler ile doz hesaplamalarının yapılmasıdır.

Çizelge 4.6' da ilgilendiğimiz radyografi vakaların içinde yer alan radyasyona duyarlı ve geometri olarak incelemede radyasyona maruz kalan en yüksek dozu alan ilk üç organ görünmektedir. Tüm radyografilerde en yüksek dozu alan organların doz aralığı 0,54-3,85 mGy, ikinci yüksek dozu alan organların doz aralığı 0,48-3,12 mGy, üçüncü yüksek dozu alan organların doz aralığı 0,35-1,78 mGy dir. Bu aralıklarda dozlar deterministik etki (hafif radyasyon hasarı) oluşması beklenmemektedir. Ancak stokastik etkiler için net bir şey söylenmemektedir.

Açıklanan bilgiler doğrultusunda, iyonize radyasyon içeren uygulamaların bilinçli yapılması önem arz eder (Arslanoğlu, Bilgin, Kubalı, Ceyhan & İlhan, 2007). Bu sebeple X-ışını ile gerçekleştirilen tüm uygulamalarda ALARA (as low as reasonably achievable-mümkün olduğunca en az) prensibi esas alınmalıdır, bu nedendir ki uygulamalar da hastaların soğurduğu radyasyon dozunun bilinmesi ve her ülkenin hasta korunması optimize etmek amacıyla kendi radyografi teknik ve uygulamalarına uyacak şekilde kendi referans doz seviyelerini belirleme ihtiyacını vurgulamaktadır. Referans doz seviyelerini aşmak söz konusu ise ekipman performansının ulusal ve uluslararası önerilere ve üretici teknik özelliklerine uygun olup olmadığını belirlemek için, en son kalite kontrol protokolünü kontrol etmek, ardından ekipman performansının en uygun olduğu tespit edilirse, bu prosedür için standart bir protokolün bulunup bulunmadığını ve ulusal ve uluslararası iyi uygulama standartları ile karşılaştırıldığında optimum olup olmadığını incelenmesi önerilebilir. Son olarak hastaların, çalışanların ve dolayısıyla tüm toplumun radyasyon güvenliği konusunda bilinçlendirilmesi gerekmektedir (Bordersve diğerleri, 2012; Strauss ve Kaste, 2006; Wrzesień ve Napolska, 2015).

KAYNAKLAR

- Arslan, N.** (2017). *Radyasyonun Biyolojik Sistemler Üzerindeki Etkileri*. Nucl Med Semin 2017;3:178-183
- Arslanoğlu A., Bilgin S., Kubal Z., Ceyhan M.N., Ilhan M.N. ve Maral I.** (2007). Doctors' and intern doctors' knowledge about patients' ionizing radiation exposure doses during common radiological examinations. *Diagn Interv Radiol*, 13: 53-55.
- Asadinezhad M, Toossi MTB.** (2008). Doses to patients in some routine diagnostic X-ray examinations in Iran: proposed the first Iranian diagnostic reference levels. *Radiation protection dosimetry*, 132(4):409-14.
- Bor D., Buyan G. ve Meriç N.,** (1996). Tanısal radyolojide radyasyondan korunmada yeni kavramlar (2. bölüm). *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji*, 2;2, A10-A13.
- Ciraj, O., Markovic, S. and Kosutic, D.** (2005). "First results on patient dose measurements from conventional diagnostic radiology procedures in Serbia and Montenegro," *Radiation Protection Dosimetry*, p. 331–335.
- Compagnone, G., Pagan, L. and Bergamini, C.** (2005). "Local diagnostic reference levels in standard X-ray examinations," *Radiation Protection Dosimetry*, p 54–63,
- Compagnone, G., Pagan, L., Baleni, M.C., Calzolaio, F.L., Barozzi, L. and Bergamini, C.** (2008). "Patient dose in digital projection radiography," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 129, p. 134–137.
- Cristy M, Eckerman KF.** (1987) Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon source; Oak Ridge: *Tech Rep ORNL/TM-8381/V1. Oak Ridge National Laboratory*; p. 1987.
- Dağdaş, S.** (2010). İyonlaştırıcı radyasyonlar ve kanser. *Dicle Tıp Dergisi.*;37:2;177-85
- Hart D. and Wall B.F.** (2004). "UK population dose from medical Xray examinations," *European Journal of Radiology*, pp. 285–290.
- Hart D. Hillier M.C. and Shrimpton P.C.** (2010). "Doses To patients from radiographic and fluoroscopic x-ray imaging procedures in the UK", HPA-CRCE-034, <http://www.hpa.org.uk/Topics/Radiation/>
- Hart D., Hillier M.C. and Wall B.F.** (2002). National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental Xray examinations in the UK. *Br. J. Radiol.* 2009; 82, 1–12.
- Heggie, J.** (2008), "Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology", *An Introduction to Radiation Protection in Medicine*, 106-153
- Hendee W.R. and Ritenour E.R.,** (2002). *Medical Imaging Physics*. Fourth edition, Newyork, Willey Liss Inc; 230–249.
- IAEA** (1996). Radiation Safety, *IAEA Division of Public Information*, 96-00725 IAEA/PI/A47E.
- IAEA,** (2004), *The IAEA in Austria*, February 2004, IAEA/PI/A.75/04-00391

- ICRP 103** (2007). The 2007 Recommendations of the international commission on radiological protection. *ICRP Publication 103*
- ICRP 34** (1982). *Publication 34: Protection of the Patient in Diagnostic Radiology Annals of the ICRP Volume 9/2.*
- ICRP 60** (1991). 1990 recommendations of the international Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 60*, Pergamon Pres, Oxford.
- ICRP 73** (1996). Radiological Protection and Safety in Medicine. *ICRP Publication 73.*
- İSGİP** (2012a). Çalışma Yaşamında Sağlık Gözetimi Rehberi, Avrupa Birliği ve Türkiye Cumhuriyeti, *Türkiye’de İşyerlerinde İş Sağlığı ve Güvenliği Koşullarının İyileştirilmesi Projesi (İSGİP)*, TR0702.20-01/001.
- İSGİP** (2012b). Meslek Hastalıkları ve İş ile İlgili Hastalıklar Tanı Rehberi, Avrupa Birliği ve Türkiye Cumhuriyeti, *Türkiye’de İşyerlerinde İş Sağlığı ve Güvenliği Koşullarının İyileştirilmesi Projesi (İSGİP)*, EuropeAid/127926/D/SER/TR.
- Kaya, T., Adapınar, B., Özkan, R.** (1997). *Temel Radyoloji Tekniği*. Bursa, Güneş & Nobel.
- Kim, Sun I. Suh, Tae Suk, Magjarevic, R., Nagel, J.H., Suliman, Ibrahim Idris and Habbani, F.I.** (2007). “Effective Dose Calculations in Conventional Diagnostic X-Ray Examinations for Patients in Major Sudanese Hospitals”. *World Congress on Medical Physics & Biomedical Engineering*, p2087-2091
- Kramer, R., Khoury, H.J., Vieira, J.W. and Lima F.R.A.** (2003) “A male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry”. *Physics in Medicine and Biology*. 48(10): 1239-62.
- Osei, E.K. and Darko, J.** (2012). “A Survey of Organ Equivalent and Effective Doses from Diagnostic Radiology Procedures”. Department of Medical Physics, *Grand River Regional Cancer Center*, Kitchener, ON, Canada N2G 1G3.
- Torkan Malayeri, H. ve Türk Çakır, İ.** (2017) “The calculation of the doses that patients receive in a pilot hospital using the trial version of Monte Carlo program PCXMC. ”, *Turkish Physical Society 33rd International Physics Congress*. September 6-10.2017, s. 695, Bodrum/Turkey.
- Wall B.F. and Hart, D.** (1997). “Revised Radiation Doses for Typical Xray Examinations: Report on a recent review of doses to patients from medical X-ray examinations in the UK by NRPB,” *British Journal of Radiology*, p. 437–438.
- Yaren, H. ve Karayılanoğlu T.** (2005). Radyasyon ve İnsan Sağlığı Üzerine Etkileri. *TSK Koruyucu Hekimlik Bülteni*; 4(4):199-208
- Zarghani, H. and Bahreyni Toossi, M.T.** (2016). ” Evaluation of Organ and Effective Doses to Patients Arising From Some Common X-Ray Examinations by PCXMC Program in Sabzevar, Iran”. *Iranian Journal of Medical Physics*.

İnternet Kaynakları:

- Blausen Medical** (2017) “Components of projectional radiography, including X-ray generator and detector”. <http://www.wikizero.biz/index.php?q=aHR0cHM6Ly9lbi53aWtpcGVkaWEub3JnL3dpa2kvRmlsZTpQcm9qZW50cy5qcGc>, Alındığı tarih: 17.06.2019

- Çimen, B., Erdoğan, M. ve Oğul, R.** (2017). İyonlaştırıcı Radyasyon ve Korunma Yöntemleri, *S.Ü. Fen Fakültesi Dergisi*, Cilt: 43, Sayı: 2, ss. 139-147, <http://dergipark.gov.tr/download/article-file/357276> (Erişim Tarihi: 25.01.2019).
- Derin, D.** (2017). Baz İstasyonları ve Kanser, *Menekşe ve Yaşam Dergisi*, 9 Şubat, <http://www.kanservakfi.com/menekse-ve-yasam-dergisi-146/baz-istasyonlari-ve-kanser-55.html> (Erişim Tarihi: 15.01.2019)
- EMO** (2015). Radyasyon, Mikrodalga ve Kanser, *Bilim Teknik*, http://www.emo.org.tr/ekler/b86abe48d358ecf_ek.pdf?tipi=2 (Erişim Tarihi: 11.01.2019)
- IARC** (2013). Non-İonizing Radiation, Part 2: Radiofrequency Electromagnetic Fields, Vol. 102, *International Agency for Research on Cancer (IARC)*, World Health Organization, France, www.monographs.iarc.fr/ENG/Monographs/vol102/mono102.pdf (Erişim Tarihi: 11.01.2019)
- Kurtman, C.** (2018). Radyobiyojide Hücre Siklusu, 5r ve Hasar, *Ankara Sağlık Hizmetleri Dergisi*, Cilt: 17, Sayı: 1.
- NG, Kwan-Hoong** (2003). Non-Ionizing Radiations–Sources, Biological Effects, Emissions and Exposures, *Proceedings of the International Conference on Non-Ionizing Radiation at UNITEN (ICNIR 2003)*. 20-22 October, Electromagnetic Fields and Our Health, <https://www.who.int/peh-emf/meetings/archive/en/keynote3ng.pdf> (Erişim Tarihi: 10.01.2019)
- Pala, K.** (2012). *Baz İstasyonlarının Halk Sağlığına Etkileri, Elektromanyetik Alan ve Sağlık Etkileri*, (Editör: Alpaslan Türkkan), ss. 121-125, F. Özsan Matbaacılık, Bursa, http://www.nilufer.bel.tr/dosya_yoneticisi/icerik/EMAKitap.pdf (Erişim Tarihi: 15.01.2019)
- STUK** (2018), <https://www.stuk.fi/palvelut/pcxmc-a-monte-carlo-program-for-calculating-patient-doses-in-medical-x-ray-examinations> (Erişim Tarihi: 22.06.2017)
- TAEK** (2004) Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği ikinci kısım ikinci bölüm 10.madde <https://www.taek.gov.tr/tr/belgeler-formlar/mevzuat/yonetmelikler/radyasyon-guvenligi/radyasyon-guvenligi-yonetmeliği/Radyasyon-Guvenli.tr> (Erişim Tarihi: 25.12.2017)
- Techworm** (2018) <https://www.tech-worm.com/kromozom-nedir-ne-ise-yarar-gorevleri-nelerdir> (Erişim Tarihi:08.01.2019)
- Url 1** <<http://www.syfm.co.kr/portfolio-item/sc-3000>> Alındığı tarih: 15.01.2019
- Url 2** <www.vareximaging.com> Alındığı tarih: 21.02.2019
- Url 3** <www.STUK.fi> Alındığı tarih: 17.04.2019
- Url 4** <<http://www.iaea.org/index.html>> Alındığı tarih: 19.03.2019
- Url5**<https://www.vareximaging.com/sites/default/files/datasheets/vic/A-196pds_0.pdf>Alındığıtarih:08.05.2018
- Url 6** <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/radiology/diagnostic-reference-levels>
- Url 7** <http://www.uzmanradyoloji.com/index.php/2017/02/06/kafa-a-p-grafisi-kranium-rontgeni/>
- Url 8** <http://radyolojidepartmani.blogspot.com/2015/03/1-pelvis-p-radyografisi.html>



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgileri

Ad-Soyad: Hoda Torkan Malayeri

Doğum Tarihi ve Yeri: 1985 İran-Tahran

E-posta: hodair2000@gmail.com

Öğrenim Durumu

Lisans: 2009, İslami Azad Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Bilgisayar mühendisliği

Yükseklisans: 2013, İslami Azad Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği

Yabancı Dil

İngilizce: C1

Türkçe: C2

Farsça: C2

Çince: HSK 2

