

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**FARKLI RADYOLOJİK İNCELEMELERDE PEDIATRİK RADYASYON
DOZLARININ BELİRLENMESİ**

Turan ŞAHMARAN

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**ANKARA
2016**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Turan ŞAHMARAN tarafından hazırlanan “Farklı Radyolojik İncelemelerde Pediatrik Radyasyon Dozlarının Belirlenmesi” adlı tez çalışması 12.08.2016 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı/Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programında Sağlık Fiziği YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Turan OLĞAR

Jüri Üyeleri :

Üye : Doç. Dr. Turan OLĞAR

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği



İmza

Üye : Prof. Dr. Haluk YÜCEL

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü



İmza

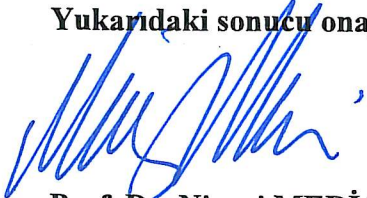
Üye : Yrd. Doç. Dr. Gökçe Kaan ATAÇ

Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Bölümü



İmza

Yukarıdaki sonucu onaylarım



Prof. Dr. Niyazi MERİÇ
Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

FARKLI RADYOLOJİK İNCELEMELERDE PEDIATRİK RADYASYON DOZLARININ BELİRLENMESİ

Turan ŞAHMARAN

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Doç. Dr. Turan OLGAR

Pediyatrik hastalarda beklenen uzun yaşam süreleri nedeniyle radyografik incelemelerden kaynaklı radyasyonun geç etkilerinin görülme olasılığı yetişkinlere göre 2-3 kat daha fazladır. Bu hastalardaki hücre sayısının yetişkinlere göre daha az olması ve hücrelerin radyasyon kaynaklı bölünme hızlarının yüksek olmasından dolayı, radyografik incelemelerin düşük dozda yapılması son derece önemlidir. Bu çalışmanın amacı farklı dijital sistemlerde gerçekleştirilen radyolojik incelemeler için radyasyon dozlarının belirlenmesidir. Pediyatrik hasta doz ölçümlerinden önce tüm kullanılan x-ışın sistemlerinin uluslararası protokollere göre kalite kontrol testleri yapılmıştır. Pediyatrik hasta doz ölçümleri tüp çıkışı ve termoluminesans dozimetre yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmada 247 akciğer, 230 pelvis, 194 kafa ve 64 tane abdomen çekimi olmak üzere toplam 735 hastanın radyografik çekimlerden kaynaklı radyasyon dozu ölçülmüştür. Pediyatrik hastalar Avrupa Komisyonu'nun yaş sınıflandırmasına göre 0-1, 1-5, 5-10 ve 10-15 yaş gruplarına ayrılmıştır. Her bir radyografik inceleme için etkin dozlar PCXMC 2.0 Monte Carlo programı kullanılarak hesaplanmıştır. Bu çalışmada 0-1, 1-5, 5-10 ve 10-15 yaş grupları için akciğer, pelvis, kafa ve abdomen incelemelerindeki tüp çıkışı yöntemi ile ölçülen ortalama giriş cilt dozları sırasıyla 96, 149, 164, 173 µGy; 244, 304, 330, 389 µGy; 270, 387, 422, 545 µGy; 193, 225, 309 ve 419 µGy olarak ölçülmüştür. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar literatürde benzer incelemeler için verilen doz değerleri aralığındadır.

2016, 95 Sayfa

Anahtar Kelimeler: Pediyatrik Hasta, Giriş Cilt Dozu, TLD, Etkin Doz

ABSTRACT

Masters Thesis

DETERMINATION OF PEDIATRIC RADIATION DOSES AT DIFFERENT RADIOLOGICAL EXAMINATIONS

Turan ŞAHMARAN

Ankara University Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics, Health Physics Masters Program

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Turan OLĞAR

Pediatric patients are assumed to be 2-3 times more radiation sensitive when compared with adults, because of their longer life expectancy. Radiographic examinations should be carried out with lower radiation doses, since the number of the cells is less in these patients than in an adult and the cells are rapidly dividing. The aim of this study was to evaluate the radiation doses for some common pediatric x-ray examinations performed with various digital radiography systems. Quality control tests of the digital radiography systems were carried out according to international published protocols before the pediatric dose measurements. Radiation dose measurement was performed by using the x-ray tube outputs and termoluminescent dosimeter dose measurement methods. In the present study, radiation doses were assessed for 247 chest, 230 pelvic, 194 skull and 64 abdominal pediatric x-ray examinations and in total 735 pediatric patients doses were measured. Pediatric patients were classified into four age groups 0-1, 1-5, 5-10 and 10-15 years as given by European Commission guidance. Effective doses were determined for each examination using a PCXMC 2.0 Monte Carlo program. The measured mean entrance skin doses for 0-1, 1-5, 5-10 and 10-15 years age groups and chest, pelvic, skull and abdominal x-ray examinations by using tube output measurement methods were 96, 149, 164, 173 μGy ; 244, 304, 330, 389 μGy ; 270, 387, 422, 545 μGy ; 193, 225, 309 ve 419 μGy , respectively. The radiation dose results obtained in this study were in the range of the published results in the literature.

2016, 95 Pages

Key Words : Pediatric Patient, Entrance Skin Dose, TLD, Effective Dose

TEŐEKKÖR

Çalıőmalarım boyunca yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam sayın Doç. Dr. Turan OLĐAR'a, tezimin tüm aőamasında bilgi ve önerilerini her daim benimle paylaőan Uzman őule Kaya KELEő, Araştırma Görevlisi őölen Yüksel ÇUBUKÇU ve Lütfi ERĐÜN'e teőekkürü bir borç bilirim. Tez çalışması boyunca Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan teknik altyapıyı kullanmamı sağlayan sayın Prof. Dr. Niyazi Meriç ve tüm enstitü çalıőanlarına teşekkür ederim. Hasta çalıőmasını gerçekleőtirdiđim Ankara Dışkapı Yıldırım Beyazıt Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Bölümü çalıőanlarına ve en önemlisi aileme gösterdikleri sabır ve destek için teşekkür ederim.

Turan şAHMARAN

Ankara, 2016

İÇİNDEKİLER

ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	iv
SİMGELER DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	4
2.1 X-Işımları.....	4
2.1.1 Karakteristik radyasyon	6
2.1.2 Bremsstrahlung (Frenleme) radyasyonu	6
2.2 Diagnostik Görüntülemeye X-ışın Spektrumuna Etki Eden Faktörler.....	7
2.2.1 X-ışın tüpüne uygulanan gerilim (kVp)	7
2.2.2 Tüp akımı (mA) ve ışınlama süresi (s)	8
2.2.3 Filtrasyon	8
2.2.4 X-ışın tüpü anot malzemesi	8
2.2.5 Grid	8
2.2.6 Kolimasyon	9
2.2.7 Odak hasta mesafesi	9
2.3 Radyasyonun Madde ile Etkileşmesi.....	9
2.4 Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşmesi	10
2.5 Radyasyondan Korunmada Temel Prensipler	10
2.6 Doğrusal Eşiksiz Teori (Linear No Treshold Theory (LNT)).....	11
2.7 Radyasyon Doz Birimleri	12
2.7.1 Röntgen	13
2.7.2 Soğurulan doz birimi, D (Gy)	13

2.7.3	Doz eşdeğeri birimi, H (Sv)	13
2.8	Pediyatrik Hastalarda Kullanılan Radyografik İncelemeler.....	14
2.9	Radyasyonun Biyolojik Etkileri	18
2.9.1	Deterministik etki.....	18
2.9.2	Stokastik etki.....	18
2.10	Etkin Doz	19
2.11	Hasta Doz Ölçüm Yöntemleri.....	21
2.11.1	Giriş dozu ölçüm yöntemi	21
2.11.2	Termoluminesans dozimetre (TLD) ölçüm yöntemi.....	22
2.11.3	Doz-Alan çarpımı (Dose-Area Product, DAP) ölçüm yöntemi.....	23
2.11.4	X-ışını film dozimetreleri	24
2.12	Dijital Radyografi Sistemleri	24
2.13	Dijital Sistemlerde Görüntü Oluşumu	25
2.13.1	Bilgisayarlı radyografi (CR)	26
2.13.2	Direk radyografi (DR)	27
3.	MATERYAL VE YÖNTEM.....	29
3.1	Tez Kapsamında Kullanılan Sistemler	29
3.2	Çalışmaya Başlamadan Önce Yapılan Kalite Kontrol Testleri.....	30
3.2.1	Tüp çıkışı testi	31
3.2.2	Tüp çıkışının ışınlama parametreleri ile değişimi	31
3.2.2.1	Tüp çıkışının ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) pik kilovoltaj (kVp) ile değişimi.....	31
3.2.2.2	Tüp çıkışının ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) tüp akımı (mA) ile değişimi	32
3.2.2.3	Tüp çıkışının ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) ışınlama zamanı (t) ile değişim	32
3.2.3	kVp değerinin ölçülmesi	32
3.2.4	Tüp filtrasyonu ve yarı kalınlık değeri (HVL) ölçümü	32
3.2.5	İşinlamanın tekrarlanabilme ve eşdeğerliliği testi.....	33
3.3	Kullanılan Ölçüm Cihazları.....	34

3.3.1	İyon odası.....	34
3.3.2	Harshaw TLD 3500 model okuyucu.....	35
3.3.3	Ptw-TLDO fırın.....	35
3.3.4	LiF:Mg,Ti TLD'lerinin özellikleri.....	36
3.4	Hasta Verilerinin Toplanması ve Kullanılan Yöntemler	37
3.4.1	TLD-100 kristallerinin kalibrasyonu	38
3.4.2	Tüp çıkışı yöntemi.....	40
3.4.3	PCXMC 2.0.....	41
4.	BULGULAR.....	43
4.1	Kalite Kontrol Testleri	43
4.1.1	Tüp çıkışı testi	43
4.1.1.1	Tüp çıkışının ($\mu\text{Gy/mAs}$) pik kilovoltaj (kVp) ile değişimi	43
4.1.1.2	Tüp akımı (mA) ile dozun değişimi	46
4.1.1.3	Işınlama zamanı (t) ile dozun değişimi	48
4.1.1.4	kVp doğruluğu	51
4.1.1.5	Işınlamanın tekrarlanabilme ve eşdeğerliliği testi.....	52
4.1.1.6	Tüp filtrasyonu ve yarı kalınlık değeri (HVL) ölçümü	53
4.2	Pediyatrik Hasta Doz Ölçüm Çalışmaları	56
4.2.1	Akciğer grafisi çekimlerinde ESD ve etkin doz sonuçları.....	56
4.2.2	Pelvis grafisi çekimlerinde ESD ve etkin doz sonuçları	58
4.2.3	Kafa grafisi çekimlerinde ESD ve etkin doz sonuçları.....	60
4.2.4	Abdomen grafisi çekimlerinde ESD ve etkin doz sonuçları.....	62
4.3	ESD Sonuçlarının Referans Doz Değerleri ve Literatür ile Karşılaştırılması.....	64
5.	SONUÇ ve TARTIŞMA	81
	KAYNAKLAR	88
	ÖZGEÇMİŞ.....	95

SİMGELER DİZİNİ

A°	Angstrom
AEC	Otomatik Işınlama Kontrolü
CR	Bilgisayarlı radyografi
CCD	Yüke bağlı sistemler
DAP	Doz alan çarpımı
DR	Direk radyografi
DRL	Ulusal referans doz değerleri
DNA	Deoksiribo nükleik asit
ESD	Giriş cilt dozu
Gy	Gray
HVL	Yarı kalınlık değeri
J	Joule
LiF	Lityum florür
kVp	Pik kilovoltaj
keV	Kiloelektron volt
N	Hasta sayısı
NRPB	National radiological protection board
mAs	Miliamper saniye
m	Metre
OP	Tüp çıkış dozu
OCM	Odak cilt mesafesi
PACS	Görüntü arşivleme ve iletişim sistemi
RAD	Soğurulan radyasyon dozu
REM	Doz eşdeğeri
s	Saniye
Sv	Sievert
STUK	Radiation and nuclear safety authority in Finland
TFT	İnce film transistör
TLD	Termolüminesans dozimetre
UNSCEAR	United nations scientific committee on the effects of atomic radiation
λ	Dalga boyu

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 X-ışınları oluşumu..	5
Şekil 2.2 X-ışını çeşitleri.....	5
Şekil 2.3 Karakteristik x-ışını oluşumu.....	6
Şekil 2.4 Bremsstrahlung x-ışını oluşumu	7
Şekil 2.5 Akciğer grafisi.	15
Şekil 2.6 Pelvis grafisi.	15
Şekil 2.7 Abdomen grafisi.	16
Şekil 2.8 Kafatası grafisi.	16
Şekil 2.9 Yüksek dozlardaki ışınlamalar sonucunda oluşan cilt yanıkları.....	18
Şekil 2.10 Soğurulan doz, eşdeğer doz ve etkin doz arasındaki ilişki	20
Şekil 2.11 Hasta doz ölçümlerinde kullanılan parametreler	21
Şekil 2.12 Giriş cilt dozu ölçüm yöntemi	22
Şekil 2.13 TLD okuma sistemi	23
Şekil 2.14 DAP ölçümü	23
Şekil 2.15 Dijital radyografinin çalışma prensibi	25
Şekil 2.16 Dijital radyografik yöntemler	26
Şekil 2.17 CR sisteminde görüntü oluşumu.....	27
Şekil 2.18 Çeşitli DR sistemleri.....	28
Şekil 3.1 Çalışmada kullanılan sedecal röntgen cihazı	30
Şekil 3.2 Çalışmada kullanılan Siemens Ax10m Aristos röntgen cihazı.....	30
Şekil 3.3 Çalışmada kullanılan Radcal marka radyasyon ölçüm cihazı	34
Şekil 3.4 TLD 3500 model okuyucu.....	35
Şekil 3.5 PTW-TLDO fırın.	36
Şekil 3.6 TLD-100 örnekleri.....	37
Şekil 3.7 Çocuk hastalarda kullanılan TLD örnekleri.....	40
Şekil 3.8 Işınlama parametreleri ekran menüsü.	42
Şekil 3.9 X ışın spektrum verileri menüsü.....	42
Şekil 4.1 S1 cihazının log kVp-log ($\mu\text{Gy}_{\text{ort}}/\text{mAs}$) grafiği.....	44
Şekil 4.2 S2 cihazının log kVp-log ($\mu\text{Gy}_{\text{ort}}/\text{mAs}$) grafiği.....	44
Şekil 4.3 S3 cihazının log kVp-log ($\mu\text{Gy}_{\text{ort}}/\text{mAs}$) grafiği.....	45

Şekil 4.4 S4 cihazının log kVp-log ($\mu\text{Gy}_{\text{ort}}/\text{mAs}$) grafiği.	45
Şekil 4.5 S1 cihazında tp akımına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi.	46
Şekil 4.6 S2 cihazında tp akımına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi.	47
Şekil 4.7 S3 cihazında tp akımına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi.	47
Şekil 4.8 S4 cihazında tp akımına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi.	48
Şekil 4.9 S1 cihazında ışınlama zamanına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi.	49
Şekil 4.10 S2 cihazında ışınlama zamanına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi.	49
Şekil 4.11 S3 cihazında ışınlama zamanına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi.	50
Şekil 4.12 S4 cihazında ışınlama zamanına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi.	50
Şekil 4.13 S1 için HVL kabul sınır grafiği.	54
Şekil 4.14 S2 için HVL kabul sınır grafiği.	54
Şekil 4.15 S3 için HVL kabul sınır grafiği.	55
Şekil 4.16 S4 için HVL kabul sınır grafiği.	55
Şekil 4.17 Akciğer grafisinde OP ve TLD giriş cilt dozu karşılaştırılması.	58
Şekil 4.18 Pelvis grafisinde OP ve TLD giriş cilt dozu karşılaştırılması.	60
Şekil 4.19 Kafa grafisinde OP ve TLD giriş cilt dozu karşılaştırılması.	62
Şekil 4.20 Abdomen grafisinde OP ve TLD giriş cilt dozu karşılaştırılması.	64

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Radyasyon ağırlık faktörleri	14
Çizelge 2.2 Farklı radyografik incelemeler ve yaşlar için radyografi başına giriş cilt dozları	17
Çizelge 2.3 Radyasyonun zararlı etkileri.....	19
Çizelge 2.4 Doku ağırlık faktörleri	20
Çizelge 3.1 Kullanılan cihazların özellikleri.....	29
Çizelge 3.2 Farklı kVp'lerde ölçülen HVL değerlerine karşılık gelen toplam filtrasyon değerleri	33
Çizelge 3.3 Radcal marka iyon odasının genel özellikleri.....	34
Çizelge 4.1 Tüp çıkışı ölçümlerinde kullanılan parametreler	43
Çizelge 4.2 Sistemlerin n değerleri.	46
Çizelge 4.3 Dört farklı x-ışını sisteminde kurulan kVp ile ölçülen kVp arasındaki fark	51
Çizelge 4.4 60 kVp için eşdeğerlik varyansı ve tekrarlanabilirlik tablosu.....	52
Çizelge 4.5 80 kVp için eşdeğerlik varyansı ve tekrarlanabilirlik tablosu	52
Çizelge 4.6 Sistemlerin HVL değerleri.....	53
Çizelge 4.7 Pediatrik akciğer grafisinde kullanılan ortalama kVp ve mAs değerler	56
Çizelge 4.8 Pediatrik akciğer grafisinde Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları.....	57
Çizelge 4.9 Pediatrik akciğer grafisinde PCXMC 2.0 yazılım programının oluşturduğu yaş grubuna göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları	57
Çizelge 4.10 Pediatrik pelvis grafisinde kullanılan ortalama kVp ve mAs değerler.	58
Çizelge 4.11 Pediatrik pelvis grafisinde Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları.....	59
Çizelge 4.12 Pediatrik pelvis grafisinde PCXMC 2.0 yazılım programının oluşturduğu yaş grubuna göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları	59
Çizelge 4.13 Pediatrik kafa grafisinde kullanılan ortalama kVp ve mAs değerler	60
Çizelge 4.14 Pediatrik kafa grafisinde Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları	61
Çizelge 4.15 Pediatrik kafa grafisinde PCXMC 2.0 yazılım programının oluşturduğu yaş grubuna göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları	61

Çizelge 4.16	Pediyatrik abdomen grafisinde kullanılan ortalama kVp ve mAs değerler	.62
Çizelge 4.17	Pediyatrik abdomen grafisinde Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları	63
Çizelge 4.18	Pediyatrik abdomen grafisinde PCXMC 2.0 yazılım programının oluşturduğu yaş grubuna göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları	63
Çizelge 4.19	Avrupa Komisyonu'nun belirlediği yaş grubuna göre akciğer grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması ..	65
Çizelge 4.20	Avrupa Komisyonu'nun belirlediği yaş grubuna göre pelvis grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması. .	67
Çizelge 4.21	Avrupa Komisyonu'nun belirlediği yaş grubuna göre kafa grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması ..	68
Çizelge 4.22	Avrupa Komisyonu'nun belirlediği yaş grubuna göre abdomen grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması ..	70
Çizelge 4.23	PCXMC 2.0 programının belirlediği yaş grubuna göre akciğer grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması ..	71
Çizelge 4.24	PCXMC 2.0 programının belirlediği yaş grubuna göre pelvis grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması ..	72
Çizelge 4.25	PCXMC 2.0 programının belirlediği yaş grubuna göre kafa grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması ..	73
Çizelge 4.26	PCXMC 2.0 programının belirlediği yaş grubuna göre abdomen grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması ..	74
Çizelge 4.27	Akciğer grafisinde etkin dozların (μSv) literatür çalışmaları ile karşılaştırılması.....	75
Çizelge 4.28	Kafa grafisinde etkin dozların (μSv) literatür çalışmaları ile karşılaştırılması.....	76
Çizelge 4.29	Abdomen grafisinde etkin dozların (μSv) literatür çalışmaları ile karşılaştırılması.....	76
Çizelge 4.30	Akciğer çekiminde her bir cihazda kullanılan ortalama kVp, ESD ve etkin doz değerleri.....	77
Çizelge 4.31	Pelvis çekiminde her bir cihazda kullanılan ortalama kVp, ESD ve etkin doz değerleri.....	78

Çizelge 4.32 Kafa çekiminde her bir cihazda kullanılan ortalama kVp, ESD ve etkin doz değerleri.....	79
Çizelge 4.33 Abdomen çekiminde her bir cihazda kullanılan ortalama kVp, ESD ve etkin doz değerleri.....	80



1. GİRİŞ

Röntgen cihazı ile görüntüleme, radyolojik tanı yöntemlerinin en eskisidir ve görüntüleme x ışını ile gerçekleştirilir. Hastanın farklı doku ve organlarından geçen x-ışınları bir fotoğraf plağı ya da floresan ekran üzerine düşürülerek statik veya canlı görüntüler elde edilir. Röntgen bir projeksiyon yöntemidir. Röntgenle görüntüleme de projeksiyon cihazının önündeki görüntüyü iki boyutlu olarak perdeye yansıtması gibi, önünde bulunan cisim veya organları film üzerine yansıtır. Yalnız bu ikisi arasında bir fark vardır. Projeksiyon cihazı önüne konan şekil ya da yazılar iki boyutludur. Yansıması da iki boyutlu olur. Röntgenle görüntüleme x ışınlarının önüne konan insan vücudu üç boyutlu olduğu için ışınlar vücudu geçerken yolu üzerindeki anatomik yapıları birbiri üzerine düşürür, bunun sebebi insan vücudunun derinliğinin olmasıdır. Yetişkinlere nazaran çocuk hastaların röntgen çekimleri daha çok dikkat ve hassasiyet gerektirmektedir (Mooney ve Thomas 1998).

Pediyatrik hastaların geç radyasyon etki olasılığı yetişkin hastalara göre yaklaşık on kat daha fazladır ve bu nedenle pediyatrik hastalar özel hasta grubu olarak kabul edilir (Kostova vd 2011). Pediyatrik hastalarda hücreler çabuk bölündüğünden ve daha hassas olduğundan dolayı, bu hastaların iyonize radyasyon kullanılarak yapılan ışınlamalarda kanser olma risklerinde bir artış söz konusudur (Saeed ve Al-Qahtani 2012). Özellikle pediyatrik hastalar olmak üzere, organların radyasyona duyarlı olması ve beklenen uzun yaşam süreleri nedeniyle kümülatif radyasyona bağlı kanser riski; radyasyon miktarını önemli kılmaktadır. Bu risk etkisi yetişkinlere göre oldukça yüksektir. Dolayısıyla çocuk hastaların diagnostik radyografiden kaynaklı radyasyon dozlarının azaltılması son derece önemlidir (NRPB 1993, Brenner 2001, Wambani 2012, Azevedo vd 2006b). Pediyatrik yaşamları boyunca hastaların % 80'nin radyolojik tetkike ihtiyacı olacağı tahmin edilmektedir (Archer 2000). Yeni doğan ve çocuk hastalar radyolojik çalışmalarda toplam sayının % 10'nu oluşturmaktadır (Hintenlang 2002). 0-19 yaş hasta grubu için radyasyona bağlı ölümcül kanser riski, 20 yaş ve sonrasındaki hasta grubuna göre 3 kat daha fazladır (ICRP 60, 1990).

Büyümekte olan çocuklarda tiroid, meme ve gonadlar radyasyon duyarlılığı yüksek olan organlardır (Suliman vd 2011). Yetişkinlere göre çocukların boyutları daha küçük olduğundan ışınlama sahasına birçok kritik organ girebilmektedir dolayısıyla

radıyografik inceleme başına etkin dozlar % 30 – 60 oranında daha yüksektir. (Sulıeman vd 2011). Radyasyona bağlı kanser riskinden dolayı, tıbbı uygulamalardan kaynaklı çocuk radyasyon dozları için dünya çapında özel bir dikkat ve takip vardır (NRPB 1993, Archer 2000). Bir radyolojik incelemede elde edilen fayda, radyasyondan kaynaklı zararı dengelerse radyolojik prosedür yada radyolojik görüntüleme yapılması yerinde demektir. Radyolojik görüntüleme gerekliliği kararı alındığında optimizasyon devreye girer. İnceleme optimum cihaz ve ışınlama parametreleri ile yapılmalıdır ki, ulaşılmak istenen diagnostik amaç minimum hasta dozlarında gerçekleştirilebilsin. İstenen diagnostik bilgi için gerekli görüntü kalitesi en düşük hasta dozundan elde edilmelidir (Freitas ve Yoshimura 2009).

Tez çalışmasına başlamadan önce Ankara Dışkapı Yıldırım Beyazıt Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nden "Etik Kurul Onay Raporu" alınmıştır. Bu tez çalışması üç aşamada gerçekleştirilmiştir.

Birinci aşamada çalışma yapılacak 4 adet röntgen cihazının kalite kontrol testleri yapılarak, cihazların kalite kontrol sonuçları uluslararası referans değerlerle karşılaştırılmıştır.

İkinci aşama, hasta radyasyon dozu ölçüm aşaması olup hastalar 0-1, 1-5, 5-10, 10-15 yaş gruplarına ayrılmıştır. Bu aşamada iki farklı yöntem belirlenerek hastaların giriş cilt dozları hesaplanmış olup, kullanılan iki yöntem karşılaştırılmıştır. Bu yöntemlerden birincisi tüp çıkış yöntemi olup, daha önceden farklı demet kalitelerinde ölçülen tüp çıkış doz değerlerinden ve çekim esnasında kullanılan pik kilovoltaj, miliamper saniye, odak-cilt uzaklığı, geri saçılım ve tüp çıkışı gibi parametreler kullanılarak hastanın giriş cilt dozu hesaplanmıştır. Bu parametrelerin dışında her hastanın boyu, yaşı ve kilosu kayıt altına alınmıştır. İkinci yöntem termoluminesans dozımetre (TLD) yöntemi olup bu yöntemde giriş cilt dozları direkt olarak ölçülmüştür. Her bir hastanın çekim bölgesine ikişer adet TLD-100 yerleştirilmiştir ve ışınlama sonrasında bu TLD'ler Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan TLD okuyucuda okunarak çıkan sonuçlar birinci yöntemde elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Üçüncü aşamada ise, her bir hastadan elde edilen cilt giriş dozları, hastaya ait bilgiler (boy, kilo, yaş), kullanılan x-ışını ışınlama parametreleri, odak-cilt mesafesi gibi parametreler yardımıyla PCXMC 2.0 yazılım programı kullanılarak etkin dozlar bulunmuştur.

Çocuk hastalarda doz bilgisi toplama işlemi, çok farklı yaş gruplarından dolayı daha karmaşıktır. Ayrıca çocuk radyografi incelemeleri, kullanılan ışınlama parametreleri, demet kaliteleri, radyografi cihazı, inceleme tipi ve bu incelemeleri yapacak çalışanların sahip olması gereken tecrübe bakımından yetişkin hastalardan farklıdır. Literatürde, genel çocuk incelemeleri ve farklı yaş grupları için radyasyon doz bilgisi azdır (Olivera vd 2015). Radyolojide akciğer, kafa ve abdomen incelemesi yapılmakta ve birçok kritik organ bu bölgelerde bulunmaktadır (Ribeiro ve Yoshimura 2008).

Bu çalışmanın amacı, Ankara'da kurulu büyük bir hastanede farklı yaş grupları için x-ışın incelemelerinden kaynaklı radyasyon dozlarının ölçülmesidir. Bu tez çalışması, literatür incelendiğinde ülkemizde farklı yaş gruplarındaki çocuk hastaların radyografik incelemelerden aldığı radyasyon dozlarının ölçülmesi bakımından ilk çalışmadır.

Çocuk hastaların radyasyona daha hassas olmalarından dolayı, radyografik görüntüleme için kullanılan cihazların kalite kontrollerinin uluslararası protokollere göre yapılması gerektirmektedir. Pediatrik hastalarda çekim protokolleri ve hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunun doğru şekilde belirlenmesi, yetişkinlere göre daha uzun yaşam beklentisi içerisinde olan çocuk hastaların radyasyona bağlı kanser riskini en aza indirmek için verilen dozların bilinmesi ve gerekli önlemlerin alınması açısından önemlidir. Bundan dolayı bu çalışma, pediatrik hastaların çekim sırasında maruz kaldıkları radyasyon dozları belirlenip uzun vadede yapılacak düzenlemelere ulusal bilimsel veri sağlayabilir.

2. KURAMSAL TEMELLER

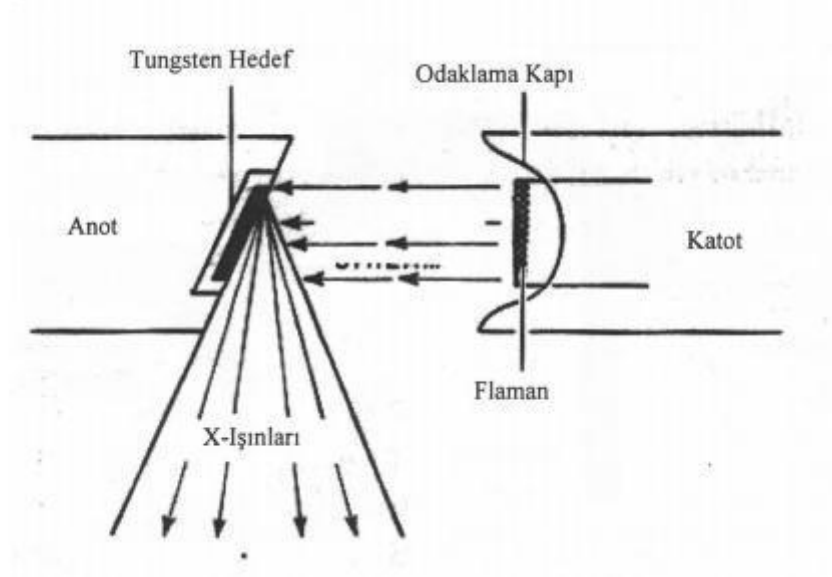
2.1 X-Işınları

X-ışınları Wilhelm Konrad Röntgen tarafından 1895'te katot tüpleriyle deney yaparken bulunmuştur. X-ışınları elektromanyetik dalgalardır. Elektromanyetik radyasyon fotonlardan oluşur. f frekanslı ve λ dalga boylu bir fotonun enerjisi,

$$E = hf = \left(\frac{hc}{\lambda} \right) \quad (2.1)$$

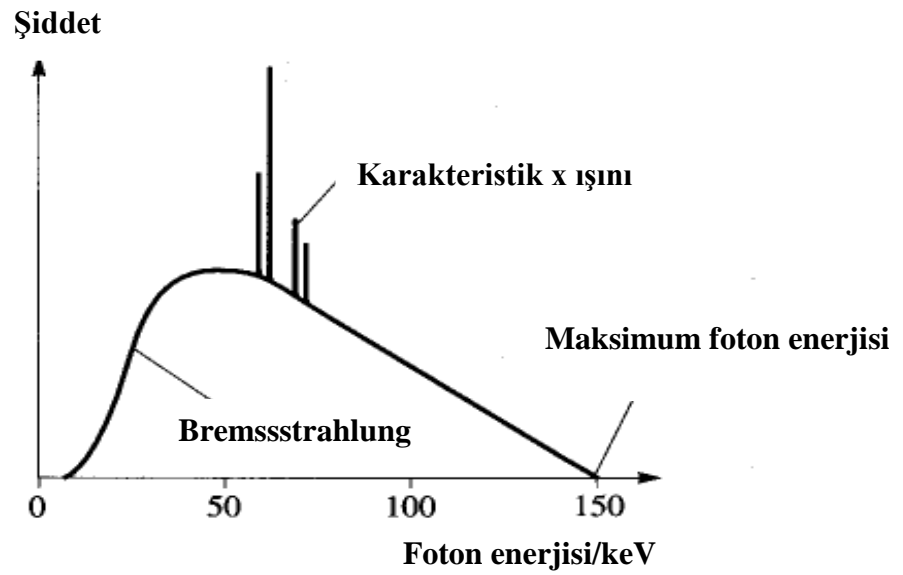
ile verilir. Burada h Planck sabiti, c ise ışığın boşluktaki hızıdır. $hc = 1.2397 \times 10^{-6} \text{ eV.m}$ 'dir. Elektromanyetik spektrum, manyetik rezonans görüntüleme kullanılan çok uzun radyo dalgalarından başlar, mikrodalgalar, kızılötesi, görünür ve ultraviyole ışıkları, radyolojide kullanılan x-ışınları ile devam eder ve nükleer görüntüleme kullanılan çok kısa dalga boylu yüksek enerjili γ (gamma) ışınlarına kadar uzanır (Sancak 2015). X-ışınlarının dalga boyları Angström mertebesindedir ve enerjileri keV mertebesindedir ($1 \text{ eV} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ J}$).

X-ışın tüpü; içerisinde anot ve katot olarak adlandırılan iki elektrot bulunan vakumlanmış bir cam tüpten oluşur. Katotta elektron üretimini sağlayacak olan flaman dışında flamanın ısıtılması için gerekli elektrik enerjisini taşıyacak bağlantı telleri ile metal odaklama kabı bulunur. Tungsten telden akım geçmesi ile ısınan telin atomlarından elektronlar serbest kalarak flaman etrafında bir uzay yükü oluştururlar. Serbest elektronlar üretildikten sonra katot anot arasına uygulanan yüksek gerilimle hızlandırılarak hedefe (anot) çarptırılır. Bu yüksek hızdaki elektron bombardımanı sonucu anotta x-ışın fotonları meydana gelir (Bor 2002). Şekil 2.1'de x-ışını oluşumu gösterilmiştir.



Şekil 2.1 X-ışınları oluşumu (Bor, 2002).

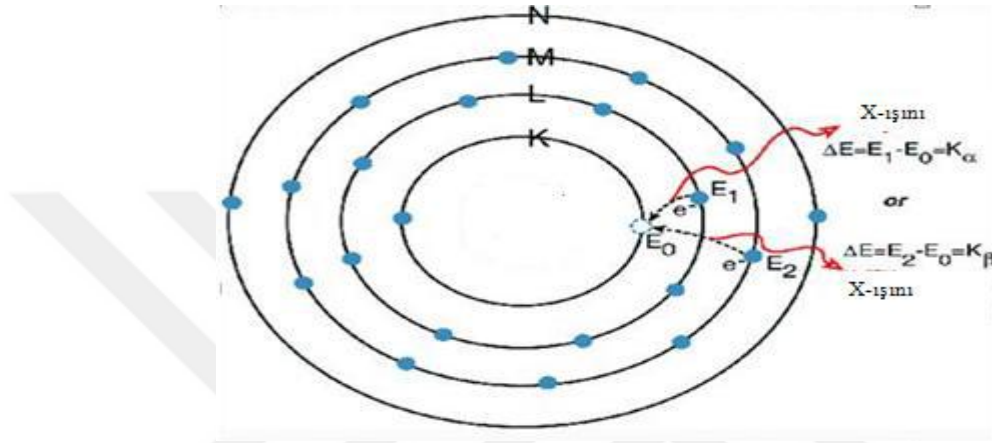
X-ışınlarının oluşumunda elektronların hedef madde atomları ile etkileşme şekillerine bağlı olarak iki mekanizma vardır. Bunlardan birincisi karakteristik radyasyon, diğeri ise Bremsstrahlung (frenleme) radyasyonudur (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 X ışını çeşitleri (<https://koukalaka.wordpress.com/tag/cathode-rays/>, 2016)

2.1.1 Karakteristik radyasyon

Hedef maddesine gelen elektronların hedef atomun iç yörüngelerindeki elektronlarla etkileşmelerine dayanan iyonizasyon olayıdır. Bir elektron yörüngesinden koparılır ve geride kalan bu boşluk üst yörüngelerden bir elektronla doldurulur ve bu iki seviye arasındaki enerji farkı kadar bir x-ışını fotonu yayınlanır. Böylelikle atomun kararlı hale gelmesi sağlanır (Yener 2006).



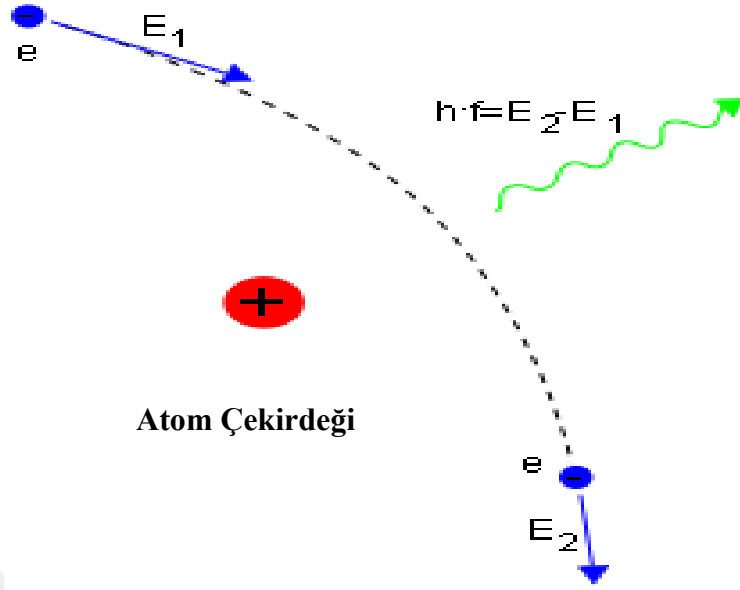
Şekil 2.3 Karakteristik x-ışını oluşumu (http://www.amptek.com/wp-content/uploads/2013/12/xrf_3.gif, 2016).

2.1.2 Bremsstrahlung (frenleme) radyasyonu

Hedef atom içerisinde ilerleyen elektronlar, hedef maddenin yakınından geçerken çekirdeğin pozitif alanından etkilenerek yollarından saparlar ve kinetik enerjilerinde bir azalma olur, bu kinetik enerji kaybı bir x-ışını fotonu olarak salınır. Bu fotonun enerjisi, elektron ve çekirdek arasındaki mesafeye, elektron enerjisine ve etkileşen çekirdeğin yüküne bağlıdır (Bor 2002). Sürekli spektrumun maksimum enerjisi, elektronun hızlandırıcı potansiyel altında kazandığı kinetik enerjiye eşit olduğundan,

$$E=eV=hc / \lambda \Rightarrow \lambda = hc / eV \Rightarrow \lambda= 12,396 / V \quad (2.2)$$

elde edilir. Bu eşitlik Duane-Hunt yasası olarak adlandırılır. Bu kanun Duane-Hunt sınırının ve kısa dalgaboyu sınırının λ_{\min} hesaplanmasına izin verir. Burada h Planck sabiti, c ışık hızı ve V hızlandırıcı gerilim olup birimi voltur.



Şekil 2.4 Bremsstrahlung x-ışını oluşumu (<http://radiologykey.com/plain-x-ray-xr-imaging/>, 2016).

2.2 Diagnostik Görüntülemeye X-ışın Spektrumuna Etki Eden Faktörler

2.2.1 X-ışın tüpüne uygulanan gerilim (kVp)

X-ışın tüpüne uygulanan tepe voltaj değeri, spektrumun maksimum enerji noktasını belirler. Artan elektron enerjisiyle birlikte yayımlanan foton enerjisi de artar ve sürekli spektrumun (Bremsstrahlung) maksimum değeri büyür. Buna bağlı olarak spektrumun ortalama enerjisi de artar. Gerilim eğer yeterli durumda ise hedef maddenin karakteristik radyasyonu da spektrumda oluşur ama artan gerilim ile bu radyasyonun spektrumdaki yeri değişmez (Bor 2002). Tüp voltajının artmasıyla birlikte demetin ortalama enerjisi ve foton sayısı artmaktadır. Demetin ortalama enerjisinin artması, hasta yüzeyinde soğurulan düşük enerjili fotonların sayısının azalmasına neden olur (Yaman 2015).

2.2.2 Tüp akımı (mA) ve ışınlama süresi (s)

Tüp akımı, birim zamanda katottan anoda doğru ilerleyen elektronların sayısı, ışınlama zamanı ise x-ışınlarının üretildiği süredir. Sabit tüp voltajı ve filtrasyon için x-ışın foton sayısı, tüp akımı ve ışınlama zamanıyla doğru orantılıdır (Bor 2002). Tüp akımının artması, x-ışın spektrumunun ve hasta yüzeyinde soğrulan foton sayısının artmasına neden olur (Yaman 2015).

2.2.3 Filtrasyon

X-ışın tüpünün yapısından kaynaklanan malzemeler nedeniyle spektrum, tüp çıkışında kısmen filtrelenmiş olur. Tüp yapısından kaynaklanan kısımlar (tüp camının kalınlığı, zırh penceresi, kolimatör aynaları, yağ tabakasının kalınlığı) doğal filtrasyonu oluşturur. X-ışını demetinin ortalama enerjisini değiştirmek için tüp çıkışında demet önüne yerleştirilmiş ilave malzeme kalınlıkları da ek filtrasyonu oluşturur. Doğal ve ek filtrasyonların toplamı ise toplam filtrasyon olarak ifade edilir. Bu toplam filtre, demetteki düşük enerjili fotonları soğurur ve demetin ortalama enerjisi nispeten artar. Buna bağlı olarak HVL (demet şiddetini yarıya indiren kalınlık) değerleri de artar. Düşük enerjili fotonlar soğurulduğundan foton akısında azalma olur (Bor 2002).

2.2.4 X-ışın tüpü anot malzemesi

X-ışın tüpünde bulunan anot malzemesi, radyografik ve mamografik incelemelerde farklıdır. Radyografik görüntülemelerde anot malzemesi olarak tungsten kullanılır. Tungsten gibi yüksek atom numaralı hedefler x-ışın oluşumunun verimini arttırırlar. Hedef maddesinin atom numarası x-ışınlarının kalitesini yani enerjisini de belirler. (Bor 2002).

2.2.5 Grid

Birçok uygulamada saçılan ışın miktarının azaltılması grid kullanılması ile gerçekleştirilir. Hasta ile dedektör arasına yerleştirilen gridin üzerinde yan yana birçok

ince ve uzun kurşun şeritler vardır. Bu şeritler arasında kalan kısım ise alüminyum ve karbon fiber gibi x-ışınlarını geçiren maddelerden yapılmıştır. Grid delikleri primer radyasyon ile aynı yöndedir. Bu nedenle direkt olarak gelen ışınlar (primer) soğurulmadan dedektöre ulaşırken, hastadan kaynaklanan ve her yöne saçılabilen ışınlar ise delikler arasındaki kurşun tabaka tarafından dedektöre ulaşmadan durdurulur (Bor 2002).

2.2.6 Kolimasyon

X-ışını demetini hasta üzerinde incelenecek anatomik bölgeye göre ayarlamak için, x-ışın kaynağı çıkışı ile hasta arasındaki kolimatörler kullanılır. Kolimatörler kurşun levhalardan oluşur ve demetin hasta üzerinde enine ve boyuna sınırlandırılmasını sağlar. X-ışını alanı ilgili alana sınırlanmazsa, x-ışınlarının komşu dokulardaki etkileşmelerinden kaynaklı saçılan fotonlar hasta yüzey dozlarının artmasına neden olur (Olğar 2014).

2.2.7 Odak hasta mesafesi

X-ışın şiddeti, uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır. Tüp ile hasta arasındaki mesafenin artması, hasta yüzey dozunun azalmasını sağlar.

2.3 Radyasyonun Madde ile Etkileşmesi

Radyasyonun madde ile etkileşmesi ve enerji kaybına ilişkin bilgiler radyasyonun dedeksiyonu, korunma ilkelerinin belirlenmesi, biyolojik etkilerinin incelenmesi ve nükleer tekniklerin çok çeşitli alanlarda kullanılmasına temel oluşturur. Etkileşme mekanizması, etkileşme olasılığı ve enerji kaybı, gelen radyasyonun yüküne, kütesine, enerjisine ve girdiği ortamın atom numarası ve yoğunluğa bağlı olarak değişir. Gama ve x-ışınları elektrik ve manyetik alandan etkilenmeyen, yüksek girici güce sahip çok kısa dalga boylu elektromanyetik dalgalardır.

2.4 Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşmesi

Yüklü bir parçacık soğurucu ortama girdiğinde yörünge elektronları ile art arda coulomb etkileşmeleri yapar. Bu etkileşmelerde elektrona aktarılan enerji elektronun bağlanma enerjisinden daha büyük ise elektron atomdan kopartılarak iyonizasyon meydana gelir ve bir elektron-iyon çifti oluşur. Aktarılan enerji iyonizasyona yeterli değilse elektron daha yüksek enerjili yörüngelerden birine çıkartılarak uyarılma meydana gelir. Dışarıdan bir elektrik alan uygulanmadığı sürece iyon çiftlerinin hareketi gelişigüzel olduğundan yeniden birleşmeler olabilir. Yüklü parçacık madde içinde her etkileşimde kinetik enerjisinin bir kısmını kaybederek yol alır (Yener 2006).

2.5 Radyasyondan Korunmada Temel Prensipler

Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP), Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) ve benzeri çeşitli bağımsız kuruluşlar, iyonlaştırıcı radyasyondan korunma ile ilgili olarak elli yıldan fazla bir süredir tavsiye niteliğinde yayınlar yapmaktadırlar. Bu tavsiyelerin yaptırım gücü olmamasına rağmen, ülkeler bu tavsiyeleri kendi koşullarına göre uyarlar ve yürürlüğe koyarlar. ICRP 60 raporunda ve IAEA'nın Temel Güvenlik Standartları ismi altında yayımladığı BSS-115 numaralı yayınında radyasyon korunması ile ilgili önerilen üç temel ilke vardır.

Gereklilik (Justification): Uygulamanın zararlı etkileri göz önünde bulundurularak net bir fayda sağlamayan hiçbir radyasyon uygulamasına izin verilmemelidir. Radyasyonun zararlı etkileri göz önünde bulundurularak, radyasyon ışınlanmasını gerektiren uygulamanın yapılmasının gerçekten kabul edilir olup olmadığı, kullanım amacına karşılık radyasyonun ortaya çıkabilecek olumsuz etkisi önemli bir bedel olarak görülmelidir ve bu uygulama sonunda elde edilecek fayda ile kıyaslanmalıdır. Mesleki, yasal ve sağlık sigortası amaçlı radyolojik uygulamalar klinik bir bulgu yoksa ve kişinin sağlığı ile ilgili önemli bir bilgi beklenmiyorsa, toplum taramaları kişiler için belirli bir avantaj veya topluma ekonomik ve sosyal olarak net bir fayda sağlamıyorsa toplum veya kişiler üzerinde herhangi bir tıbbi radyasyon uygulamasına izin verilmemelidir (ICRP 60, 1990).

Optimizasyon: İyonlaştırıcı radyasyon uygulamalarında, uygulamada net yararı en yüksek tutmak üzere, ışınlanan kişilerin sayısı, bireysel dozun büyüklüğü ve ekonomik ve sosyal faktörler dikkate alınarak, mümkün olan en düşük dozun alınmasının başarılması gereklidir. Bu ilke aynı zamanda ALARA (As Low As Reasonably Achievable) “Mümkün olan en düşük dozun alınmasının başarılması” prensibi olarak da bilinir. Optimizasyon ilkesini sağlayabilmede en önemli parametreler kullanılan cihazlar ve uygulanan yöntemlerdir. Kullanılan yöntemde sistemin tek bir parçasının hatasının acilen tespit edilebileceği, cihazlar ise özellikle planlanmayan ışınlanmalar nedeniyle kişisel dozun ve insan hatalarının minimize edilebileceği özellikte olmalıdır (ICRP 60, 1990).

Doz Sınırları: Kişilerin ve gelecek nesillerin kabul edilemeyecek bir risk altına girmesini engelleyecek olan yaptırımdır. Bu bir kişinin alabileceği etkin eşdeğer dozun kesin bir şekilde sınırlandırılmasını gerektirir. Bu sınırlar, optimizasyon ilkesini yerine getirmek koşuluyla zorunlu yaptırımlar olup, maliyet gözetmeksizin uygulanacak değerlerdir. Doz kısıtlamaları, kanser ve kalıtsal hasarlar gibi olasılığa bağlı etkilerin ortaya çıkışını kontrol altına almak için belirlenmiştir (ICRP 60, 1990).

2.6 Doğrusal Eşiksiz Teori (Linear No-Threshold Theory (LNT))

İnsan vücudundaki çeşitli doku ve organları meydana getiren hücreler şekilleri ve özellikleri bakımından birbirinden farklı oldukları gibi radyasyon etkilerine karşı gösterdikleri tepkiler de farklıdır. Hücrelerin radyasyon etkilerine karşı duyarlılık yani radyosensitiviteleri bakımından bu farklar Bergonie ve Tribondeau kanunu ile ifade edilir. Bu kanuna göre: “Bir dokunun radyasyon duyarlılığı (radyosensitivitesi) çoğalma kabiliyeti ile doğru, farklılaşma derecesi ile ters orantılıdır”. Başka bir deyişle çoğalma bakımından en aktif hücreler ile tam olarak olgunlaşmamış hücreler radyasyon etkilerinden en fazla zarar görecektir. (Göksel, 1973; Şeker ve Çerezci, 1997). Radyasyonun biyolojik etkileri hakkında bilinenlerin yanı sıra bilinmeyenler de vardır. Bugüne kadarki istatistikler, göreceli olarak yüksek dozları temel almıştır. Yüksek dozdaki radyasyon ışınlanmasının kanser riskini ne kadar arttıracakı bilinmektedir. Ancak, düşük radyasyon dozlarının aynı etkiyi gösterip göstermeyeceği bilinmemektedir. Yüksek doz gruplarından alınan bilgiler, doz miktarı ile kansere

yakalanma riskinin artmaya başladığı doğal seviyenin üstündeki yaklaşık 100 mSv değeri arasında bir ilişkinin olduğunu göstermektedir. Bu seviyenin altındaki ışınlama çalışmalarında istatistiğe ait herhangi bir hasar olayı gözlenmemiştir. 100 mSv altında radyasyon dozu alan gruplarda kanser artışı gerçekleşmemiştir (<http://www.taek.gov.tr/nukleer-guvenlik/nukleer-enerji-ve-reaktorler/166-gunumuzde-nukleer-enerji-rapor/440-bolum-06-radyasyondan-korunma.html>, 2016).

Radyasyon ışınlanmalarının çoğunluğu, düşük dozların uzun sürelerde verilmesini içermektedir. Düşük seviyelerdeki ışınlanmalarda ışınlanan toplulukta kanser görülme sıklığı ile ilgili çalışmalar, doz ve risk arasındaki ilişki hakkında herhangi bir doğrudan bulgu sağlamaz. Bu nedenle, radyasyonun hücreler ve organizmalar üzerindeki etkilerine ilişkin diğer bilimsel bilgileri dikkate almak ve doz-risk ilişkisinin en muhtemel şekli hakkında karar vermek gereklidir. Yıllarca, uluslararası kabul görmüş çözüm, düşük dozlar için de bu ilişkinin sifıra kadar doğrusal olduğudur (doğrusal-eşiksiz veya LNT hipotezi olarak bilinir); dolayısıyla ne kadar küçük olursa olsun, her bir radyasyon dozunun zararlı etkisi vardır. Bu hipotez radyasyondan korunma uygulamaları ve mevzuatları için önemli temel oluşturur ve oldukça tutarlı bir modeldir. Düşük dozlarda kanser riskinin olduğuna dair kesin bir bilimsel sonuç olmamasına rağmen, gerekli tedbirler alınmalıdır (IAEA 2004).

Düşük doz radyasyonun etki mekanizması ve risk düzeyi belirlenemediği için, kamu politikası olarak, toplumu zararlı etkilerden korumak amacıyla LNT modeli benimsenmiştir (Bulakbaşı 2015).

2.7 Radyasyon Doz Birimleri

Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi (ICRU) radyasyon çalışmalarında kullanılan kavramlar olan aktivite, ışınlama dozu, soğurulma dozu ve doz eşdeğeri için özel birimler tanımlamıştır. 1971 yılından itibaren Uluslararası Birimler Sistemi (SI) kullanılmaktadır. İyonlaştırıcı radyasyonların tüm etkileri radyasyonun geçtiği ortamda meydana getirdiği iyonlaşmaya bağlıdır. Bu iyonlaşma da radyasyonun enerjisi ile yakından ilişkilidir (Demir 2011).

2.7.1 Röntgen

Normal hava şartlarında havanın 1 kg'ında $2,58 \times 10^{-4}$ Coulomb'luk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan x ve gama radyasyon miktarıdır. Radyasyonun havayı iyonlaştırma kabiliyetinin bir ölçüsüdür. SI birimlerinde ışınlama birimi olarak röntgen eşdeğeri karşılığının özel bir adı olmamasına rağmen Coulomb/kg kullanılır.

1 Coulomb/kg, havanın 1 kg'ında 1 Coulomb'luk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan x ve gama radyasyon miktarıdır.

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

$$1 \text{ C/kg} = 33,9 \text{ J/C}$$

2.7.2 Soğurulan doz birimi, D (Gy)

Soğurulan doz birimi, kütle başına depolanan enerji miktarıdır. Soğurulan doz için geleneksel birim rad'dır (Radiation absorbed dose) ve ışınlanan maddenin 1 kg'ına 10^{-2} joule'lük enerji veren radyasyon miktarı olarak tanımlanır.

Soğurulan dozun SI birimi Gray (Gy)'dir ve ışınlanan maddenin 1 kg'ına 1 joule'lük enerji veren radyasyon miktarı olarak tanımlanır.

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ joule/kg}$$

2.7.3 Doz eşdeğeri birimi, H (Sv)

Aynı doku üzerinde farklı tip ve enerjideki radyasyonların etkilerini tanımlamak için kullanılır. ICRP 103 raporu her bir radyasyon için farklı katsayılar tanımlamıştır. Bu katsayılar radyasyonun enerjisi ve iyonizasyon yapma yeteneğine göre belirlenmiştir. Doz eşdeğeri için geleneksel birim rem'dir (Roentgen equivalent man) ve 1 röntgenlik x veya gama ışınlarının meydana getirdiği aynı biyolojik etkiyi meydana getiren radyasyon miktarıdır. Doz eşdeğerinin SI birimi Sievert'dir ve 1 Gy'lik x ve gama

ışınları ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren radyasyon miktarı olarak tanımlanır. Çizelge 2.1’de radyasyon ağırlık faktörleri verilmiştir.

$$1 \text{ Sievert} = 100 \text{ rem}$$

$$\text{Rem} = \text{rad} \times Q$$

$$H_T = \sum_R W_R \times D_{T,R} \text{ (IAEA TRS 457, 2007)}$$

Burada Q kalite faktörü, $D_{T,R}$ organ ya da dokudaki soğurulan doz, W_R ise radyasyon ağırlık faktörüdür.

Çizelge 2.1 Radyasyon ağırlık faktörleri (ICRP 103, 2007)

Radyasyon Ağırlık Faktörü, W_R	
Foton	1
Elektron ve Müon	1
Yüklü Pionlar	2
Protonlar > 2 MeV	5
Nötronlar	
< 10 keV	5
10 keV ile 100 keV	10
>100 keV ile 2 MeV	20
> 2 MeV ile 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Alfalar, füzyon parçaları, ağır çekirdekler	20

2.8 Pediatrik Hastalarda Kullanılan Radyografik İncelemeler

Pediatrik hastalarda sıklıkla akciğer, kafatası, pelvis, omurga ve karın çekimleri yapılmaktadır. Bu çekimlerde kullanılan kVp, mAs, odak-cilt uzaklığı gibi ışınlama parametreleri hastanın yaşına, kilosuna göre değişim göstermektedir. Tez kapsamında akciğer, pelvis, abdomen ve kafatası çekimleri incelenmiştir.

Akciğer grafisi çocuklarda ve yetişkinlerde en sık yapılan görüntüleme yöntemidir (Sivit vd 1989). Genellikle mediastinal patolojilerin görüntülenmesinde kullanılmaktadır. X-ışınının giriş ve çıkış yerine göre posteroanterior (PA), anteroposterior (AP), sağ veya sol lateral grafileri sık kullanılanlardır. Mediasteninin incelenmesinde en çok PA ve lateral grafiler kullanılır (Şekil 2.5). Çekim pediatrik hastaların sağlık durumu ve yaşına göre ayakta veya yatarak gerçekleştirilmektedir.



Şekil 2.5 Akciğer grafisi

Pelvis grafisi çocuklarda genellikle travma, kalçayı etkileyen artrit, yapı anormallikleri, pelvis kırıkları, enfeksiyon ve tümörlerin tanısının konulması için yapılan bir yöntemdir (Şekil 2.6).



Şekil 2.6 Pelvis grafisi



Şekil 2.7 Abdomen grafisi

Abdominal röntgen, abdomen içeriklerinin röntgenle incelenmesi yöntemidir. Abdominal röntgen genellikle akut abdominal hastalığın incelenmesinde ilk basamaklardan biridir (Şekil 2.7). Genellikle AP pozisyonunda çekim yapılır.

Kafatası grafisi çocuklarda düşme, araç kazaları gibi sebeplerden dolayı yapılan bir görüntüleme yöntemidir (Şekil 2.8). İstenilen tetkike göre AP, PA veya lateral olarak çekim yapılmaktadır. Çekimler pediatrik hastanın yaşına ve sağlık durumuna göre ayakta veya yatarak gerçekleştirilmektedir.



Şekil 2.8 Kafatası grafisi

Pediatrik radyoloji çekimleri toplam radyolojik çekimlerin %10'nu kapsamaktadır (UNSCEAR 2000). Yeni doğan ile çocuk hastalar iyonize radyasyona yetişkinlere göre daha hassastırlar. Bu yüzden çocuk hastalardaki çekim protokolleri yetişkinlere göre farklılık göstermektedir. Çizelge 2.2'de çocuk hastaların farklı çekim protokollerinde alabilecekleri giriş cilt dozları yaş gruplarına göre verilmiştir.

Çizelge 2.2 Farklı radyografik incelemeler ve yaşlar için radyografi başına giriş cilt dozları (IAEA 71 2012, CEC 1996)

Çalışma	Yaş	IAEA 71, 2012	CEC 1996
		(μ Gy)	(μ Gy)
Abdomen AP	0	110	NA
	1	340	1500
	5	590	NA
	10	860	NA
	15	2010	NA
Akciğer AP/PA	0	60	80
	1	80	100
	5	110	120
	10	70	NA
	15	110	NA
Pelvis AP	0	170	200
	1	350	900
	5	510	NA
	10	650	NA
	15	1300	NA
Kafa AP	1	600	NA
	5	1250	1500
Kafa Lateral	1	340	NA
	5	580	NA

NA : Mevcut değil

2.9 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Radyasyonun iki tür biyolojik etkisi vardır. Bunlardan birincisi deterministik etki, ikincisi ise stokastik etkidir. Stokastik etki ise somatik ve genetik etki olmak üzere kendi içinde ikiye ayrılır (Bor 2000).

2.9.1 Deterministik etki

Radyasyonun deterministik etkisi; radyasyon ışınlamasına bağılı olarak hücre ölümü oluşmasıdır. Gözlenebilen bir etkinin ortaya çıkması için eşik doz değeri aşılmalıdır ve doz şiddeti ile hasar artmaktadır (Olğar 2004). Etkinin en fazla görüldüğü organ cilttir, 2 Sv cilt için eşik değerdir. Bu değerdeki cilt dozu geçici saç dökülmesine neden olabilir. 6 Sv'lık doz değerinde cilt hücreleri ciddi oranda zarar görebilir. 18 Sv'da cilt hücreleri tamamen tahrip olur. Kemiği görüntülemek için ise, normal cilde göre 4 kat daha fazla x-ışın enerjisi gerekir. Genç insanlarda kemik dozu 30 Sv'ı aştığı takdirde kemik zarar görür (Geise ve O'Dea 1999). Şekil 2.9'da yüksek dozlarda meydana gelmiş cilt yanıkları için iki örnek görülmektedir.



Şekil 2.9 Yüksek dozlardaki ışınlamalar sonucunda oluşan cilt yanıkları (Wagner 2003)

2.9.2 Stokastik etki

Radyasyonun stokastik etkisi; düşük seviyeli radyasyon ışınlamalarının olması durumunda, radyasyon hasarı stokastik etki olarak, yani bir olasılıkla ifade edilmektedir. Stokastik etkilerde hücrenin deformasyonu sonucu belirli bir kuluçka süresi sonucunda

kanser ve/veya kalıtsal hasarların ortaya çıkma olasılığı söz konusu olabilmektedir. Etkinin görülme olasılığı vücutta soğurulan doz ile artarken, şiddeti dozdan bağımsızdır. Stokastik etkilerde doz etkisi ile ilgili bir eşik değeri bulunmamaktadır. Radyolojik incelemelerde hasta doz değerlerinde radyasyonun deterministik etkilerinden çok, stokastik etkiler dikkate alınmakla beraber son zamanlarda girişimsel radyoloji (anjiyografi esnasında tedavi işlemi, örneğin kalp damarının açılması) incelemelerinde uzun süren ışınlamalar deterministik etkileri de gündeme getirmiştir (Olğar 2004). Tüm kanserlerde olduğu gibi radyasyon etkisi ile oluşan kanserlerin de oluşum mekanizmaları yeterince açıklanamamıştır. Fakat doz uygulamasını takiben kanser gelişimi yeterince aydınlatılmıştır (Demir 2011). Çizelge 2.3’de doza bağlı olarak radyasyonun zararlı etkileri verilmiştir.

Çizelge 2.3 Radyasyonun zararlı etkileri (Beyzadeoğlu ve Cünen 2008)

Işınlama Durumu	Sağlık Etkileri	Bilgi Kaynakları
Yüksek doz ve doz hızında	Erken etkiler	
Vücudun büyük bir kısmına	Ölüm	Çeşitli kaynaklardan insan verileri
Cilt yüzeyine	Eritem	
Testis ve yumurtalıklara	Kısırlık	
Herhangi bir doz veya doz hızında	Gecikmiş etkiler	Yüksek doz ve doz hızları için insan verilerinin ekstrapole edilmesi ile tahmin edilen insan risk faktörleri
Risk doza bağlıdır	Çeşitli kanserler	
Yıllar sonra ortaya çıkar		
Herhangi bir doz veya doz hızında	Kalıtsal kusurlar	İnsan verileri olmadığında, hayvan verilerinden türetilen risk faktörleri
Risk doza bağlıdır		
Gelecek nesillerde ortaya çıkar		
Herhangi bir hızdaki yüksek doz	İşlevsel hasar	Çeşitli kaynaklardan insan verileri
Farklı zamanlarda ortaya çıkar		
Ana rahmindeki doz:		
Çocukta ortaya çıkar	Zekâ geriliği	Sınırlı insan verileri

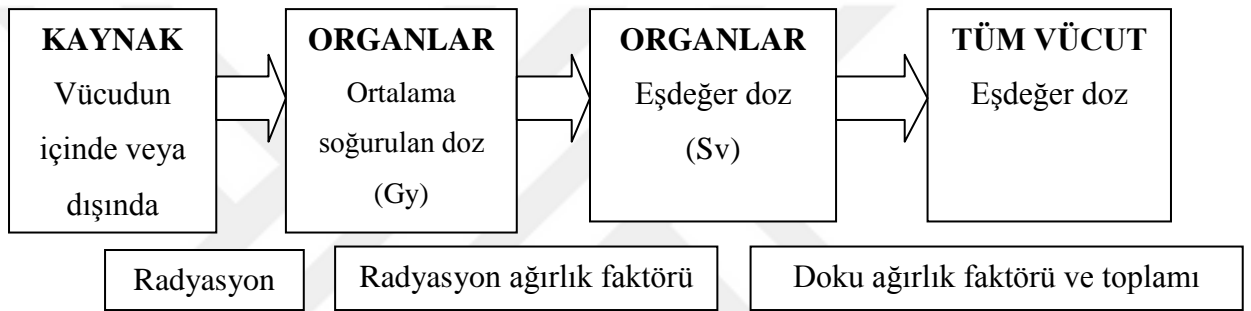
2.10 Etkin Doz

Organ dozlarının saptanması ile stokastik riskler saptanabilir. Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (International Commission on Radiological Protection

- ICRP) bu amaçla etkin doz kavramını tanımlamıştır (ICRP 103, 2007). Buna göre radyasyona duyarlı on iki organ için soğurulan dozlar ölçülmeli ve her bir organ için verilen doku ağırlık faktörleri dikkate alınarak risk hesabında kullanılacak olan etkin doz (E) bulunmalıdır.

$$E = \sum_T W_T \times H_T \quad (2.3)$$

Çizelge 2.4'de ICRP 103 raporunda belirtilen doku ağırlık faktörleri ve şekil 2.10'da soğurulan doz, eşdeğer doz ve etkin doz arasındaki ilişki verilmektedir.



Şekil 2.10 Soğurulan doz, eşdeğer doz ve etkin doz arasındaki ilişki (ICRP 121, 2013)

Çizelge 2.4 Doku ağırlık faktörleri (ICRP 103, 2007)

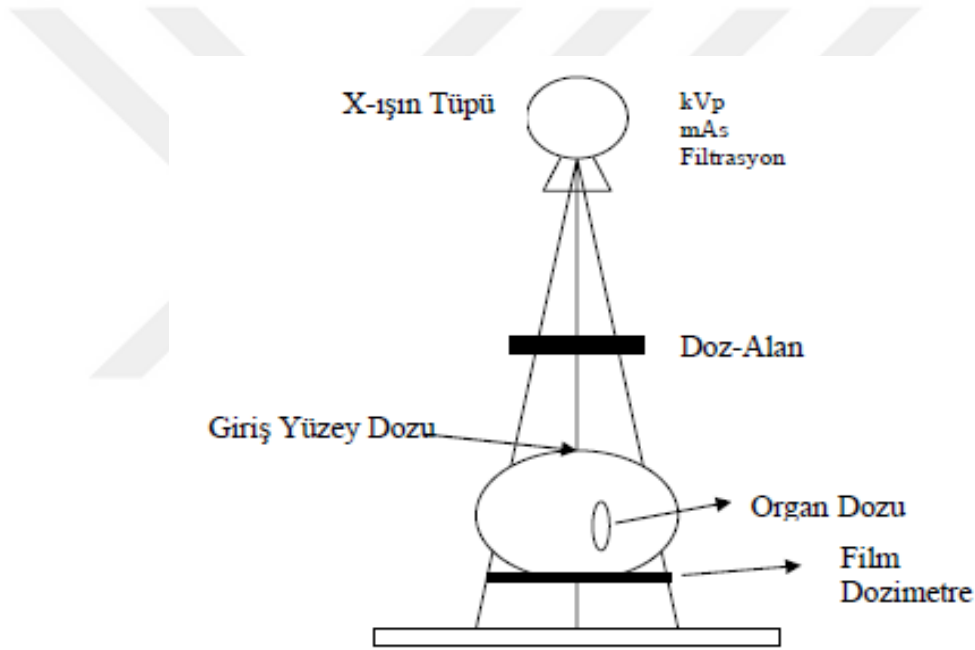
ORGAN	DOKU AĞIRLIK FAKTÖRÜ, W_T
Gonadlar	0,08
Kemik iliği	0,12
Alt sindirim sistemi	0,12
Akciğer	0,12
Mide	0,12
Mesane	0,04
Meme	0,12
Karaciğer	0,04
Özafagus	0,04
Tiroid	0,04
Kemik yüzeyi	0,01
Deri	0,01

Beyin	0,01
Tükürük Bezi	0,01
Diğer organlar*	0,12

*Böbrek üstü bezi, ekstratorasik doku, kalp duvarı, böbrek lenf nodları, kas, pankreas, dalak, ince bağırsak, timus, rahim.

2.11 Hasta Doz Ölçüm Yöntemleri

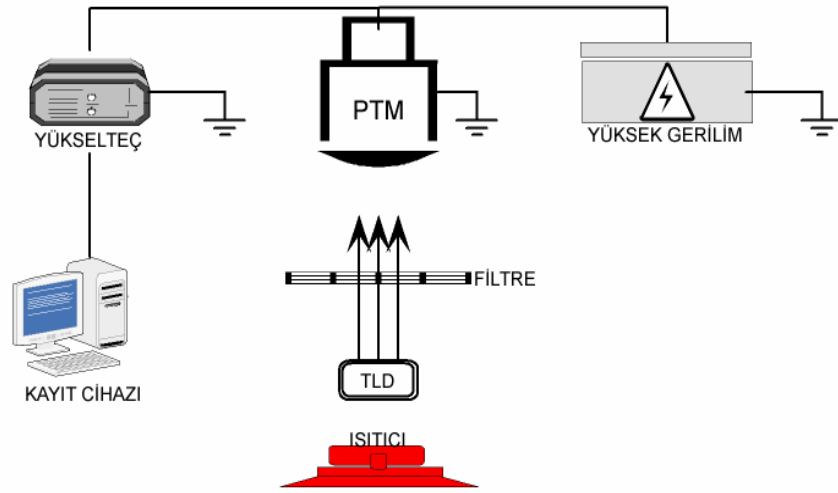
Daha önce ölçülmüş tüp çıkış değerleri ile, termoluminesans dozimetre (TLD), DAP metre, radyografik film ve kimyasal dozimetre kullanılması gibi yöntemlerle doz ölçümü yapılmaktadır (Bor 2007).



Şekil 2.11 Hasta doz ölçümlerinde kullanılan parametreler (Olğar 2004)

2.11.1 Giriş dozu ölçüm yöntemi

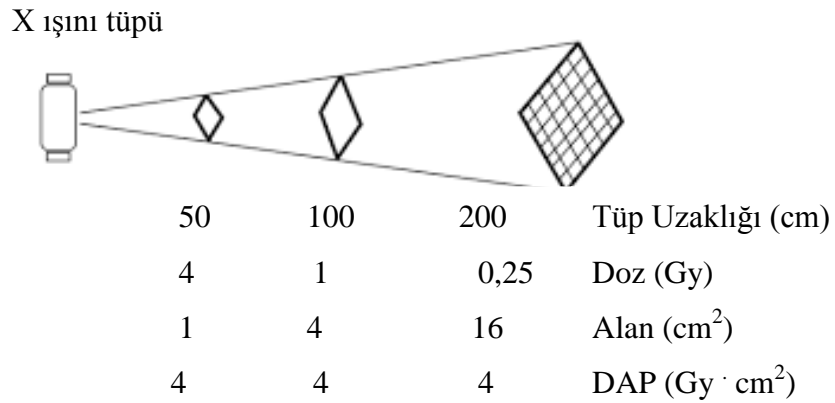
Hasta ya da hasta benzeşimi veren fiziksel bir fantomun yüzeyinde soğurulan doz dedektörle ya da havada yapılan noktasal ölçümlerden hesaplanabilmektedir. Hasta üzerinde yapılan ölçümler, hastanın iç kısmından gelen geri saçılmış fotonlardan etkilenmektedir. Cilt önünde yapılan ölçümler geri saçılma faktörleri (GSF) ile çarpılmalıdır, ayrıca hava doz ölçümleri (ED) odak-cilt mesafesinden (OCM) farklı bir



Şekil 2.13 TLD okuma sistemi (Berkmen 2006)

2.11.3 Doz-Alan çarpımı (Dose-Area Product, DAP) ölçüm yöntemi

X-ışın tüpünde kolimatörün önüne yerleştirilen geçirgen tipte bir iyon odası ile x-ışın demetine dik düzlemdeki x-ışını alanında havada soğurulan toplam doz ya da hastaya aktarılan enerji ölçülebilir. X-ışını odak noktasından farklı mesafelerdeki doz alan çarpımları eşit olduğundan iyon odasının yeri önemli değildir (Olğar 2004). Doz alan çarpımı değeri ölçülen doz ve alan çarpımı olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.14).



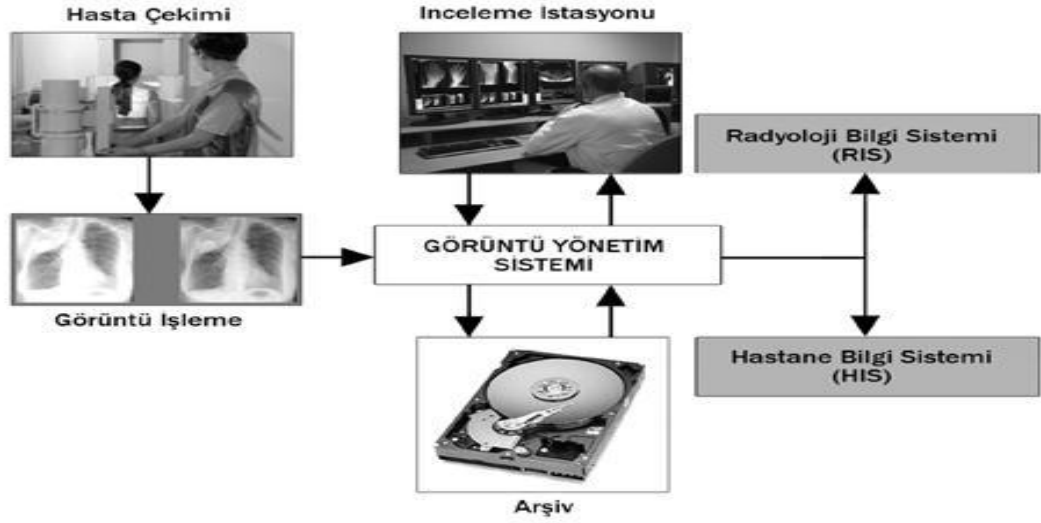
Şekil 2.14 DAP ölçümü (Sperrin ve Winder 2014)

2.11.4 X-ışını film dozimetrleri

Bu yöntem ile doz-optik yoğunluk eğrisi kullanılarak film üzerindeki her bir noktadaki optik yoğunluk doza çevrilebilir. Filmin, ilgili ışınlanan bölgenin altına yerleştirilmesiyle doz-alan çarpımı, maksimum giriş dozu ve ışınlanan alan eşzamanlı olarak ölçülebilir. Ancak bu filmlerle doğru bir şekilde ölçülebilecek doz aralığının düşük olması (50 mGy – 500 mGy) kullanımlarını sınırlandırmıştır (Guibelalde vd 2003). Bu yavaş radyografik filmlerle ölçülebilecek doz aralığı 800-1200 mGy aralığındadır. Dolayısıyla yavaş x-ışını filmleri genelde anjiyografik incelemelerde cilt dozu ölçümlerinde alternatif bir yöntem olarak kullanılabilir (Olğar 2004). Hiç ışınlanmamış bir film banyo edilecek olursa, yaklaşık olarak 0,1 - 0,2 optik yoğunluk arasında bir karar verilir ve bu miktara taban + sis seviyesi denir. X-ışın filmlerinin hızları, taban + sis üzerinde 1,0 optik yoğunluk meydana getiren ışınlanmanın (röntgen biriminde) tersi olarak tanımlanır (Bor 2002). Hızlı filmler, daha hassas ve daha düşük ışınlama süresi gerektirir. Yavaş filmlerin hassasiyeti daha azdır ve daha uzun ışınlama süresi gerektirir. (Paksoy 2011).

2.12 Dijital Radyografi Sistemleri

1990'ların sonundan itibaren tıpta flat panel dedektör sistemleri kullanılmaya başlanmıştır (Spahn 2005). Özellikle yüke bağlı sistemlerin (Charge Coupling Device, CCD) kullanılmaya başlamasından sonra daha büyük alanlı ve elektronik entegreli dedektör dizilerinden oluşmuş sistemler geliştirilmiştir (Chotas vd 1999). Bu tip dedektörlerin reseptör olarak kullanıldığı ve görüntünün bilgisayar ortamında oluşturulduğu sisteme dijital radyografi denir. Dijital radyografinin iş akışı şekil 2.15 'de görülmektedir.

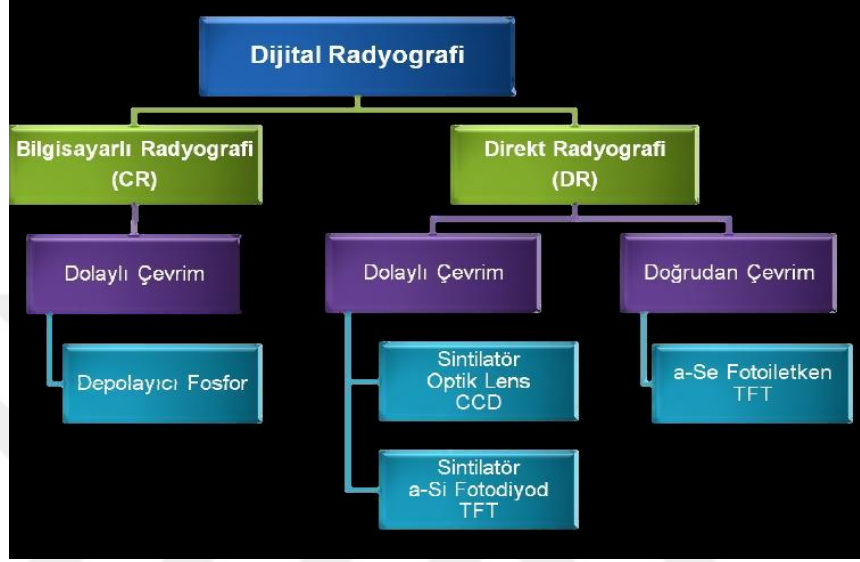


Şekil 2.15 Dijital radyografinin çalışma prensibi (www.yumpu.com/tr/document, 2016)

2.13 Dijital Sistemlerde Görüntü Oluşumu

Görüntü, konvansiyonel (film-ekran) sistemlerde kimyasal işlemlerle üretilirken dijital sistemlerde elektronik işlemler sonucunda üretilir. Dedektör dizisi ve x-ışını tüpü arasında kalan hasta x-ışınlarına maruz bırakılır. Bütün dedektörler kendisine ulaşan ışın miktarına bağlı olarak farklı sinyaller üretirler. Tüm bu analog sinyaller dijital sinyallere dönüştürülerek bilgisayara gönderilir. Görüntünün bilgisayarda oluşması ile dijital görüntü süreci sonlanmış olur. Şekil 2.16'da dijital radyografi yöntemleri, kullanılan tekniğe göre sınıflandırılmıştır. Dijital sistemin konvansiyonel sisteme göre avantajları; Konvansiyonel görüntülerin depolanması ve taşınması çok zordur. Dijital bilgisayar sistemlerinde görüntülerin saklanması daha kolaydır. Alınan görüntü dijital olduğundan dolayı üzerinde değişiklikler yapılabilir. Karanlık oda, kimyasal işleme gibi işlemlere gerek duyulmaz. Masraflar uzun vadede konvansiyonel sistemlere göre daha azdır. Dijital görüntü, görüntü arşivleme ve iletim sistemi (PACS) sayesinde direk olarak ilgili hekim ya da hekimlerin bilgisayarına gönderilerek zaman tasarrufu sağlanır. Film-ekran sistemlerde hastanın ışınlanacağı kVp-mAs değerleri genelde teknisyen tarafından belirlenir. Hasta dozunun artmasında teknisyen tecrübesi de önem arz eder. Dijital sistemlerde teknisyen faktörü film-ekran sistemler kadar etkin değildir. Çünkü film ekran sisteminde filmin ışınlama aralığı çok dardır. Işınlama parametrelerinde yapılabilecek hatalar kabul edilemez görüntülere sebep olabilir ve yeniden çekime gerek

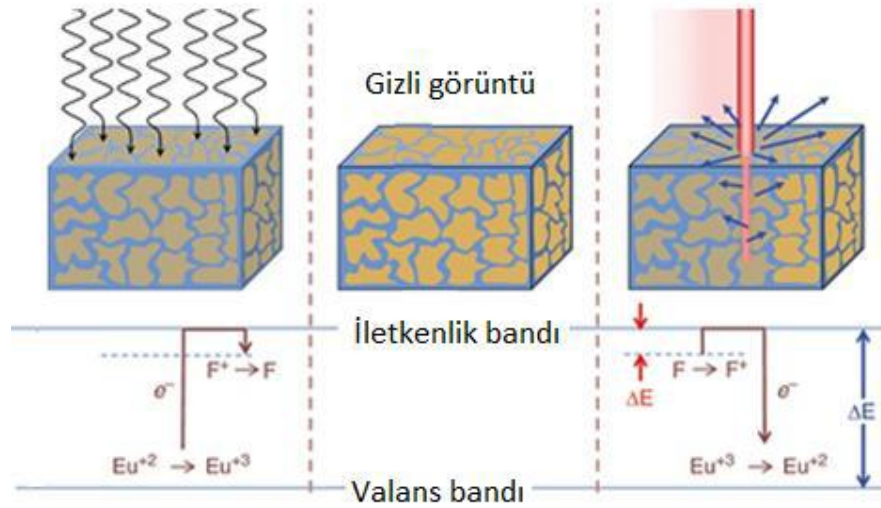
duyulur. Oysa dijital dedektörlerde ışınlama aralığı çok geniştir. Çok küçük bir doz değerinden çok yüksek bir doz değerine kadar kabul edilebilir görüntüler elde edilebilir. Fakat optimum görüntü kalitesi ve minimum radyasyon dozu için, periyodik doz ölçümleri gerekir.



Şekil 2.16 Dijital radyografik yöntemler (www.yumpu.com/tr/document, 2016)

2.13.1 Bilgisayarlı radyografi (CR)

X-ışını enerjisi dijitalize edilerek kullanılan ilk sistemdir. Bilgisayarlı Radyografi (Computed Radyografi-CR) konvansiyonel radyografik kasetlere özel fosfor plakaların yerleştirilmesi ve bu plakalarda oluşan gizli görüntünün lazer okuyucularda görünür hale getirilmesi üzerine kurulu görüntüleme yöntemidir (Lança ve Silva 2013). Şekil 2.17’ de CR sisteminde görüntü oluşumu gösterilmiştir.

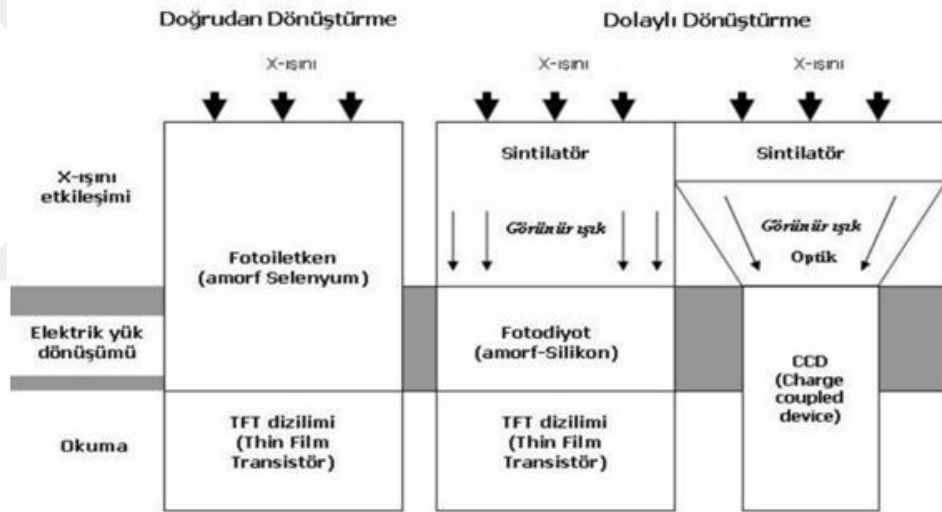


Şekil 2.17 CR sisteminde görüntü oluşumu (www.yumpu.com/tr/document, 2016)

2.13.2 Direk radyografi (DR)

DR sisteminde genel olarak görüntü, radyasyona maruz kalan dedektörlerin x-ışını enerjisini çok kısa sürelerde dijitalize ederek bilgisayara göndermesiyle oluşur. Dolayısıyla film-ekran (FS) ve CR'da olduğu gibi kaset ve kaset okumakla ilgili herhangi bir işleme gerek duyulmaz (Chotas vd 1999, Kasap ve Rowlands 2002, Spahn 2005, Lança ve Silva 2013). İnce film transistör (Thin Film Transistör, TFT) okuma mekanizması entegre edilmiş olan flat panel dedektör sistemleri direk radyografide başlıca standart olmuştur. Flat panel dedektör sistemi sadece radyografi ve mamografide değil aynı zamanda genel anjiyografi, kardiyak anjiyografi ve floroskopide de FS ve CR'ın yerini almaktadır. Bunun sebebi yüksek kontrast kapasitesi ve artan görüntü kalitesi, geniş ışınlama aralığı, yüksek radyasyon duyarlılığı sayesinde anlık çekim fırsatı, iş akışının hızlı olması ve doğru kullanıldığında hasta dozunu azaltması gibi önemli avantajları vardır (Mor 2014). DR sistemlerde görüntü oluşumu x-ışınının elektrik sinyaline dönüştürülme sürecine göre doğrudan dönüşüm ve dolaylı dönüşüm olarak ikiye ayrılır (Şekil 2.18). Doğrudan dönüşüm dedektörleri, kendisine çarpan x-ışınlarını doğrudan elektrik sinyaline çeviren fotokondüktör bir malzemeye sahiptir. Dolaylı dönüşümde ise x-ışınları öncelikle sintilatör bir malzemeye çarpar, yayınlanan görünen ışık fotonları fotodiyot veya CCD tarafından algılanarak elektrik sinyallerine dönüştürülür (Chotas vd 1999). Bu teknoloji sayesinde, çok yüksek çözünürlükte

(9 Mega Pixel) ve tek bir detektör ile (43cm x 43cm boyutunda olabilir), film, kaset, hafıza kaseti ve okuyucu ünite kullanılmaksızın, hastanın röntgen görüntüsü, doğrudan bilgisayar ekranında x-ışınının uygulanmasını takiben 2 saniyede görülebilmektedir. Çekim pozisyonunun değiştirilmesi ihtiyacı olduğu ya da ilave pozisyon çekimleri gerektiğinde, hasta henüz röntgen cihazında bulunduğu ve pozisyonu sabit olduğundan, ilave çekimler çok hızlı bir şekilde tamamlanabilmektedir. Elde edilen görüntü üzerinde; istenen doz ayarları bilgisayar programı vasıtası ile kolayca yapılabilmekte ve bu sayede çekim tekrarı neredeyse hiç gerekmemektedir. Elde edilen görüntüler, kuru ya da ıslak tip printer cihazında film olarak bastırılabilir ve bilgisayar veya PACS sistemlerinde arşivlenebilir. DR sistemleri ile günde yaklaşık 400 hastanın (800-1000) tetkikin yapılabilmesi mümkün olmaktadır.



Şekil 2.18 Çeşitli DR sistemleri (www.turkrad.org.tr/files/kurslar/Kurs%201/dijital-radyografi.pdf, 2016)

Bu tez çalışmasında kullanılan röntgen cihazları direk radyografi sistemi olup bu cihazlarda görüntü oluşumu doğrudan dönüştürme yöntemi ile sağlanmaktadır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Tez Kapsamında Kullanılan Sistemler

Pediyatrik incelemelerde doz ölçümleri Ankara Dışkapı Yıldırım Beyazıt Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji bölümünde bulunan 4 adet röntgen cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu cihazlar, üç adet Toshiba Sedecal (S1, S2, S3) ve bir adet Siemens Axıom Aristos (S4) röntgen cihazıdır. Cihazların bazı özellikleri aşağıda çizelge 3.1’de verilmiştir. Kullanılan cihazlar şekil 3.1 ve 3.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1 Kullanılan cihazların özellikleri

Parametreler	S1	S2	S3	S4
Kurulum Tarihi		2005		2007
Marka		Fuji Film FDR D-EVO G35		Siemens
Model		Sedecal DR-ID 600ES		Axıom Aristos
kVp aralığı		40-150		40-150
mA aralığı		10-500		10-800
Tüp Marka		IAE		VARIAN
Tüp Output ($\mu\text{Gy/mAs}$)	51	64	60	44
80 kVp ve 1 m OCM				
Grid Oranı (r) ve Frekansı (f)	r = 10:1	f = 40 cm ⁻¹		r = 15:1, f = 80 cm ⁻¹
Filtrasyon (mm Al)	3,24	1,85	2,63	4,5



Şekil 3.1 Çalışmada kullanılan sedecal röntgen cihazı



Şekil 3.2 Çalışmada kullanılan Siemens AxioM Aristos röntgen cihazı

3.2 Çalışmaya Başlamadan Önce Yapılan Kalite Kontrol Testleri

Çalışmaya başlamadan önce radyografi cihazlarının her birinin ayrı ayrı kalite kontrolleri yapılmıştır. Kalite kontrol sonuçları uluslararası standartlarla karşılaştırılarak

değerlendirilmiştir. Yapılan kalite kontrol testleri ve test sonuçları kabul sınırları aşağıda verilmiştir.

3.2.1 Tüp çıkışı testi

Bu testin amacı, x-ışını tüp çıkışına ışınlama parametrelerinin etkisinin belirlenmesi ve uluslararası standartlara uygunluğunun kontrol edilmesidir. Bazı uluslararası kuruluşlar tarafından verilen sınır değerleri aşağıda verilmiştir.

European Commission (EC 91, 1997); 2,5 mm Al filtrasyon, 80 kVp ve 100 cm odak-film mesafesinde tüp çıkışı 25 $\mu\text{Gy/mAs}$ 'dan büyük olmalıdır.

American Association of Physicist in Medicine (AAPM 116, 2009); 2,5 mm Al filtrasyon, 80 kVp ve 100 cm odak-film mesafesinde tüp çıkışı $60\pm 10 \mu\text{Gy/mAs}$ aralığında olmalıdır. Bu değer tek faz sistemler için $40\pm 8 \mu\text{Gy/mAs}$ 'dır.

Institute of Physicis and Engineering in Medicine (IPEM 91, 2005); 80 kVp ve 100 cm odak-film mesafesinde tüp çıkışı 43-52 $\mu\text{Gy/mAs}$ arasında ise iyi, 26-43 $\mu\text{Gy/mAs}$ ve 52-69 $\mu\text{Gy/mAs}$ arasında ise normal, < 26 ve $69 > \mu\text{Gy/mAs}$ ise kabul edilemez.

3.2.2 Tüp çıkışının ışınlama parametreleri ile değişimi

3.2.2.1 Tüp çıkışının ($\mu\text{Gy/mAs}$) pik kilovoltaj (kVp) ile değişimi

Bu testte, sabit mA ve ışınlama zamanı için belirli kVp değerlerinde ışınlamalar yapılmıştır. Ölçülen değerler kullanılarak $\log(\text{kVp})-\log(\mu\text{Gy/mAs})$ grafiği çizilip n değeri bulunmuştur. Tüp çıkışı kVp'nin n. kuvveti ile değişir. Dolayısıyla değişimi lineer eğride gözlemlemek için eğri logaritmik bir skalada çizilmektedir. Grafikte denklem $y=nx+m$ biçimindedir. kVp ile doz değişimi arasında $y=mx^n$ biçiminde bir bağıntı vardır. Bu durum radyasyon dozunun, tüp voltajının karesiyle doğru orantılı olduğunu gösterir. n değeri, $2 < n < 2,2$ arasında ise iyi, 1,7 – 2 ve 2,2 – 2,5 ise normal kabul edilir, $< 1,7$ ve $> 2,5$ ise kabul edilemez (EC 91, 1997).

3.2.2.2 Tüp çıkışının ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) tüp akımı (mA) ile değişimi

Bu testte, sabit kVp ve ışınlama zamanı için belirli mA değerlerinde ölçüm alınmıştır. Eşitlik 3.1 kullanılarak lineerlikten sapma hesaplanmıştır.

$$\text{Linerite Varyansı} = \left(\frac{(\mu\text{Gy}/\text{mAs})_{\text{max}} - (\mu\text{Gy}/\text{mAs})_{\text{min}}}{(\mu\text{Gy}/\text{mAs})_{\text{ortalama}}} \right) \div 2 \quad (3.1)$$

$\mu\text{Gy}_{\text{maks}}$; Maksimum ışınlama dozu ve $\mu\text{Gy}_{\text{min}}$; Minimum ışınlama dozudur.

3.2.2.3 Tüp çıkışının ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) ışınlama zamanı (t) ile değişimi

Bu testte, sabit kVp ve mA değeri için ışınlama zamanının belirli değerlerinde ölçüm alınmıştır. Ölçüm sonucunda tüp çıkışının zaman ile değişimi gözlenerek ışınlama zamanı- μGy grafiği çizilmiştir.

3.2.3 kVp değerinin ölçülmesi

Bu test, x ışını jeneratöründe seçilen ışınlama kVp değeri ile, ölçülen kVp değeri arasındaki farkın bulunması esasına dayanır. Tüp akımı ve ışınlama zamanı sabit kalmak suretiyle 60, 80 ve 100 kVp de üçer ölçüm alınarak % kVp fark bulunmuştur.

3.2.4 Tüp filtrasyonu ve yarı kalınlık değeri (HVL) ölçümü

Bu testte amaç, hasta dozunda etkin olan tüp filtrasyonunun hesaplanmasıdır. Buna göre x ışını demeti iyon odası boyutunda kolime edilmiştir. Önce alüminyum (Al) levha olmadan ve daha sonra 1 mm kalınlığında alüminyum levha ekleyerek ışınlama yapılmıştır. Yapılan bu ışınlamalar çeşitli kVp'lerde tekrarlanmıştır. Alüminyum levha olmadan okunan değer yarıya düşünceye kadar, levha eklemeye ve ölçüm alınmaya devam edilmiştir. Sonra tüpün önünde herhangi bir malzeme yok iken ölçülen dozun yarıya düştüğü Al kalınlığı, yarı değer kalınlığı olarak alınmıştır. Çizelge 3.2'de farklı kVp'lerde ölçülen HVL değerlerine karşılık gelen toplam filtrasyon değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.2 Farklı kVp’lerde ölçülen HVL değerlerine karşılık gelen toplam filtrasyon değerleri

Toplam Filtrasyon mm Al	HVL					
	50	60	70	80	90	100
1,5	1,2	1,5	1,7	2,0	NA	NA
2,0	1,4	1,8	2,0	2,4	2,7	3,1
2,5	1,6	2,0	2,3	2,7	3,1	3,5
3,0	1,8	2,2	2,6	3,0	3,4	3,8
3,5	1,9	2,4	2,8	3,2	3,7	4,1
4,0	2,1	2,5	3,0	3,5	3,9	4,4
4,5	2,2	2,7	3,2	3,7	4,2	4,7
5,0	2,3	2,8	3,3	3,9	4,4	4,9
5,5	2,4	3,0	3,5	4,1	4,6	5,1
6,0	2,5	3,1	3,7	4,2	4,8	5,3
7,0	2,7	3,3	3,9	4,6	5,2	5,7

NA: Mevcut değil

3.2.5 Işınlamanın tekrarlanabilme ve eşdeğerliliği testi

Işınlamanın tekrarlanabilme testinde aynı ışınlama geometrisi ve ışınlama parametrelerinde birbirini izleyen ışınlamaların tekrar etme doğruluğu incelenmiştir. Aynı mAs değerlerini veren farklı mA ve ışınlama zamanların da tüp çıkışı ölçülerek eşdeğerlik testi yapılmıştır. Tekrarlanabilirlik ve eşdeğerlik aşağıdaki bağıntılar aracılığıyla hesaplanmıştır.

$$\text{Tekrarlanabilirlik} = \left(\frac{\mu Gy_{\max} - \mu Gy_{\min}}{\mu Gy_{\max} + \mu Gy_{\min}} \right) \quad (3.2)$$

$$Eşdeğerlilik Varyansı = \left(\frac{(\mu\text{Gy} / \text{mAs})_{\text{max}} - (\mu\text{Gy} / \text{mAs})_{\text{min}}}{(\mu\text{Gy} / \text{mAs})_{\text{ortalama}}} \right) \div 2 \quad (3.3)$$

3.3 Kullanılan Ölçüm Cihazları

3.3.1 İyon odası

Doz ölçümlerinde Ankara Nükleer Bilimler Enstitüsünde bulunan Radcal Corporation tarafından üretilmiş Accu Pro 10X-6 model, 6 cc iyon odası kullanılmıştır (Çizelge 3.3). Şekil 3.3’de kullanılan Radcal marka radyasyon ölçüm cihazı gösterilmiştir.

Çizelge 3.3 Radcal marka iyon odasının genel özellikleri

Dedektör	Tipi	Doz Aralığı		Doz Hızı Aralığı		Enerji Bağımlılığı
		<u>Min</u>	<u>Max</u>	<u>Min</u>	<u>Max</u>	
İyon Odası	10X-6-6	10µR	59 kR	2µR/s	17R/s	±5%, 30 keV - 1,33 MeV arasında



Şekil 3.3 Çalışmada kullanılan Radcal marka radyasyon ölçüm cihazı

3.3.2 Harshaw TLD 3500 model okuyucu

Bu okuyucu tek bir TLD elementi için bir çekmece, doğrusal ve programlanabilir ısıtma sistemi, soğutmalı fotoçoğaltıcı tüp ve ışığı ölçmek için uygun elektronik yapılar içerir. Cihazın özellikleri şu şekilde sıralanabilir. Cihaz en iyi sıcaklık tekrarlanabilirliği için termoçiftlerle planchet ısıtması sağlar. Isıtma profili; ön ısıtma, ısıtma ve tavlama işlemlerini içerir. 400°C'ye kadar ısıtma kapasitesi mevcuttur. Maksimum kazanç kararlılığı için termoelektrik fotoçoğaltıcı tüp soğutucuya sahiptir. Ayarlanabilen alarm seviyesi ve otomatik, doğal fon çıkarma seçeneği vardır. Şekil 3.4'de kullanılan TLD okuyucu gösterilmiştir.



Şekil 3.4 TLD 3500 model okuyucu

3.3.3 PTW-TLDO fırın

TLD yöntemiyle değerlendirilecek dozimetre veya örneklerin tavlama, ön ısıtma gibi işlemlerinin yapılması amacıyla kullanılmaktadır. Cihaz özellikle TLD çipleri, çubuklar ve şeritler için uygundur. Ön ısıtma ve tavlama için iki standart program içerir. Yazılımı aracılığıyla, standart programlar dışında kalan işlemler için sıcaklık ve zaman ayarları isteğe göre yapılabilir. Şekil 3.5'de kullanılan PTW-TLDO fırın gösterilmiştir.



Şekil 3.5 PTW-TLDO firın

3.3.4 LiF:Mg,Ti TLD'lerinin özellikleri

Bu çalışmada, Lityum Florür (LiF) materyaline Magnezyum (Mg) ve Titanyum (Ti) katkılanmış LiF:Mg,Ti yani TLD-100 kristalleri kullanılmıştır.

Bir malzemenin dozimetre olarak kullanılabilmesi için yüksek verimlilikte bir ışık yayını vermesi, yeterli depolama yeteneğine sahip olması, basit tuzak dağılımına sahip, lineer bir doz cevap eğrisi olan, ekonomik ve çevre koşullarına dayanıklı olması beklenir (Soliman ve Salama 2009).

İlk olarak 1953 yılında kullanılmaya başlanan Magnezyum (Mg) ve Titanyum (Ti) ile katkılanmış LiF:Mg,Ti dozimetreleri (TLD-100), 1 Gy'e kadar doğrusal doz cevabı göstermeleri, yüksek hassasiyete sahip olmaları ve yaklaşık olarak doku eşdeğeri olmaları (dokunun etkin atom numarası 7.42 iken LiF'ün 8.14'dür) gibi özelliklerinden dolayı en çok tercih edilen radyasyon dozimetreleridir (Bilski 2002). LiF:Mg,Ti'ün yaydığı termolüminesans ışığın dalga boyu 3500 angstrom (Å) ile 6000 Å arasındadır. En yaygın kullanılan dozimetreler, iyon odaları, termolüminesans dozimetreler ve film dozimetrelerdir (Khan 2010). TLD-100 gibi dozimetrik malzemelerin hassasiyetlerinin fabrika standartlarından yaklaşık olarak $\pm 15\%$ farklı olabileceği kabul edilmektedir (Gökçe 2009). Şekil 3.6'da TLD örnekleri gösterilmiştir.



Şekil 3.6 TLD-100 örnekleri

3.4 Hasta Verilerinin Toplanması ve Kullanılan Yöntemler

Hasta görüntülerinin çalışmaya dâhil edilebilmesi amacıyla öncelikle, Ankara Dışkapı Yıldırım Beyazıt Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nden Etik Kurul Onay Raporu" alınmıştır.

Hastalar Avrupa Komisyonunun belirlediği yaş kategorisine göre (0-1, 1-5, 5-10, 10-15) sınıflandırıldı (CEC 1996). Aynı zamanda her bir çocuk hastanın boy, kilo, çekim protokolü, kVp, mAs, odak cilt uzaklığı gibi parametreler kaydedildi. Akciğer, pelvis, abdomen ve kafa bölgelerinden çekime alınan çocuk hastaların maruz kaldığı giriş cilt dozları farklı iki yöntem kullanılarak hesaplandı.

Bu yöntemlerden birincisi TLD yöntemidir. Bu yöntemde daha önceden TLD okuyucuda fırınlanarak tuzaklarından boşaltılmış dozimetreler uygun bir şekilde muhafaza edilerek hastanın çekim bölgesi merkezine yerleştirilip ışlandıktan sonra, TLD okuyucuda belli bir zaman dilimi içerisinde okunarak ve gerekli dönüşümler yapılarak direkt olarak giriş cilt dozu ölçümü yapılmıştır.

İkinci yöntem ise tüp çıkışı (output, OP) ölçümü yapılarak giriş cilt dozunun hesaplanması işlemidir. Bu hesaplamada OP faktörü, kVp, mAs, odak cilt uzaklığı ve geri saçılım faktörü parametreleri kullanılmıştır.

3.4.1 TLD-100 kristallerinin kalibrasyonu

Furetta'ya (2003) göre TLD'ler ışınlanmadan önce 400°C'de 1 saat, buna müteakip 100° C'de 2 saat ve ışınlama sonrası 100° C'de 10 dakika ısıl işleme tabi tutulmalıdır. Zimmerman vd.'ne (1966) göre, geniş çaplı tavlama araştırması sonucunda TLD-100'ün 400°C'de 1 saat tavlama sonrası 80°C'de 16-24 saat tavlamanın en iyi sonuç verdiğini saptamışlardır. Mason vd. (1976) dozimetreler derhal kullanılacaksa 80°C'de 16 saat tavlama olanağı olmayabileceğinden, bunun yerine 100°C'de 1 saatlik tavlamanın yeterli olacağını saptamışlardır.

Bu çalışmada daha önce hiç kullanılmamış 64 adet TLD-100 kristalleri, TLD kalibrasyonu için kullanılmıştır. Literatür çalışmalarında yapılan çalışmalar gözönüne alınarak, TLD-100 kristalleri TLD fırınında, 400°C'de 1 saat ve akabinde 100°C'de 2 saat ısıl işleme tutularak fırınlanmış ve bütün tuzaklardaki elektronların boşaltılması sağlanmıştır. Beta kaynağı (S-90/Y-90) kullanılarak, TLD'lere 1 mGy doz verilmiştir. Daha sonra TLD fırınında 100°C'de 10 dakika ön ısıtma işlemi yapılmıştır. Işınlamanın ardından 64 adet TLD-100 kristalleri Harshaw 3500 TLD okuyucu sisteminde WinRems (Windows Radiation Evaluation and Management System) yazılımının yardımıyla tek tek okunarak her birinin verilen doz değerine karşılık lüminesans değerleri bulunmuştur.

Her bir TLD'nin doza karşı hassasiyeti farklı olduğundan, hepsi aynı dozla ışınlanmalarına rağmen okuma değerleri yani saldıkları ışık miktarları farklıdır (Rathbone 2010). Okumaların aynı olması için her TLD-100 kristali için element düzeltme faktörü (Element Correction Coefficient - ECC) denilen bir ağırlık faktörü bulunmuştur. Daha sonra, bulunan ECC değerleri içerisinde doz yanıtları birbirine yakın olan ve tekrarlanabilirlikleri $\pm\%10$ içinde kalan (0,90 ile 1,10) 55 adet TLD-100 seçilmiştir. ECC_j faktörünün matematiksel ifadesi aşağıda verilmiştir (Thermo 2005).

$$ECC_j = \frac{\langle Q \rangle}{\frac{Q_j}{L}} \quad (3.4)$$

$j = 1, 2, \dots, n$ olmak üzere, n TLD'lerin sayısını

$Q_j =$ TL okuyucu tarafından TLD_j için verilen yük (nC) sinyali

$\langle Q \rangle =$ Kalibre edilen tüm TLD'lerin ortalama değeri (nC)

Tanımlanan TLD'ler için ECC değerleri bulunup sisteme kayıt edildikten sonraki aşama, ECC'leri kaydedilen TLD'lerin nanocoulomb (nC) cinsinden verilen fototüp akımının soğurulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan okuyucu kalibrasyon faktörü (Reader Calibration Factor-RCF) değerlerinin bulunmasıdır.

RCF'nin bulunması amacıyla ECC'leri kabul sınırları içerisinde olan 55 TLD, tekrar ışınlanmaları için 400°C'de 1 saat ve ardından 100°C'de 2 saat tavlandı. Böylelikle TLD'ler üzerinden önceki çalışmaya ait bilgiler silinmiş oldu. Tavlanan bu TLD'lerin tamamı beta kaynağı kullanılarak 1 mGy doz alacak şekilde ışınlandı. WinRems yazılım programının Calibrate Reader modunda kaydedilen ECC değerleride kullanılarak, 55 adet TLD için Harshaw 3500 TLD okuyucu sisteminde okuma yapıldı. Dozimetrele verilen radyasyon miktarı (1 mGy) ve TLD okuyucu sistemde okunan fototüp akımı (nC) değerleri bilindiğinden, RCF değeri hesaplanmıştır. RCF'nin matematiksel ifadesi aşağıda verilmiştir (Thermo 2005).

$$RCF = \frac{\langle Q \rangle}{L} \quad (3.5)$$

$\langle Q \rangle$ = Kalibre edilen tüm TLD'lerin ortalama değeri (nC)

L = Kalibrasyon için TLD'lerin ışınlandığı radyasyon dozu

TLD-100 ile ölçülen dozun matematiksel ifadesi (Thermo 2005, Wyatt 2005);

$$D = \frac{ECC Q_{HAM}}{RCF} \quad (3.6)$$

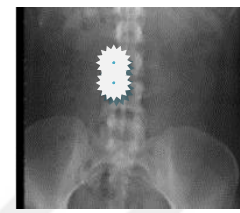
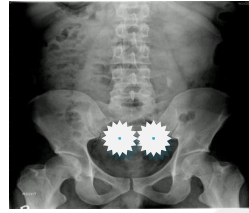
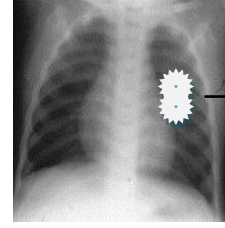
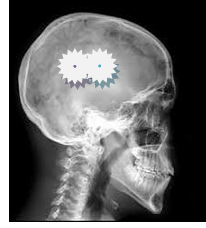
D = Kullanılan dozimetrelere verilen doz

ECC = Element düzeltme katsayısı (Element Correction Coefficient)

RCF = Okuyucunun kalibrasyon faktörü (Reader Calibration Factor)

Q_{HAM} = nc cinsinden okuyucudan elde edilen toplam yük miktarı

RCF değerleri belirlenerek kullanıma hazır hale getirilen dozimetrelere 400°C'de 1 saat ve akabinde 100°C'de 2 saat tavlandıktan sonra ilgili bölgeye yerleştirilerek ışınlanmıştır. Işınlamanın ardından 100°C'de 10 dakika ön-ısıtma yapıldıktan sonra 300°C'ye kadar 5°C/s ile ısıtılarak ışınma eğrileri elde edilmiştir.



Şekil 3.7 Çocuk hastalara kullanılan TLD örnekleri

Bu tez çalışmasında akciğer, pelvis, abdomen ve kafa çekimine gelen çocuk hastaların çekim bölgelerine ikişer adet TLD yerleştirilmiştir. Işınlanan TLD'ler Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde bulunan TLD okuyucusunda okunarak değerler kaydedilmiştir. Aynı organ için kullanılan iki dozimetrede de çıkan değerler karşılaştırılarak dozimetrelerin sağlaması yapılmıştır. Kullanılan TLD'lerin yerleştirilmesi temsili olarak şekil 3.7'de gösterilmiştir.

3.4.2 Tüp çıkışı yöntemi

Bu yöntemde çekim protokollerindeki birçok parametre kullanılarak ESD hesabı yapılmıştır. Grafikten çıkarılan OP, çekim esnasında kullanılan kVp ve mAs, cilt-odak uzaklığı ve geri saçılım faktörü değerleri kullanılarak aşağıdaki eşitlik 3.7 yardımıyla giriş cilt dozu hesaplanmıştır.

$$ESD = Tüp \ Çıkışı \times mAs \times GSF \times \left(\frac{L}{OCD} \right)^2 \quad (3.7)$$

ESD: Hasta yüzey dozu

L: Tüp çıkışı ölçümlerinde kullanılan mesafe (cm)

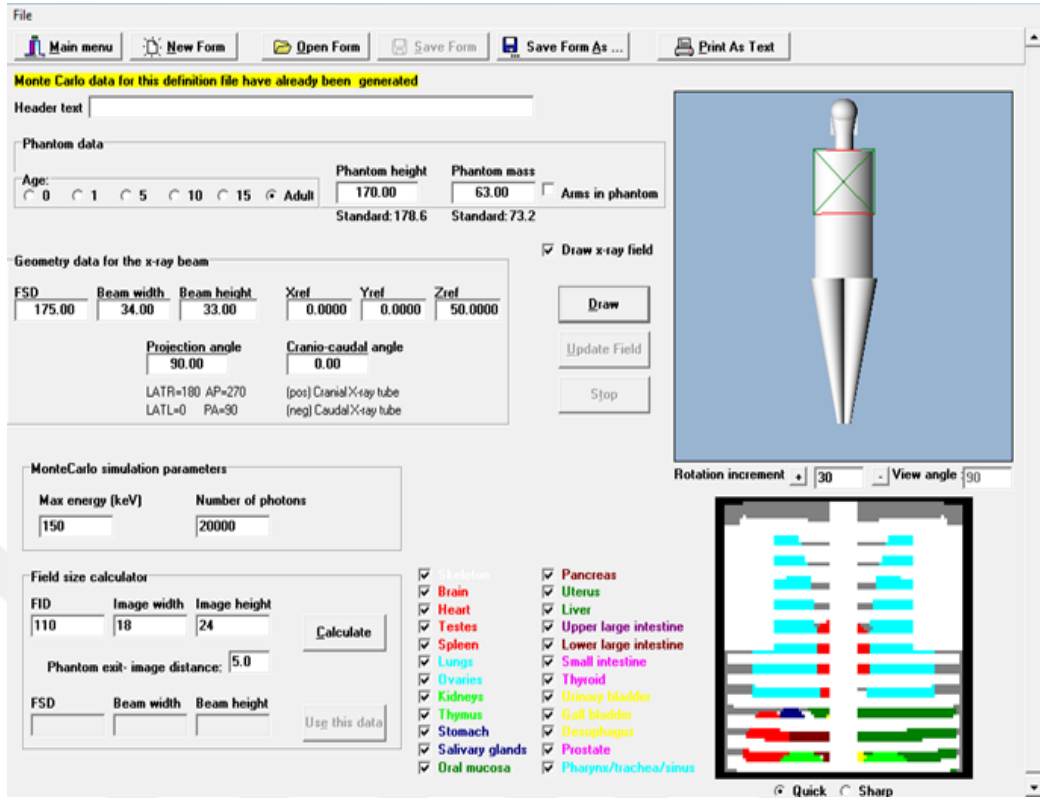
OCD: Odak-cilt mesafesi (cm)

GSF: Geri saçılım faktörü

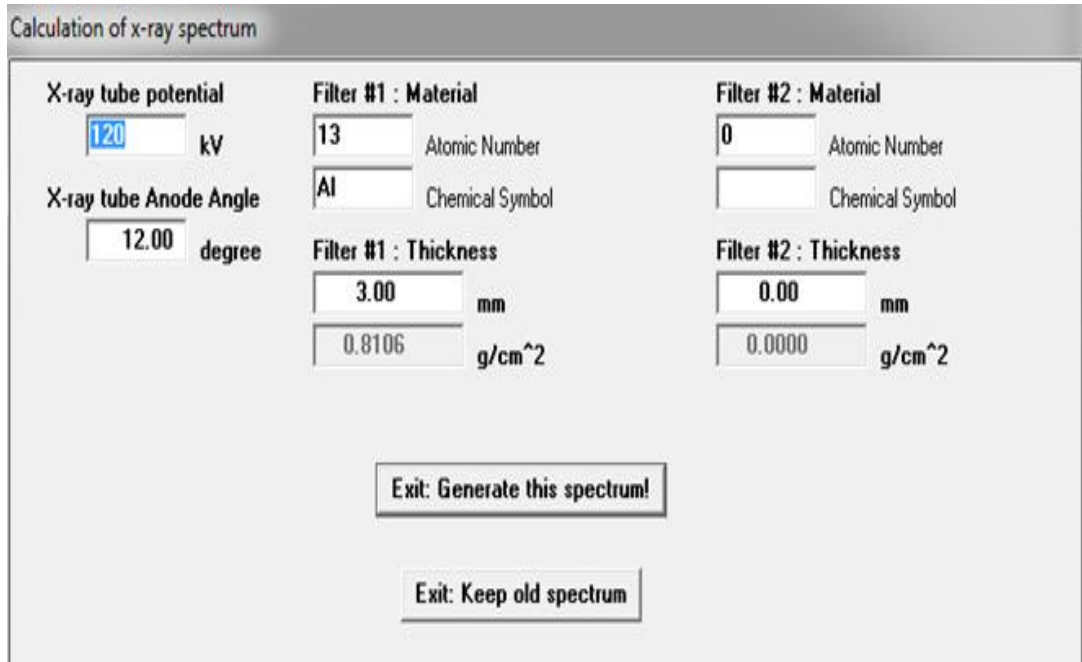
Hesaplanan cilt dozu değerleri, TLD yardımıyla ölçülen cilt dozu değerleri ile karşılaştırılmıştır. Daha sonra elde edilen cilt dozu değerleri kullanılarak PCXMC 2.0 doz yazılım programı yardımıyla etkin dozlar her bir inceleme için hesaplanmıştır.

3.4.3 PCXMC 2.0

PCXMC 2.0 programı, medikal ışınlamalar sonucunda hastaların organ dozlarını ve etkin dozu hesaplayan bir bilgisayar programıdır. Bu program hem ICRP 103, 2007 raporundaki doku ağırlık faktörlerini hem de ICRP 60, 1990 raporundaki doku ağırlık faktörlerini kullanarak iki ayrı etkin doz hesabı yapabilmektedir. Bu tez çalışmasında etkin doz hesabı için ICRP 103, 2007 raporu dikkate alınmıştır. PCXMC 2.0 Monte Carlo tabanlı doz hesaplama programıdır. Monte Carlo, temelde fiziksel süreci doğrudan simüle etmeye yarayan istatistiksel bir tekniktir. Bu yazılımda hastaya ait yaş, boy, kilo, kVp, filtre materyali ve kalınlığı, x-ışın spektrum verileri, her bir inceleme için kullanılan x-ışın alanı, odak- cilt mesafesi ve her hasta için hesaplanan giriş hava kerma değeri girilmektedir. Girilen değerler sonucunda program etkin dozu hesaplar. Şekil 3.8'de programa giriş menüsü, şekil 3.9'da ışınlama parametrelerinin girildiği ekran menüsü ve şekil 3.10'da x-ışın spektrum verilerinin girildiği ekran görülmektedir.



Şekil 3.8 Işınlama parametreleri ekran menüsü



Şekil 3.9 X-ışın spektrum verileri menüsü

4. BULGULAR

Bu bölümde tez çalışmasına başlamadan önce yapılan kalite kontrol testlerinin sonuçları verilmiş ve çıkan sonuçlar 3. bölümde verilen referans değerler ile karşılaştırılmıştır. Hasta çalışması sonucunda, hem TLD yöntemi hem de tüp çıkışı yöntemi ile hesaplanan giriş cilt dozları tablo halinde verilmiştir. Son olarak giriş hava dozları kullanılarak PCXMC 2.0 yazılım programı yardımı ile etkin dozlar hesaplanmış ve tablo halinde verilmiştir.

4.1 Kalite Kontrol Testleri

4.1.1 Tüp çıkışı testi

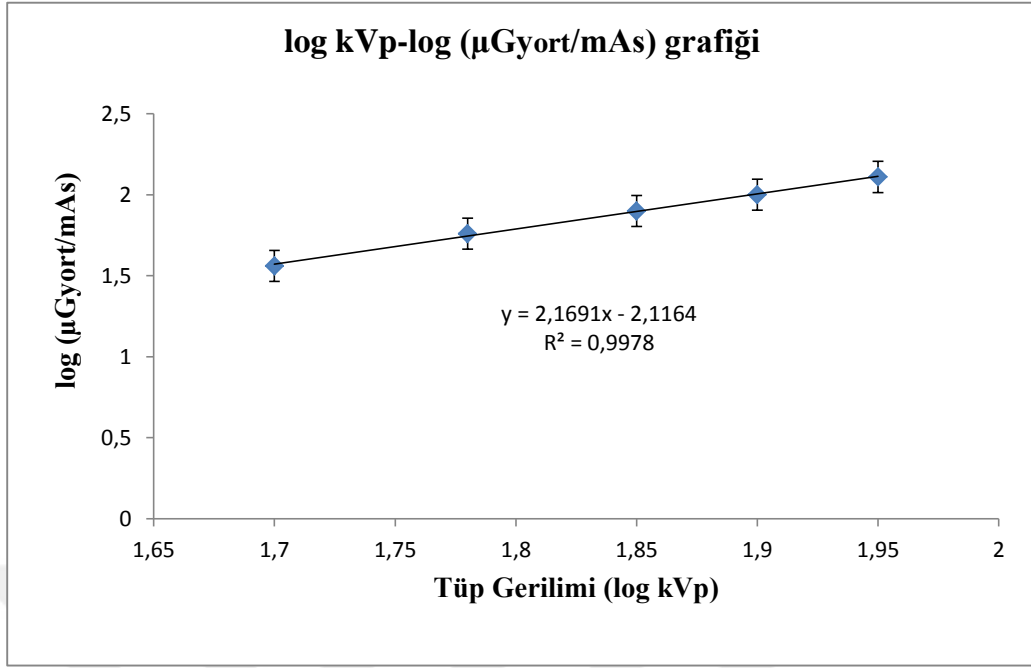
Bu testte x-ışını tüp çıkışının farklı ışınlama parametreleri ile ilişkisi bulunmuştur. Bu parametreler kVp, mA ve ışınlama zamandır.

4.1.1.1 Tüp çıkışının ($\mu\text{Gy/mAs}$) pik kilovoltaj (kVp) ile değişimi

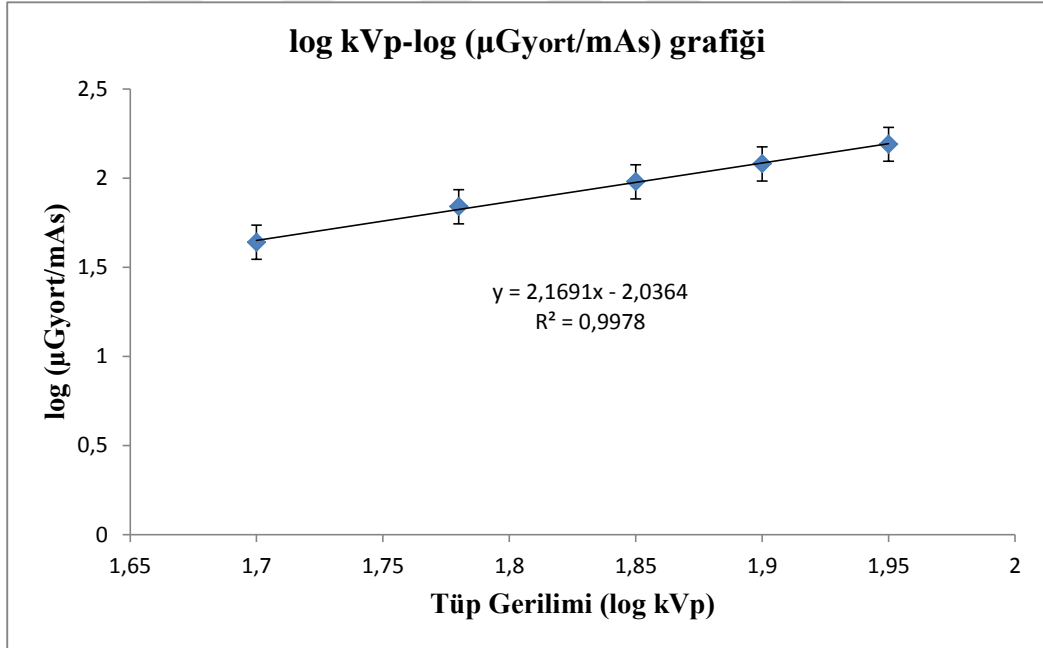
Sabit mA ve ışınlama zamanı için belirli kVp değerlerinde ışınlamalar yapılmıştır. S1, S2, S3 ve S4 için kullanılan parametreler çizelge 4.1'de verilmiştir. Işınlamalar sonucunda elde edilen grafikler şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4'de verilmiştir.

Çizelge 4.1 Tüp çıkışı ölçümlerinde kullanılan parametreler

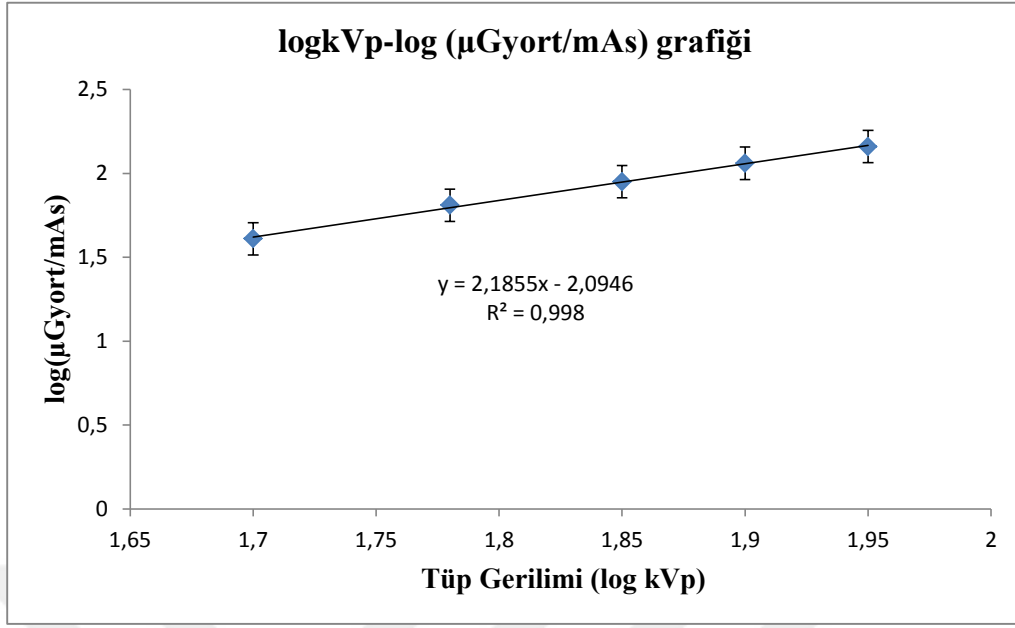
Cihazlar	Odak-Dedektör Mesafesi (cm)	mA	t (s)
S1	100	100	1
S2	100	100	1
S3	100	100	1
S4	100	200	0,1



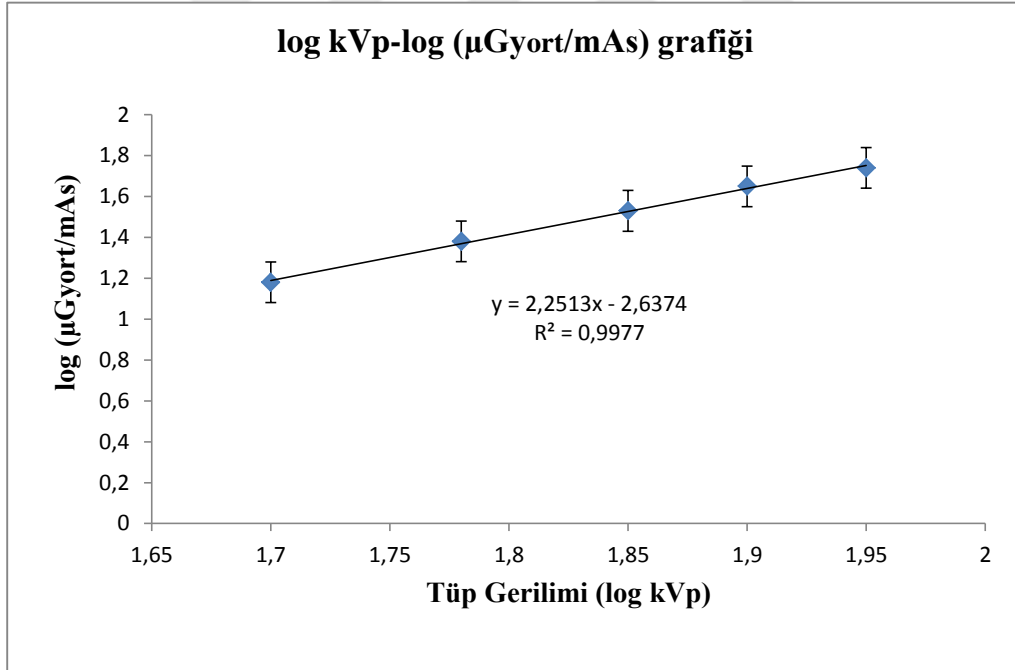
Şekil 4.1 S1 cihazının log kVp-log ($\mu\text{Gy}_{\text{ort}}/\text{mAs}$) grafiği



Şekil 4.2 S2 cihazının log kVp-log ($\mu\text{Gy}_{\text{ort}}/\text{mAs}$) grafiği



Şekil 4.3 S3 cihazının log kVp-log ($\mu\text{Gy}_{\text{ort}}/\text{mAs}$) grafiği



Şekil 4.4 S4 cihazının log kVp-log ($\mu\text{Gy}_{\text{ort}}/\text{mAs}$) grafiği

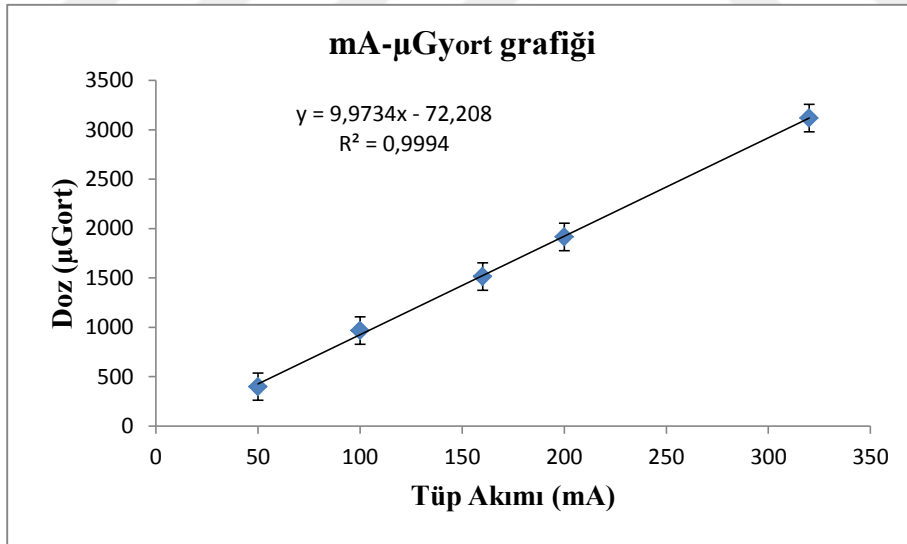
Çizelge 4.2 Sistemlerin n değerleri

Sistemler	n
S1	2,16
S2	2,13
S3	2,18
S4	2,25

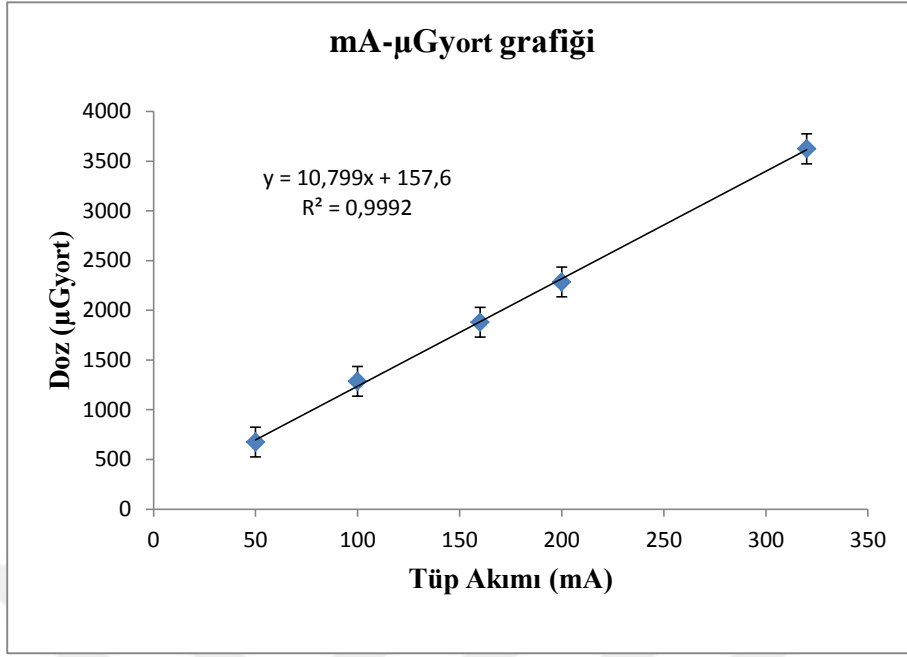
Bu parametreler altında S1, S2, S3 ve S4 cihazlarının n değerleri çizelge 4.2’de gösterilmiştir. Limit değerlere göre n, $2 < n < 2,2$ arasında ise iyi, 1,7–2 ve 2,2–2,5 ise normal kabul edilir, $< 1,7$ ve $> 2,5$ ise kabul edilemez. S1, S2, S3 için n değeri iyi, S4 için ise normal sınırlardadır.

4.1.1.2 Tüp akımı (mA) ile dozun değişimi

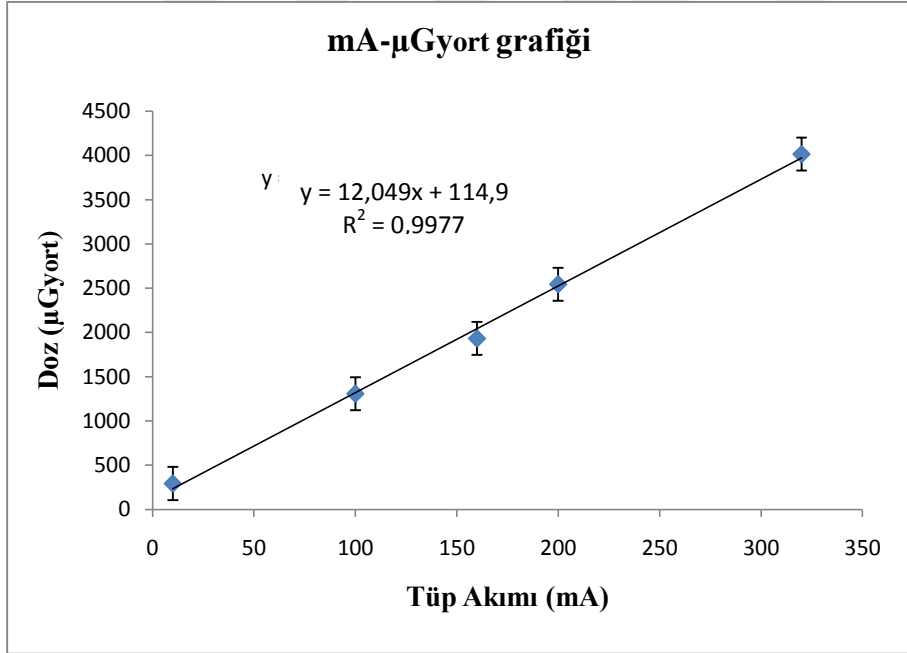
Sabit kVp ve ışınlama zamanı için belirli mA değerlerinde ışınlamalar yapılmıştır. Şekil 4.5, 4.6, 4.7 ve 4.8’de cihazların mA- $\mu\text{Gy}_{\text{ort}}$ grafiği gösterilmiştir.



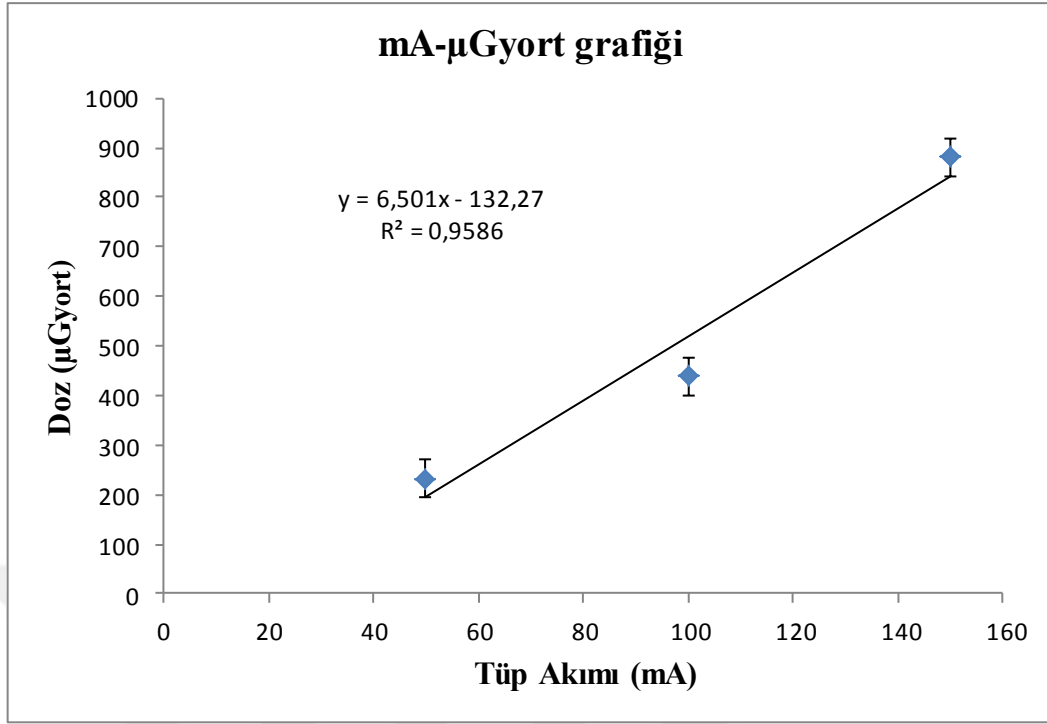
Şekil 4.5 S1 cihazında tüp akımına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi



Şekil 4.6 S2 cihazında tüp akımına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi



Şekil 4.7 S3 cihazında tüp akımına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi

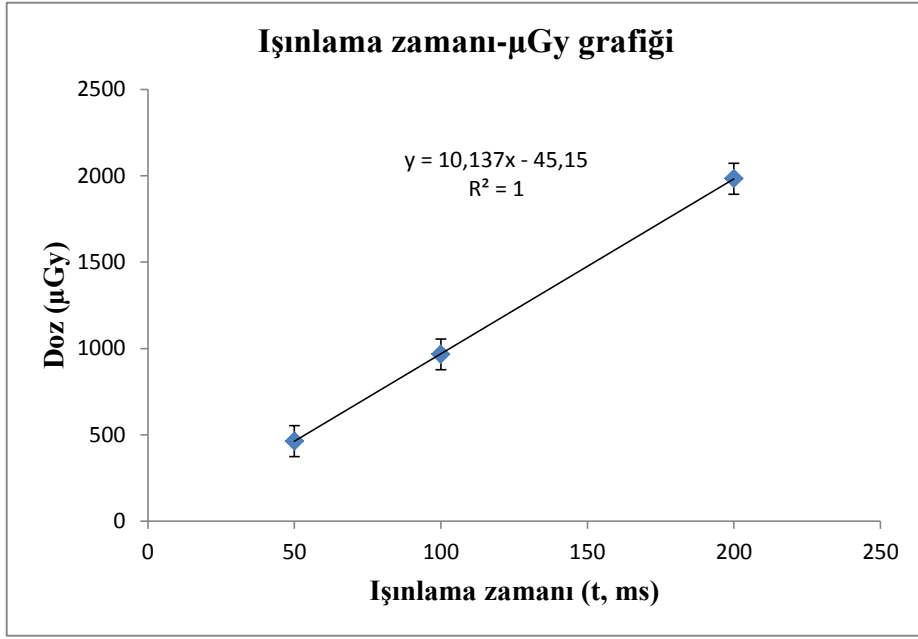


Şekil 4.8 S4 cihazında tüp akımına karşı ortalama çıkış dozunun değişimi

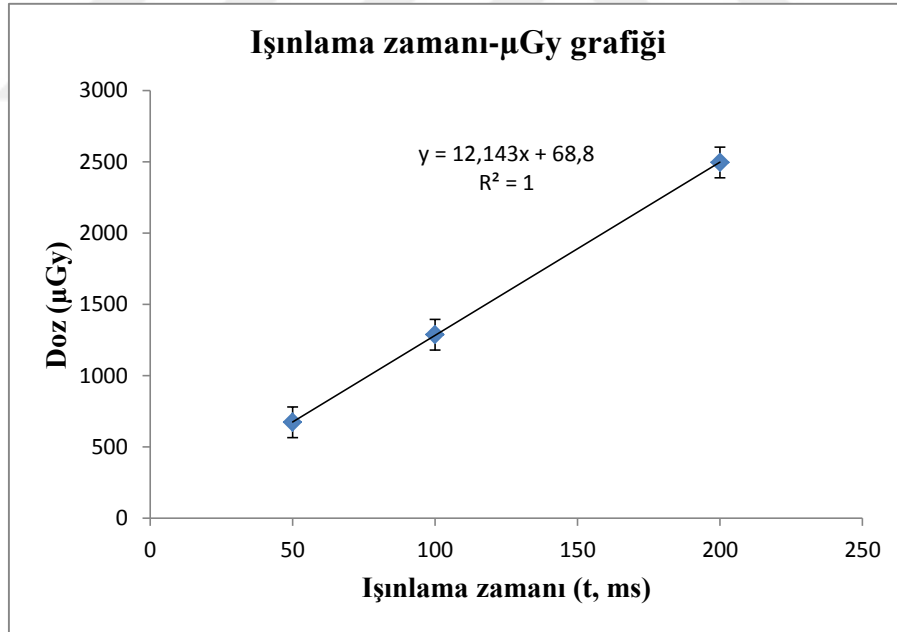
Grafiklerde R^2 , elde edilen deneysel verilerin eğriye uyumunu göstermektedir. Eşitlik 3.1'e göre lineerlikten sapma S1, S2 ve S3 cihazında % 0,1 iken S4 cihazında % 0,5 kadardır.

4.1.1.3 Işınlama zamanı (t) ile dozun değişimi

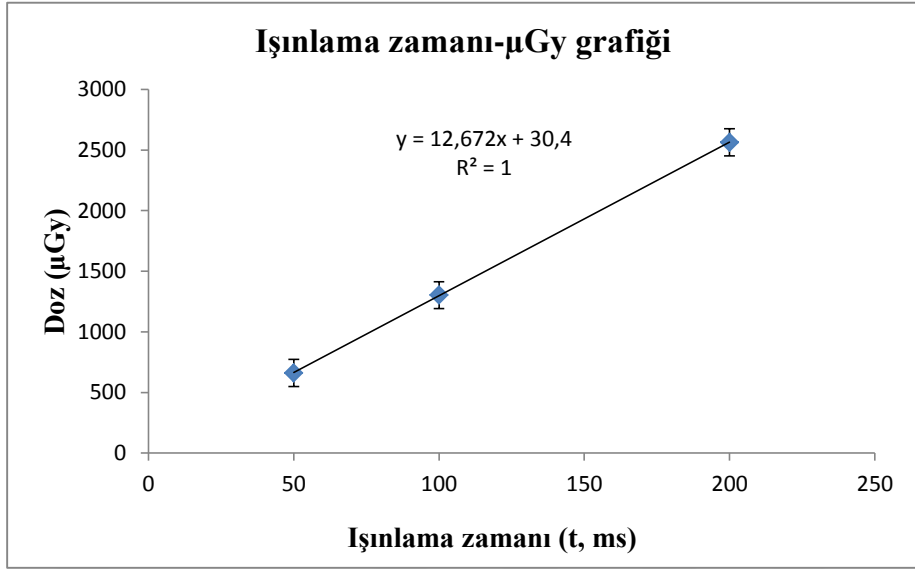
Sabit kVp ve mA için ışınlama zamanının belirli değerlerinde ölçüm alınmıştır. Şekil 4.9, 4.10, 4.11 ve 4.12'de cihazların ışınlama zamanı-μGy grafiği gösterilmiştir.



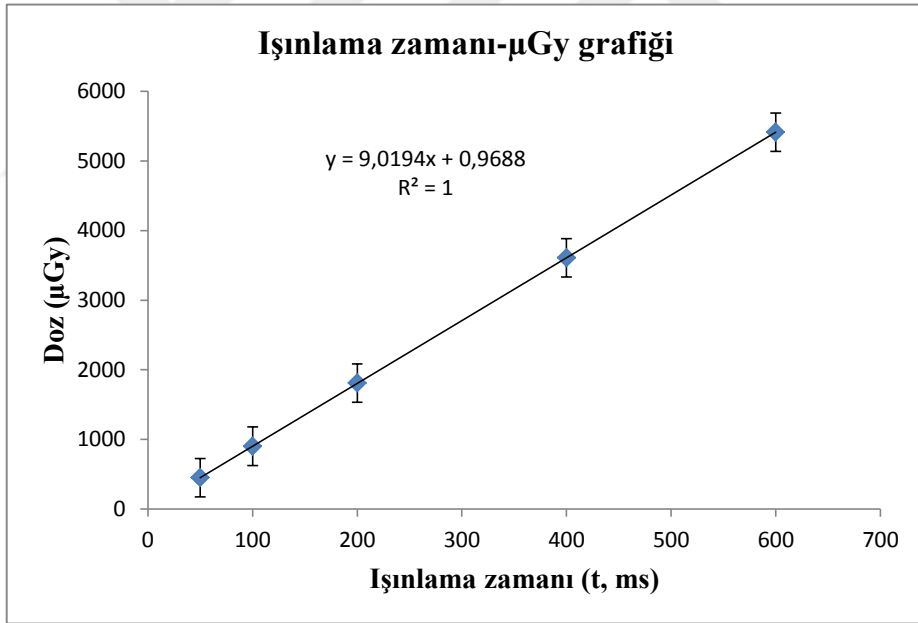
Şekil 4.9 S1 cihazında ışınlama zamanına karşı çıkış dozunun değişimi



Şekil 4.10 S2 cihazında ışınlama zamanına karşı çıkış dozunun değişimi



Şekil 4.11 S3 cihazında işnlama zamanına karşı çıkış dozunun değişimi



Şekil 4.12 S4 cihazında işnlama zamanına karşı çıkış dozunun değişimi

S1, S2, S3 ve S4 cihazlarında R^2 'nin 1 olması lineerlikte bir sapma olmadığını göstermektedir.

4.1.1.4 kVp doğruluğu

Sabit mA ve ışınlama zamanı kullanılarak farklı kVp'lerde üçer ölçüm alınıp % kVp doğruluğu test edilmiştir. Ölçülen kVp'nin kurulan kVp'den en fazla \pm %5 sınırlarında olması gerekir. Aynı zamanda jenaratörde 80 kVp ayarlandığında ölçülen kVp değeri 80 ± 4 kVp sınırlarında olmalıdır (Papp 2002). Çizelge 4.3'de kullanılan parametreler verilmiştir.

Çizelge 4.3 Dört farklı x-ışını sisteminde kurulan kVp ile ölçülen kVp arasındaki fark

mAs: 40		S1-X ışın sistemi		
kVp	kVp₁	kVp₂	kVp_{ort}	% kVp fark
60	60,6	60,6	60,6	1
80	81,2	80,1	80,6	0,7
100	99,6	99,8	99,7	0,3
mAs: 40		S2-X ışın sistemi		
kVp	kVp₁	kVp₂	kVp_{ort}	% kVp fark
60	60,4	60,2	60,3	0,5
80	80	80,4	80,2	0,2
100	99,8	100	99,9	0,1
mAs: 40		S3-X ışın sistemi		
kVp	kVp₁	kVp₂	kVp_{ort}	% kVp fark
60	61	60,5	60,7	1,2
80	81	80	80,5	0,6
100	99	99,5	99,2	0,7
mAs: 40		S4-X ışın sistemi		
kVp	kVp₁	kVp₂	kVp_{ort}	% kVp fark
60	60	60	60	0
80	82	80	81	1,2
100	100	100	100	0

Hem hasta radyasyon dozu hem de görüntü kalitesi bakımından, kurulan kilovoltaj ile ölçülen kilovoltajdaki farkın az olması gerekmektedir. Ayrıca voltajdaki farklar tüp akımından da kaynaklanabilir ve oluşan uzay yükü voltajı değiştirilebilir. S1, S2, S3 ve S4 cihazı için x ışını tüpünün voltajı tüp akımından çok fazla etkilenmemektedir.

4.1.1.5 Işınlamanın tekrarlanabilme ve eşdeğerliliği testi

Bu testte odak noktası ve dedektör uzaklığı 100 cm ayarlandıktan sonra x ışın demeti iyon odası boyutunda kolime edilmiştir. 60 ve 80 kVp'de üç farklı mA ve ışınlama zamanı kombinasyonlarında fakat aynı mAs değerini verecek şekilde üçer ölçüm alınmıştır. Çizelge 4.4 ve 4.5'de eşdeğerlilik ve tekrarlanabilirlik tablosu verilmiştir.

Çizelge 4.4 60 kVp için eşdeğerlilik varyansı ve tekrarlanabilirlik tablosu

Odak-dedektör mesafesi:100		
mAs: 40		
Sistemler	% eşdeğerlilik varyansı	% tekrarlanabilirlik
S1	0,10	0
S2	0,10	0
S3	0,21	0,24
S4	0,12	0,32

Çizelge 4.5 80 kVp için eşdeğerlilik varyansı ve tekrarlanabilirlik tablosu

Odak-dedektör mesafesi:100		
mAs: 40		
Sistemler	% eşdeğerlilik varyansı	% tekrarlanabilirlik
S1	0,15	0
S2	0,11	0
S3	0,34	0
S4	0	0,4

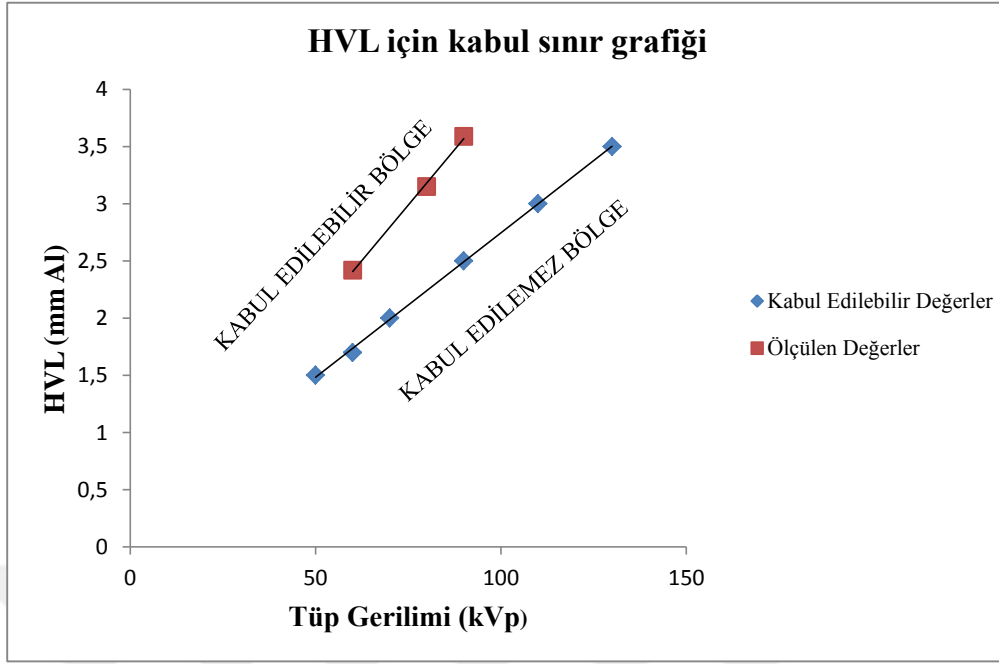
Tekrarlanabilirlik için kabul sınırı \pm %5, eşdeğerlilik için ise \pm %10 olmalıdır (EC 91, 1997). Bu değerler altında S1, S2, S3 ve S4 cihazları için peş peşe yapılan ışınlamalarda bir uyum olduğu görülmüş olup çıkan sonuçlar kabul sınırları içerisindedir.

4.1.1.6 Tüp filtrasyonu ve yarı kalınlık değeri (HVL) ölçümü

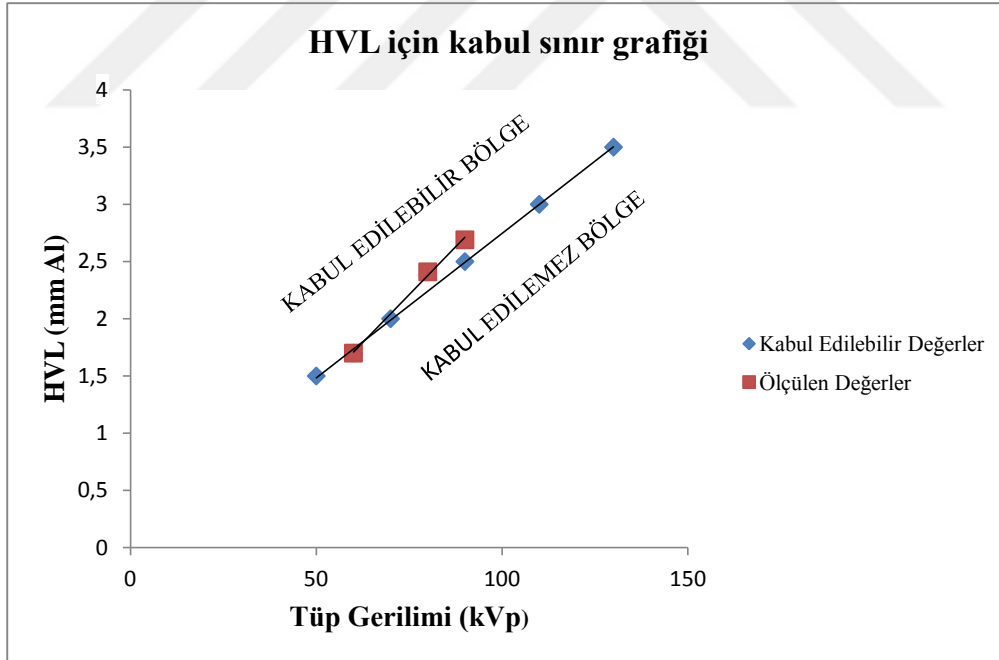
Bu testte x ışın demeti iyon odası boyutunda kolime edildikten sonra 60 kVp, 200 mA ve 100 mAs da önce alüminyum levha olmadan daha sonra 1 mm Alüminyum levhalar ekleyerek ışınlamalar yapılmıştır. Bu işlemler 80 ve 90 kVp’de tekrarlanmıştır. Çizelge 4.6’da sistemlerin HVL değerleri verilmiştir.

Çizelge 4.6 Sistemlerin HVL değerleri

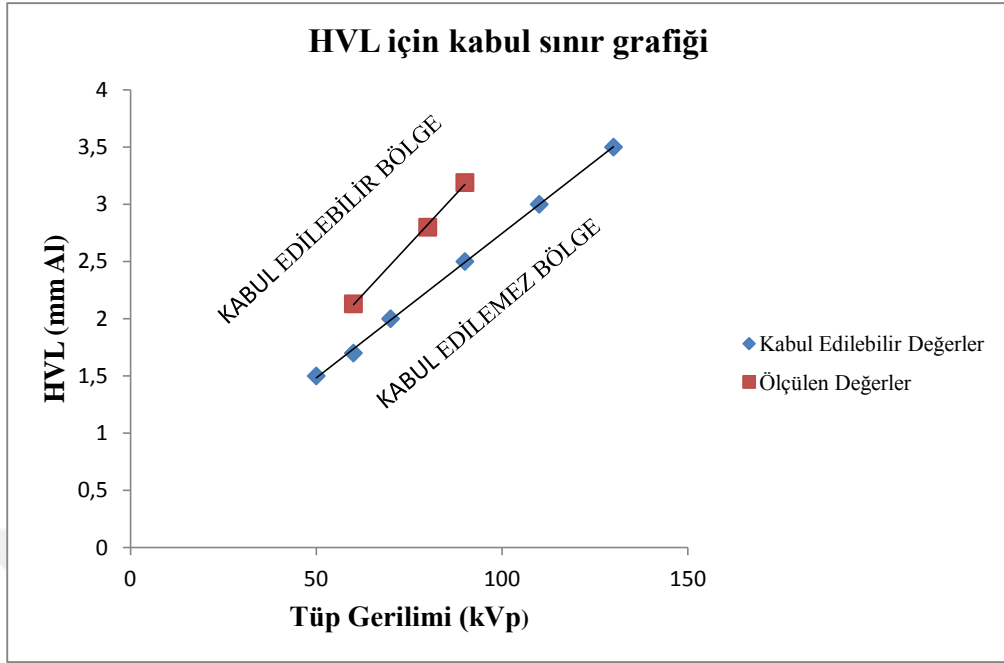
Sistemler	Kullanılan kVp	HVL (mm Al)
S1	60	2.42
	80	3.15
	90	3.59
S2	60	1.70
	80	2.41
	90	2.69
S3	60	2.13
	80	2.80
	90	3.19
S4	60	2.95
	80	3.47
	90	4.68



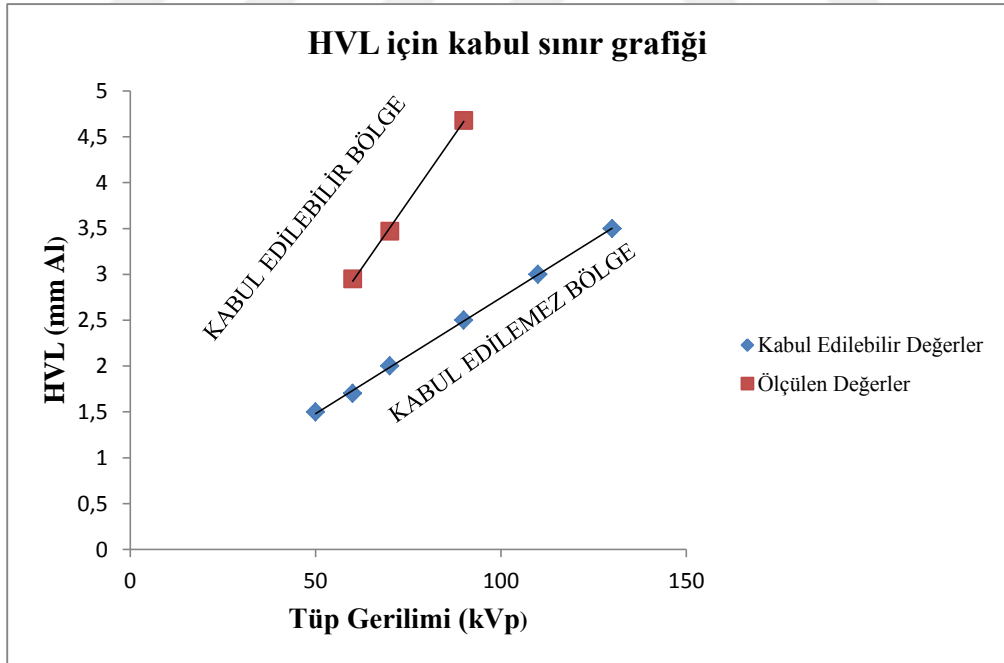
Şekil 4.13 S1 için HVL kabul sınır grafiği



Şekil 4.14 S2 için HVL kabul sınır grafiği



Şekil 4.15 S3 için HVL kabul sınır grafiği



Şekil 4.16 S4 için HVL kabul sınır grafiği

4.2 Pediatrik Hasta Doz Ölçüm Çalışmaları

Bu kısımda, Avrupa komisyonunun belirlemiş olduğu yaş aralıkları kullanılarak (0-1, 1-5, 5-10, 10-15), OP ve TLD yöntemi ile ESD hesaplanmış, aynı zamanda hesaplanan veriler kullanılarak PCXMC 2.0 yazılım programı yardımıyla etkin doz bulunmuştur. Ayrıca OP ve TLD ile bulunan ESD'lerin korelasyonu grafik üzerinde verilmiş olup hesaplanan ESD değerleri referans doz değerleri ile karşılaştırılmıştır.

4.2.1 Akciğer grafisi çekimlerinde ESD ve etkin doz sonuçları

Bu çekim prosedüründe toplam 247 hasta ile çalışılmıştır. Çizelge 4.7'de kullanılan kVp ve mAs değerleri, çizelge 4.8'de Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre, çizelge 4.9'da ise PCXMC 2.0 yazılım programında var olan yaş gruplarına göre ESD ve etkin doz sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.7 Pediatrik akciğer grafisinde kullanılan ortalama kVp ve mAs değerleri. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Akciğer Grafisi			
Yaş	N	Ortalama kVp (Min-Mak)	Ortalama mAs (Min-Mak)
0-1	28	51 (48-60)	3,5 (3-4,5)
1-5	64	59 (48-95)	5 (2-13)
5-10	90	66 (55-80)	7 (2-16)
10-15	65	73 (60-117)	8 (2-16)

Çizelge 4.8 Pediatrik akciğer grafisinde Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

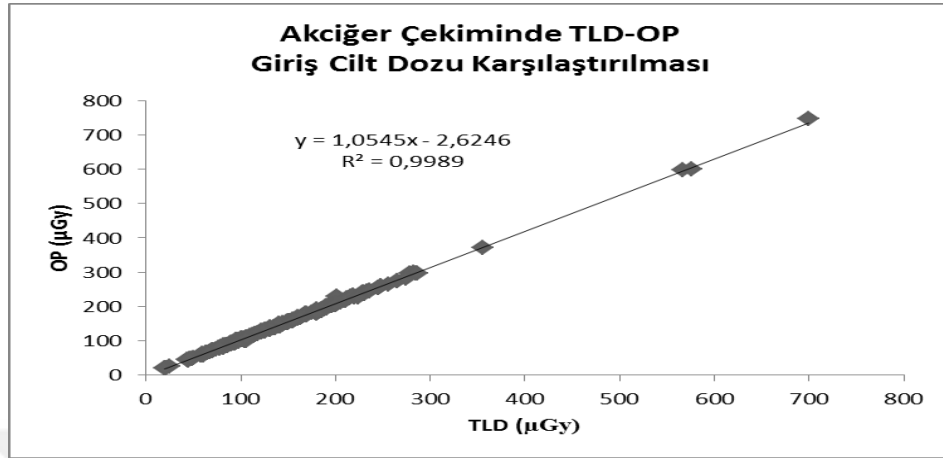
Akciğer Grafisi					
Yaş	N	Projeksiyon	ESD_{OP} (µGy) (Min-Mak)	ESD_{TLD} (µGy) (Min-Mak)	Etkin Doz (µSv) (Min-Mak)
0-1	28	AP	96 (43-137)	94 (44-136)	18 (10-33)
1-5	64	AP	149 (20-746)	143 (21-700)	27 (74-18)
5-10	90	PA	164 (21-599)	158 (20-576)	25 (54-17)
10-15	65	PA	173 (47-297)	167 (46-286)	15 (6-37)

Çizelge 4.9 Pediatrik akciğer grafisinde PCXMC 2.0 yazılım programının oluşturduğu yaş grubuna göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Akciğer Grafisi					
Yaş	N	ESD_{OP} (µGy) (Min-Mak)	ESD_{TLD} (µGy) (Min-Mak)	Etkin Doz (µSv) (Min-Mak)	
0	15	91 (69-125)	89 (68-122)	18 (12-28)	
1	28	124 (43-298)	121 (44-285)	23 (10-56)	
5	89	147 (20-746)	141 (20-700)	32 (4-172)	
10	75	174 (47-599)	152 (46-576)	20 (5-84)	
15	40	182 (69-297)	177 (68-290)	14 (5-26)	

OP ve TLD yöntemi ile bulunan ESD değerlerinin karşılaştırılması şekil 4.17'de verilmiştir. Grafikten görüldüğü gibi her iki yöntem ile bulunan sonuçlar arasında % 99

oranında bir korelasyon bulunmaktadır. Etkin dozlar arasında bir korelasyonun olmadığı ancak ESD'nin yaş arttıkça kısmende olsa arttığı görülmektedir.



Şekil 4.17 Akciğer grafisinde OP ve TLD giriş cilt dozu karşılaştırılması

4.2.2 Pelvis grafisi çekimlerinde ESD ve etkin doz sonuçları

Bu çekim prosedüründe toplam 230 hasta ile çalışıldı. Çizelge 4.10'da kullanılan kVp ve mAs değerleri, çizelge 4.11'de Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre, çizelge 4.12'de ise PCXMC 2.0 yazılım programında var olan yaş gruplarına göre ESD ve etkin doz sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.10 Pediatrik pelvis grafisinde kullanılan ortalama kVp ve mAs değerleri. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Pelvis Grafisi			
Yaş	N	Ortalama kVp (Min-Mak)	Ortalama mAs (Min-Mak)
0-1	45	60 (48-71)	5 (2-11)
1-5	69	62 (50-85)	6 (2-10)
5-10	55	65 (58-79)	7 (2-18)
10-15	61	71 (60-113)	8 (3-18)

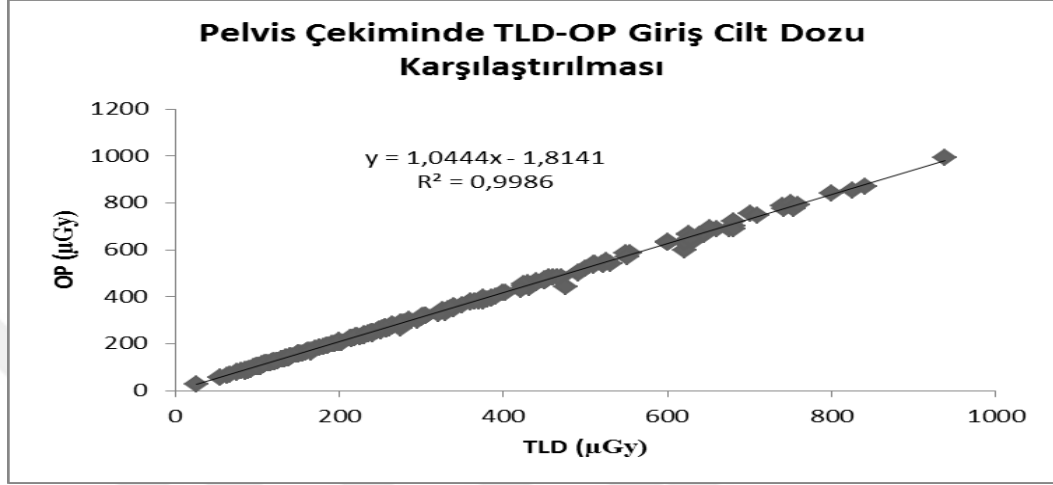
Çizelge 4.11 Pediatrik pelvis grafisinde Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Pelvis Grafisi					
Yaş	N	Projeksiyon	ESD_{OP} (µGy) (Min-Mak)	ESD_{TLD} (µGy) (Min-Mak)	Etkin Doz (µSv) (Min-Mak)
0-1	45	AP	244 (57-756)	235 (55-700)	20 (4-65)
1-5	69	AP	304 (66-786)	295 (63-740)	26 (5-64)
5-10	55	AP	330 (28-777)	317 (27-754)	24 (2-56)
10-15	61	AP	389 (68-991)	373 (67-939)	29 (3-46)

Çizelge 4.12 Pediatrik pelvis grafisinde PCXMC 2.0 yazılım programının oluşturduğu yaş grubuna göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Pelvis Grafisi					
Yaş	N	ESD_{OP} (µGy) (Min-Mak)	ESD_{TLD} (µGy) (Min-Mak)	Etkin Doz (µSv) (Min-Mak)	
0	23	212 (57-699)	206 (55-680)	19 (6-58)	
1	41	271 (66-786)	259 (63-740)	19 (3-75)	
5	72	296 (28-720)	288 (27-680)	25 (2-74)	
10	57	368 (55-855)	329 (55-825)	26 (5-62)	
15	37	420 (100-991)	402 (99-939)	35 (2-77)	

Çizelge 4.11 ve 4.12’de yaş arttıkça ESD’nin ve etkin dozların arttığı görülmektedir. OP ve TLD yardımı ile bulunan ESD dozlarının karşılaştırılması şekil 4.18 de verilmiştir. Grafikten görüldüğü gibi her iki yöntem ile bulunan sonuçlar arasında % 99 oranında bir korelasyon bulunmaktadır.



Şekil 4.18 Pelvis grafisinde OP ve TLD giriş cilt dozu karşılaştırılması

4.2.3 Kafa grafisi çekimlerinde ESD ve etkin doz sonuçları

Bu çekim prosedüründe toplam 194 hasta ile çalışıldı. Çizelge 4.13’de kullanılan kVp ve mAs değerleri, çizelge 4.14’de Avrupa Komisyonu’nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre, çizelge 4.15’de ise PCXMC 2.0 yazılım programında var olan yaş gruplarına göre ESD ve etkin doz sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.13 Pediatrik kafa grafisinde kullanılan ortalama kVp ve mAs değerleri. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Kafa Grafisi			
Yaş	N	Ortalama kVp (Min-Mak)	Ortalama mAs (Min-Mak)
0-1	42	63 (59-70)	6 (3-8)
1-5	63	67 (60-73)	8 (4-10)
5-10	53	69 (65-74)	9 (4-13)
10-15	36	74 (68-113)	10 (3-16)

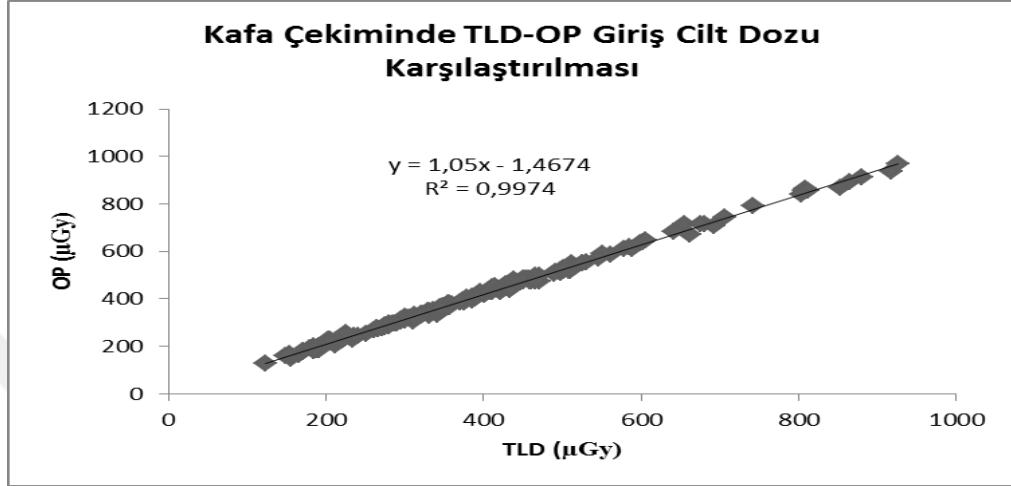
Çizelge 4.14 Pediatrik kafa grafisinde Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Yaş	N	Projeksiyon	Kafa Grafisi		
			ESD _{OP} (μGy) (Min-Mak)	ESD _{TLD} (μGy) (Min-Mak)	Etkin Doz (μSv) (Min-Mak)
0-1	42	AP	270 (128-515)	259 (122-490)	9 (17-4)
1-5	63	AP	387 (180-639)	370 (171-601)	12 (4-19)
5-10	53	AP	422 (180-894)	403 (170-865)	10 (2-11)
10-15	36	AP	545 (170-967)	520 (154-925)	7 (2-9)

Çizelge 4.15 Pediatrik kafa grafisinde PCXMC 2.0 yazılım programının oluşturduğu yaş grubuna göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Yaş	N	Kafa Grafisi		
		ESD _{OP} (μGy) (Min-Mak)	ESD _{TLD} (μGy) (Min-Mak)	Etkin Doz (μSv) (Min-Mak)
0	21	244,1 (128-515)	235,2 (122-490)	8 (4-15)
1	36	305,8 (160-475)	292,9 (148-470)	9 (5-14)
5	61	400,5 (180-639)	382,7 (171-601)	12 (5-22)
10	51	468,4 (180-912)	447 (170-880)	10 (4-67)
15	25	529,2 (170-967)	505,2 (155-925)	7 (4-14)

Çizelge 4.15 ve 4.16 da yaş arttıkça ESD'nin arttığı, etkin dozlar arasında çok fazla bir farkın ve korelasyonun olmadığı görülmektedir. OP ve TLD yardımı ile bulunan ESD dozlarının karşılaştırılması şekil 4.19 da verilmiştir. Grafikten görüldüğü gibi her iki yöntem ile bulunan sonuçlar arasında % 99 oranında bir korelasyon bulunmaktadır.



Şekil 4.19 Kafa grafisinde OP ve TLD giriş cilt dozu karşılaştırılması

4.2.4 Abdomen grafisi çekimlerinde ESD ve etkin doz sonuçları

Bu çekim prosedüründe toplam 64 hasta ile çalışıldı. Çizelge 4.16'da Abdomen grafisinde kullanılan kVp ve mAs değerleri, çizelge 4.17'de Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre, çizelge 4.18'de ise PCXMC 2.0 yazılım programında var olan yaş gruplarına göre ESD ve etkin doz sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.16 Pediatrik abdomen grafisinde kullanılan ortalama kVp ve mAs değerleri. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Abdomen Grafisi			
Yaş	N	Ortalama kVp (Min-Mak)	Ortalama mAs (Min-Mak)
0-1	13	60 (51-66)	4 (2-7)
1-5	16	58 (55-65)	6 (3-10)
5-10	14	64 (58-68)	7 (4-12)

10-15

21

67
(60-75)8
(4-12)

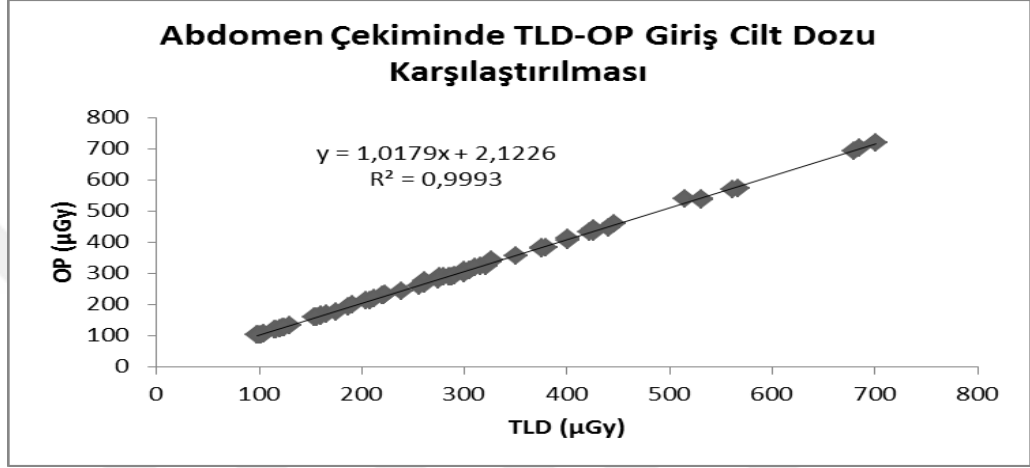
Çizelge 4.17 Pediatrik abdomen grafisinde Avrupa Komisyonu'nun belirlemiş olduğu yaş kriterlerine göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Abdomen Grafisi					
Yaş	N	Projeksiyon	ESD_{OP} (µGy) (Min-Mak)	ESD_{TLD} (µGy) (Min-Mak)	Etkin Doz (µSv) (Min-Mak)
0-1	13	AP	193 (102-384)	188 (98-380)	33 (17-53)
1-5	16	AP	225 (128-539)	218 (123-514)	35 (20-94)
5-10	14	AP	309 (176-539)	302 (176-530)	47 (25-92)
10-15	21	AP	419 (159-719)	410 (155-700)	49 (25-84)

Çizelge 4.18 Pediatrik abdomen grafisinde PCXMC 2.0 yazılım programının oluşturduğu yaş grubuna göre ortalama ESD ve etkin doz sonuçları. Minimum ve maksimum değerler parantez içerisinde gösterilmiştir.

Abdomen Grafisi				
Yaş	N	ESD_{OP} (µGy) (Min-Mak)	ESD_{TLD} (µGy) (Min-Mak)	Etkin Doz (µSv) (Min-Mak)
0	11	208 (103-384)	202 (98-380)	35 (18-53)
1	7	180 (102-337)	174 (99-325)	25 (18-86)
5	17	250 (128-539)	242 (125-515)	39 (17-40)
10	23	332 (158-539)	325 (155-530)	43 (25-92)

OP ve TLD yardımı ile bulunan ESD dozlarının karşılaştırılması şekil 4.20 de verilmiştir. Çizelge 4.17 ve 4.18 da yaş arttıkça ESD'nin ve etkin dozun arttığı görülmektedir. Grafikten görüldüğü gibi her iki yöntem ile bulunan sonuçlar arasında % 99 oranında bir korelasyon bulunmaktadır.



Şekil 4.20 Abdomen grafisinde OP ve TLD giriş cilt dozu karşılaştırılması

4.3 ESD Sonuçlarının Referans Doz Değerleri ve Literatürle Karşılaştırılması

Sonuçlar literatürde iki şekilde karşılaştırılmıştır. Bunlardan bir tanesi Avrupa komisyonunun belirlemiş olduğu yaş grubuna göre, diğeri ise PCXMC 2.0 yazılım programında var olan yaş kriteri esas alınarak karşılaştırılmıştır. Buna istinaden bu çalışmada her iki şekilde ESD sonuçları literatürle karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.19 Avrupa Komisyonu'nun belirlediği yaş grubuna göre akciğer grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması

Yaş	Akciğer Grafisi			
	0-1	1-5	5-10	10-15
Bu çalışma	96	149	164	173
Mooney and Thomas,1998	60	53	46	54
Gogos vd.,2003	NA	137	144	256
Shabon,2013	NA	50	100	400
Khoury vd.,2001	275	300 ¹	322 ²	NA
Ruiz vd.,1991	270	290	435	NA
Hart vd.,2000	50	60	95	NA
Azevedo vd.,2006a ³	52	63	90	112
Azevedo vd.,2006a ⁴	67	77	62	83
Ogundare,2004	350	520	490	1900
Zewdu,2012 ⁵	1373	2084	2173	1863
Zewdu,2012 ⁶	783	939	1241	893
Zewdu,2012 ⁷	1493	1594	NA	2592
NRPB,1990	NA	50	70	120
UNSCEAR,2000	20	30	40	50

¹1-4 yaş, ²6-10 yaş, ³Hospital Municipal Jesus, ⁴Instituto Fernandes Figueira, ⁵Bilal Hospital, ⁶Dilchora Referral Hospital, ⁷Marial Work Hospital, NA: Mevcut değil.

Çizelge 4.19, akciğer grafisi sonucunda hesaplanan ESD değerlerinin literatür ile karşılaştırılmasını vermektedir. Buna göre 0-1, 1-5, 5-10 ve 10-15 yaş grubuna göre ESD değerleri sırasıyla 96, 149, 164, 173 μGy olarak bulunmuştur. Buna göre artan yaş grubuna göre ESD'de artış olduğu görülmektedir. 1-5, 5-10 ve 10-15 yaş grupları arasında çıkan ESD değerleri NRPB (1990) ve UNSCEAR (2000) ile

karşılaştırıldığında oldukça yüksektir. Aynı zamanda her bir yaş grubu için, Mooney-Thomas (1998), Hart vd. (2000) ve Azevedo vd.'nin (2006a^{3,4}) yapmış olduğu çalışmada çıkan ESD değerleri bu çalışmada bulunan ESD değerlerinden daha düşüktür. Gogos vd. (2003) ve Shabon'nun (2013) yapmış olduğu çalışmada 10-15 yaş grubu haricinde bulunan ESD değerleri bu çalışmada bulunan ESD değerlerinden daha yüksektir. Ogundare'nin (2004) yapmış olduğu çalışmada çıkan ESD değerleri, bu çalışmada bulunan ESD değerlerinden yaklaşık 5 kat daha yüksektir. Bu yüksekliğin en önemli sebebi kullanılan mAs değerlerinin yüksek, kVp değerlerinin ise düşük olmasından kaynaklanmaktadır.

Zewdu'nun (2012) yapmış olduğu çalışmada ESD değerlerinin bu çalışmada bulunan ESD değerlerinden yüksek çıkmasının sebebi, düşük kVp ve yüksek mAs tekniğinin kullanılmış olmasıdır. Aynı zamanda çalışma yapılan her üç hastanede de düşük filtrasyona sahip cihazlar kullanılmıştır. Khoury vd.'nin (2001) yapmış oldukları çalışmada bulunan ESD değerlerinin yüksek çıkmasının sebebi, radyoloji bölümlerinde herhangi bir kalite kontrol programlarının olmaması ve eski x-ışın sistem ekipmanları kullanılmasından kaynaklanmaktadır. Ruiz vd.'nin (1991) yapmış oldukları çalışmada bulunan ESD değerlerinin yüksek çıkmasının sebebi, düşük kVp ve yüksek mAs tekniğinin kullanılmasından kaynaklanmaktadır.

Çizelge 4.20 Avrupa Komisyonu'nun belirlediği yaş grubuna göre pelvis grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması

Yaş	Pelvis Grafisi			
	0-1	1-5	5-10	10-15
Bu çalışma	244	304	330	389
Mooney ve Thomas,1998	170	280	430	620
Gogos vd.,2003	123	347	508	NA
Ruiz vd.,1991	1017	1260	2570	3170
Hart vd.,2000	NA	550	650	1350
Azevedo vd.,2006a ¹	513	797	1286	1816
Zewdu,2012 ²	1293	1293	1441	2183
Zewdu,2012 ²	1083	932	1141	1141
Zewdu,2012 ³	NA	2244	3223	2444
NRPB,1990	500	600	700	2000

¹Hospital Municipal Jesus, ²Bilal Hospital, ³Dilchora Referral Hospital, ⁴Marial Work Hospital, NA: Mevcut değil.

Çizelge 4.20, pelvis grafisi sonucunda hesaplanan ESD değerlerinin literatür ile karşılaştırılmasını vermektedir. Buna göre 0-1, 1-5, 5-10 ve 10-15 yaş grubuna göre ESD değerleri sırasıyla 244, 304, 330 ve 389 μGy olarak bulunmuştur. 0-1, 1-5, 5-10 ve 10-15 yaş grubu arasında çıkan ESD değerleri NRPB (1990) ile karşılaştırıldığında oldukça düşüktür. Literatürdeki diğer çalışmalara bakıldığında bu çalışmadaki pelvis dozlarının iki çalışma haricinde diğerlerine göre daha iyi olduğu görülmektedir. Mooney-Thomas (1998) ve Gogos vd.'nin (2003) yapmış olduğu çalışmada 0-1 yaş grubunda ESD değerleri bu tez çalışmasındaki sonuca göre daha düşüktür. Azevedo vd.'nin (2006a¹) yapmış oldukları çalışmada bulunan ESD değerlerinin yüksek çıkmasının sebebi, teknisyenlerin optimum radyografi tekniklerini uygulamamaları, aynı zamanda kullanılan tüm ekipmanların eski ve bakımsız olmasından kaynaklanmaktadır. Mooney ve Thomas'ın (1998) yapmış olduğu çalışmada ESD

dozlarının yüksek çıkmasının sebebi, yüksek mAs ve uzun ışınlama zamanının kullanılması, aynı zamanda uygun radyografi tekniklerinin kullanılmamasından kaynaklanmaktadır.

Çizelge 4.21 Avrupa Komisyonu'nun belirlediği yaş grubuna göre kafa grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması

Kafa Grafisi				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
Bu çalışma	270	387	422	545
Mooney ve Thomas,1998	150	360	500	760
Gogos vd.,2003	717	866	821	996
Ribeiro ve Yoshimura, 2008	NA	NA	730	3440
Shabon,2013	NA	57	910	1300
Ruiz vd.,1991	2175	2640	3475	3475
Hart vd.,2000	NA	950	1100	1100
Azevedo vd.,2006a ¹	1203	1609	2041	2554
Azevedo vd.,2006a ²	597	736	754	812
Ogundare,2004	1020	890	1210	3260
Zewdu,2012 ³	2311	2621	3332	2323
Zewdu,2012 ⁴	1531	2593	2954	1412
Zewdu,2012 ⁵	4961	4961	NA	3393
NRPB,1990	800	1100	1100	1100
UNSCEAR,2000	150	480	730	940

¹Hospital Municipal Jesus, ²Instituto Fernandes Figueira, ³Bilal Hospital, ⁴Dilchora Referral Hospital, ⁵Marial Work Hospital, NA: Mevcut değil.

Çizelge 4.21, kafa grafisi sonucunda hesaplanan ESD değerlerinin literatür ile karşılaştırılmasını vermektedir. Buna göre 0-1, 1-5, 5-10 ve 10-15 yaş grubuna göre

ESD değerleri sırasıyla 270, 387, 422 ve 545 μGy olarak bulunmuştur. 0-1, 1-5, 5-10 ve 10-15 yaşı grubu arasında çıkan ESD değerleri NRPB (1990) ve UNSCEAR (2000) ile karşılaştırıldığında referans değerler içerisinde olduğu ve bu çalışmada bulunan ESD değerlerinin referans değerlere kıyasla oldukça düşük olduğu görölmektedir. Ancak 0-1 yaşı aralığında UNSCEAR'da (2000) bulunan ESD değeri, bu çalışmada bulunan ESD değerine göre daha düşüktür. Literatürdeki birçok çalışmaya bakıldığında Mooney ve Thomas'ın (1998) 0-1 ve 1-5 yaşı grubunda bulduğu ESD değeri ve Shabon'nun (2013) 1-5 yaşı grubu için bulduğu ESD değeri haricinde, bu tez kapsamında bulunan ESD sonuçlarının oldukça düşük olduğu görölmektedir. Ribeiro ve Yoshimura'nın (2008) yapmış olduğu çalışmada kafa ve abdomen çekimlerinde bulmuş oldukları ESD değerlerinin yüksek çıkmasının sebebi, ışınlama parametrelerinin uygun seçilmemesi ve ışınlama süresinin uzun olmasından kaynaklanmaktadır. Shabon'nun (2013) yapmış olduğu çalışmada bulmuş olduğu ESD değerlerinin yüksek çıkmasının sebebi, radyografi cihazlarının periyodik kontrollerinin yapılmaması, kalite kontrol programlarının olmaması ve düşük kVp tekniğinin kullanılmasından kaynaklanmaktadır.

Gogos vd.'nin (2003) yapmış olduğu çalışmada bulmuş oldukları ESD değerlerinin yüksek çıkmasının sebebi, düşük tüp potansiyeli ve yüksek tüp akımının kullanılmasından kaynaklanmaktadır. Aynı zamanda radyografi çekiminde bulunan teknisyenlerin uygun radyografi tekniklerini kullanmaması doz artışına sebep olmuştur.

Çizelge 4.22 Avrupa Komisyonu'nun belirlediği yaş grubuna göre abdomen grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması

Yaş	Abdomen Grafisi			
	0-1	1-5	5-10	10-15
Bu çalışma	193	225	309	419
Mooney ve Thomas,1998	170	250	420	530
Shabon,2013	NA	200	400	1100
Ribeiro ve Yoshimura,2008	NA	580	1320	1200
Ruiz vd.,1991	NA	1866	2113	2030
Hart vd.,2000	NA	450	650	1000
Azevedo vd.,2006a ¹	NA	714	1238	NA
Azevedo vd.,2006a ²	242	277	308	454
Ogundare vd.,2004	440	5040	2120	3780
Zewdu,2012 ³	NA	1312	NA	1884
Zewdu,2012 ⁴	752	973	1141	1495
Zewdu,2012 ⁵	2363	1745	2434	NA
NRPB,1990	NA	500	800	1200
UNSCEAR,2000	50	90	250	660

¹Hospital Municipal Jesus, ²Instituto Fernandes Figueira, ³Bilal Hospital, ⁴Dilchora Referral Hospital, ⁵Marial Work Hospital, NA: Mevcut değil.

Çizelge 4.22, abdomen grafisi sonucunda hesaplanan ESD değerlerinin literatür ile karşılaştırılmasını vermektedir. Buna göre 0-1, 1-5, 5-10 ve 10-15 yaş grubuna göre ESD değerleri sırasıyla 193, 225, 309 ve 419 μGy olarak bulunmuştur. 1-5, 5-10 ve 10-15 yaş arasında çıkan ESD değerleri NRPB (1990) ile karşılaştırıldığında referans değerlerinin altında olduğu görülmektedir. Ancak UNSCEAR (2000) ile karşılaştırıldığında 0-1, 1-5 ve 5-10 yaş gruplarında bulunan ESD değerlerinin bu çalışmada daha yüksek olduğu görülmektedir. Literatürdeki birçok çalışmaya

bakıldığında Shabon'nun (2013) 1-5 yaş grubu, Mooney ve Thomas'ın (1998) 0-1 yaş grubu ve Azevedo vd.'nin (2006a²) 5-10 yaş grubu haricinde bu tez kapsamında bulunan ESD sonuçlarının oldukça düşük olduğu görülmektedir. Zewdu'nun (2012) çalışmasında olduğu gibi, Ogundare vd.'nin (2004) yapmış olduğu çalışmada da bulmuş oldukları ESD değerlerinin yüksek çıkmasının sebebi, düşük kVp yetersiz filtrasyon ve yüksek mAs kullanılmasından kaynaklanmaktadır.

Çizelge 4.23 PCXMC 2.0 programının belirlediği yaş grubuna göre akciğer grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması

Akciğer Grafisi					
Yaş	0	1	5	10	15
Bu çalışma	91	124	144	173	182
Huda vd, 1998	77	96	110	190	280
Suliman ve Elshiekh,2008 ¹	100	114	170	220	310
Suliman ve Elshiekh,2008 ²	52	80	192	157	222
Suliman ve Elshiekh,2008 ³	96	113	181	134	NA
Bushra vd.,2010	95	122	185	180	NA
Kiljunen vd.,2009	60	NA	60	NA	180
Byrne ve Kenny, 2002	NA	57	53	66	88
Hart vd.,2002	70	90	150	NA	100
CEC,1996	80	100	120	NA	NA
IAEA,2012	75	67	71	NA	NA

¹Khartoum Hospital, ²Obdurman Hospital, ³A.Gassim Hospital, NA: Mevcut değil.

Çizelge 4.23, akciğer grafisi sonucunda hesaplanan ESD değerlerinin literatür ile karşılaştırılmasını vermektedir. Buna göre 0, 1, 5, 10 ve 15 yaş grubuna göre ESD değerleri sırasıyla 91, 124, 144, 173 ve 182 μGy olarak bulunmuştur. 0, 1, 5, 10 ve 15. grupta çıkan ESD değerleri Byrne ve Kenny (2002), CEC (1996), Hart vd. (2002) ve IAEA (2012) ile karşılaştırıldığında referans değerlerin üzerinde olduğu görülmektedir.

Literatürdeki çalışmalara bakıldığında 0 yaş grubunda Huda vd. (1998), Suliman ve Elshiekh (2008²) ve Kıljunen vd.'nin (2009) bulduğu sonuçlar, 1 yaş grubunda literatürdeki tüm çalışmalar, bu tez çalışmasında bulunan ESD sonucundan daha düşük olduğu görülmektedir. Ayrıca 5 yaş grubunda Huda vd. (1998) ve Kıljunen vd.'nin (2009) bulduğu sonuçlar, 10 yaş grubunda Suliman ve Elshiekh'nin (2008^{2,3}) bulduğu sonuçların daha düşük olduğu görülmektedir. Suliman ve Elshiekh (2008¹) Khartoum Hastanesinde yapmış olduğu çalışmada ESD dozlarını bu çalışmada bulunan ESD değerinden yüksek çıkmasının sebebi kullanılan radyografi cihazının tek fazlı jeneratör olmasından kaynaklanmaktadır.

Çizelge 4.24 PCXMC 2.0 programının belirlediği yaş grubuna göre pelvis grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması

Yaş	Pelvis Grafisi				
	0	1	5	10	15
Bu çalışma	212	271	296	368	420
Suliman ve Elshiekh,2008 ¹	NA	181	221	271	321
Suliman ve Elshiekh,2008 ²	204	234	354	504	NA
Suliman ve Elshiekh,2008 ³	242	264	352	NA	NA
Kıljunen vd.,2009	140	NA	420	NA	2540
Byrne ve Kenny, 2002	NA	265	475	807	892
Hart vd.,2002	NA	NA	NA	730	1320
CEC,1996	200	900	NA	NA	NA
IAEA,2012	260	485	812	NA	NA

¹Khartoum Hospital, ²Obdurman Hospital, ³A.Gassim Hospital, NA: Mevcut değil.

Çizelge 4.24, pelvis grafisi sonucunda hesaplanan ESD değerlerinin literatür ile karşılaştırılmasını vermektedir. Buna göre 0, 1, 5, 10 ve 15. gruba göre ESD değerleri sırasıyla 212, 271, 296, 368 ve 420 μGy olarak bulunmuştur. 0, 1, 5, 10 ve 15 yaş grubunda çıkan ESD değerleri Byrne ve Kenny (2002), CEC (1996), Hart vd. (2002) ve IAEA (2012) ile karşılaştırıldığında referans değerlerinin altında olduğu görülmektedir.

Literatürdeki çalışmalara bakıldığında ESD değerlerinin, 0 yaş grubunda Suliman ve Elshiekh (2008²) ve Kıljunen vd. (2009) bulduğu sonuçların, 1 yaş grubunda Suliman ve Elshiekh'nin (2008^{1,2,3}) bulduğu sonuçların, 5 yaş grubunda Suliman ve Elshiekh'nin (2008¹) bulduğu sonuçların ve 15 yaş grubunda Suliman ve Elshiekh'nin (2008¹) bulduğu sonuçların daha düşük olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.25 PCXMC 2.0 programının belirlediği yaş grubuna göre kafa grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması

Kafa Grafisi					
Yaş	0	1	5	10	15
Bu çalışma	244	306	400	468	529
Huda vd.,1998	100	120	140	150	150
Suliman ve Elshiekh,2008 ¹	169	202	334	499	NA
Suliman ve Elshiekh,2008 ²	118	153	293	468	NA
Suliman ve Elshiekh,2008 ³	115	158	330	NA	NA
Kıljunen vd.,2009	NA	NA	830	NA	120
Hart vd.,2002	NA	NA	1370	NA	NA
CEC,1996	NA	1500	NA	NA	NA
IAEA,2012	930	NA	967	1036	NA

¹Khartoum Hospital, ²Obdurman Hospital, ³A.Gassim Hospital, NA: Mevcut değil.

Çizelge 4.25, kafa grafisi sonucunda hesaplanan ESD değerlerinin literatür ile karşılaştırılmasını vermektedir. Buna göre 0, 1, 5, 10 ve 15. gruba göre ESD değerleri sırasıyla 244, 306, 400, 468 ve 529 μGy olarak bulunmuştur. 0, 1, 5, 10 ve 15 yaş grubunda çıkan ESD değerleri Hart vd. (2002), CEC (1996) ve IAEA (2012) ile karşılaştırıldığında referans değerlerinin oldukça altında olduğu görülmektedir. Literatürdeki çalışmalara bakıldığında bu çalışmada çıkan sonuçların daha yüksek olduğu görülmektedir. 0 ve 1 yaş grubunda, literatürde bulunan tüm ESD sonuçları bu tez çalışmasında bulunan ESD sonuçlarından daha düşüktür. 5 yaş grubunda Kıljunen vd. (2009) ve Suliman ve Elshiekh'nin (2008^{1,2,3}) bulduğu ESD sonuçları, 10 yaş

grubunda Huda vd.'nin (1998) bulduğu ESD sonucu ve 15 yaş grubunda ise Huda vd. (1998) ve Kıljunen vd.'nin (2009) bulduğu ESD sonuçları bu tez çalışmasında bulunan ESD sonucundan daha düşük olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.26 PCXMC 2.0 programının belirlediği yaş grubuna göre abdomen grafisinde ESD (μGy) sonuçlarının literatürdeki diğer sonuçlarla karşılaştırılması

Yaş	Abdomen Grafisi				
	0	1	5	10	15
Bu çalışma	271	180	250	332	632
Huda vd.,1998	100	230	320	420	550
Suliman ve Elshiekh,2008 ¹	183	208	308	433	NA
Suliman ve Elshiekh,2008 ²	145	209	465	NA	NA
Suliman ve Elshiekh,2008 ³	162	204	372	NA	NA
Bushra vd.,2010	166	340	400	450	NA
Kıljunen vd.,2009	80	NA	280	NA	630
Byrne ve Kenny, 2002	NA	330	752	NA	NA
Hart vd.,2002	NA	NA	700	NA	2600
CEC,1996	NA	1000	NA	NA	NA
IAEA,2012	440	NA	588	729	NA

¹Khartoum Hospital, ²Obdurman Hospital, ³A.Gassim Hospital, NA: Mevcut değil.

Çizelge 4.26, abdomen grafisi sonucunda hesaplanan ESD değerlerinin literatür ile karşılaştırılmasını vermektedir. Buna göre 0, 1, 5, 10 ve 15. gruba göre ESD değerleri sırasıyla 210, 180, 250, 332 ve 632 μGy olarak bulunmuştur. 0, 1, 5, 10 ve 15. grupta çıkan ESD değerleri Hart vd. (2002), CEC (1996), IAEA (2012) ve Byrne ve Kenny (2002) ile karşılaştırıldığında referans değerlerin oldukça altında olduğu görülmektedir. Literatürdeki çalışmalara bakıldığında, 0 yaş grubunda, literatürde bulunan tüm ESD sonuçları bu tez çalışmasında bulunan ESD sonuçlarından daha düşüktür. Bu çalışmada

1,5,10 ve 15 yaş grubunda bulunan tüm ESD sonuçları literatürde bulunan tüm ESD sonuçlarından düşük bulunmuştur.

Literatürde daha çok ESD karşılaştırılması yapıldığından dolayı etkin doz hesabına çok girilmemiştir. Aynı zamanda çıkan etkin doz değerlerinin oldukça düşük olması bu dozların hesaplanmamasında başka bir sebep olmuştur. Ancak bu tez kapsamında çizelge 4.27, 4.28, ve 4.29'da bulunan etkin doz sonuçları literatür çalışmaları ile karşılaştırılmıştır. Pelvis grafisinde etkin doz hesabı literatürde bulunamadığından dolayı karşılaştırma yapılamamıştır.

Çizelge 4.27 Akciğer grafisinde etkin dozların (μSv) literatür çalışmaları ile karşılaştırılması

Yaş	Akciğer Grafisi			
	0-1	1-5	5-10	10-15
Bu çalışma	18	27	25	15
Olğar vd.,2008	15	NA	NA	NA
Azevedo vd.,2006a ¹	9	9	11	12
Azevedo vd.,2006a ²	12	12	6	6
Huda vd.,1998	16	18	33	36

¹Hospital Municipal Jesus, ²Instituto Fernandes Figueira, NA: Mevcut değil.

Akciğer grafisinde çıkan sonuçların literatürle çok fazla uyum içerisinde olmadığı görülmektedir. Azevedo vd. (2006a^{1,2}) iki ayrı hastanede yapmış olduğu çalışmada çıkan etkin doz sonuçları bu çalışmadakinden oldukça düşüktür. Bunun sebebi yüksek kVp ve düşük mAs kullanılmasından kaynaklanmaktadır. Olğar vd.'nin (2008) 0-1 yaş grubu için bulmuş olduğu etkin doz değeri bu çalışmada bulunan sonuçtan daha düşüktür. Huda vd.'nin (1998) yapmış olduğu çalışmada etkin doz sonuçları 5-10 ve 10-15 yaş grubu haricinde daha düşüktür.

Çizelge 4.28 Kafa grafisinde etkin dozların (μSv) literatür çalışmaları ile karşılaştırılması

Kafa Grafisi				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
Bu çalışma	9	12	10	7
Azevedo vd., 2006a ¹	46	28	24	27
Azevedo vd.,2006a ²	30	12	8	6
Huda vd.,1998	7,3	5,9	4,3	3,1

¹Hospital Municipal Jesus, ²Instituto Fernandes Figueira, NA: Mevcut değil.

Kafa grafisinde çıkan sonuçlar literatürle karşılaştırıldığında oldukça düşüktür. Azevedo vd. (2006a^{1,2}) iki ayrı hastanede yapmış olduğu çalışmada çıkan etkin doz sonuçları bu tez çalışmasındaki sonuçlarından yüksek çıkmıştır. Ancak Huda vd.'nin (1998) yapmış olduğu çalışmada etkin doz sonuçları ise bu tez çalışmasında bulunan sonuçlardan daha düşük olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.29 Abdomen grafisinde etkin dozların (μSv) literatür çalışmaları ile karşılaştırılması

Abdomen Grafisi				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
Bu çalışma	33	35	47	49
Olğar vd.,2008	22	NA	NA	NA
Azevedo vd.,2006a ¹	NA	125	212	NA
Azevedo vd.,2006a ²	53	50	51	61
Huda vd., 1998	90	120	160	140

¹Hospital Municipal Jesus, ²Instituto Fernandes Figueira, NA: Mevcut değil.

Abdomen grafisinde çıkan etkin doz değerleri literatür sonuçları ile karşılaştırıldığında Olğar vd.'nin (2008) 0-1 yaş grubunda bulmuş olduğu etkin doz sonucu haricinde oldukça düşüktür.

Çizelge 4.30, 4.31, 4.32 ve 4.33’de her bir cihazda çekilen hastaların, ortalama giriş cilt dozu, kVp, mAs ve etkin dozları verilmiştir. Bu çizelgelerdeki yaş gruplarına göre, S4 ve S1 cihazında çıkan ESD değerleri, S2 ve S3 cihazında çıkan ESD değerlerine göre daha düşüktür. Bunun da sebebi S4 ve S1 cihazının filtrasyon değerinin diğer cihazlara göre daha yüksek olmasından kaynaklanmaktadır.

Çizelge 4.30 Akciğer çekiminde her bir cihazda kullanılan ortalama kVp, ESD ve etkin doz değerleri

S1 CİHAZI AKCİĞER ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	51	63	68	71
mAs	3	7	8	9
ESD (μGy)	82	144	155	181
Etkin Doz (μSv)	17	13	26	15
S2 CİHAZI AKCİĞER ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	50	58	67	71
mAs	4	5	8	9
ESD (μGy)	106	173	195	210
Etkin Doz (μSv)	17	23	18	14
S3 CİHAZI AKCİĞER ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	51	58	66	73
mAs	4	5	7	10
ESD (μGy)	104	216	256	205
Etkin Doz (μSv)	19	36	32	16
S4 CİHAZI AKCİĞER ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	55	58	63	76
mAs	3	4	7	7
ESD (μGy)	88	92	155	157
Etkin Doz (μSv)	19	21	25	16

Çizelge 4.31 Pelvis çekiminde her bir cihazda kullanılan ortalama kVp, ESD ve etkin doz değerleri

S1 CİHAZI PELVİS ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	55	56	63	69
mAs	4	5	6	9
ESD (μGy)	143	170	257	322
Etkin Doz (μSv)	15	13	20	26
S2 CİHAZI PELVİS ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	62	62	64	69
mAs	7	6	7	9
ESD (μGy)	414	369	378	505
Etkin Doz (μSv)	31	27	24	34
S3 CİHAZI PELVİS ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	59	62	65	68
mAs	6	8	8	8
ESD (μGy)	343	442	463	443
Etkin Doz (μSv)	25	39	34	30
S4 CİHAZI PELVİS ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	62	62	66	84
mAs	3	4	7	8
ESD (μGy)	112	142	185	212
Etkin Doz (μSv)	13	14	17	25

Çizelge 4.32 Kafa çekiminde her bir cihazda kullanılan ortalama kVp, ESD ve etkin doz değerleri

S1 CİHAZI KAFA ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	60	66	69	71
mAs	5	6	8	9
ESD (μ Gy)	214	307	342	438
Etkin Doz (μ Sv)	6	10	6	7
S2 CİHAZI KAFA ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	63	67	70	72
mAs	5	7	9	11
ESD (μ Gy)	273	384	471	758
Etkin Doz (μ Sv)	9	10	13	9
S3 CİHAZI KAFA ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	63	67	69	73
mAs	7	8	9	10
ESD (μ Gy)	383	462	536	670
Etkin Doz (μ Sv)	12	14	9	10
S4 CİHAZI KAFA ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	63	69	71	78
mAs	6	8	8	11
ESD (μ Gy)	219	332	321	344
Etkin Doz (μ Sv)	8	10	11	6

Çizelge 4.33 Abdomen çekiminde her bir cihazda kullanılan ortalama kVp, ESD ve etkin doz değerleri

S1 CİHAZI ABDOMEN ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	51	56	66	67
mAs	4	5	8	7
ESD (μGy)	103	162	291	376
Etkin Doz (μSv)	32	24	47	47
S2 CİHAZI ABDOMEN ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	60	57	63	68
mAs	6	6	6	9
ESD (μGy)	303	237	309	511
Etkin Doz (μSv)	44	31	40	55
S3 CİHAZI ABDOMEN ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	NA	63	64	65
mAs	NA	8	8	8
ESD (μGy)	NA	378	365	392
Etkin Doz (μSv)	NA	62	60	46
S4 CİHAZI ABDOMEN ÇEKİMİ				
Yaş	0-1	1-5	5-10	10-15
kVp	61	57	65	67
mAs	3	5	4	4
ESD (μGy)	127	155	188	219
Etkin Doz (μSv)	25	30	36	32

5. SONUÇ ve TARTIŞMA

Bu tez çalışması, Ankara Dışkapı Yıldırım Beyazıt Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği'nde gerçekleştirilmiştir. Bu klinikte toplam dört adet radyografi cihazı ile çalışılmıştır. Bu cihazlardan bir tanesi tam dijital cihaz olup, diğer üç tanesi varolan x-ışını tüpüne dijital dedektör eklenerek sonradan dijital olan cihazlardır. Çalışmada akciğer, pelvis, kafa ve abdomen çekimlerinde çocuk hastaların maruz kaldığı giriş cilt dozları hesaplanmış ve daha sonra giriş cilt dozları kullanılarak etkin dozlar belirlenmiştir. Çalışma üç aşamadan oluşmaktadır.

Birinci aşamada, hasta çalışmalarına başlamadan önce tüm cihazların kalite kontrol testleri gerçekleştirilmiştir. Bu kontroller, tüp çıkışının ışınlama parametreleri ile değişimi testi (kVp, mA ve zaman ile değişim), tüp filtrasyonu ve yarı kalınlık değeri ölçümü, ışınlamanın tekrarlanabilme ve eşdeğerliliği testi ve kVp doğruluğu'dur. Yapılan kalite kontrol test sonuçları, uluslararası referans değerlerle karşılaştırılmıştır ve çıkan sonuçların referans değerler ile uyum içerisinde olduğu görülmüştür.

İkinci aşama, hasta çalışması olup bu hastalardan 247 tanesi akciğer, 230 tanesi pelvis, 194 tanesi kafa ve 64 tanesi ise abdomen çekimi olup toplam 735 hasta ile çalışılmıştır. Bu hastalar 0-1, 1-5, 5-10 ve 10-15 yaş grubuna ayrılarak her bir hastanın çekim parametreleri kaydedilip eşitlik 2.4 yardımı ile giriş cilt dozu hesabı yapılmıştır. Yine aynı hastaların üzerine TLD konularak doğrudan giriş cilt dozu ölçümü yapılmış ve tüp çıkışından hesaplanan ESD değerleri ile karşılaştırılmıştır. Literatürde bazı çalışmalar, pediatrik hastaları 0, 1, 5, 10 ve 15 yaş gruplarına ayırdığı için, bu tez çalışmasında bu yaş sınıflandırmasına göre de sonuçlar verilmiştir.

Üçüncü aşama, PCXMC 2.0 yazılım programı kullanarak etkin dozların hesaplanmasıdır. Bu programa hasta çalışması sırasında kullanılan ışınlama parametreleri, projeksiyon, hesaplanan ESD değerleri ve cihazın özellikleri girilerek etkin dozlar bulunmuştur.

Radyoloji kliniklerinde doğru radyografi çekim parametrelerinin kullanılması çok önemlidir. Radyografi çekimi sırasında kullanılan ışınlama parametreleri; kVp, mAs, ve odak cilt uzaklığı gibi parametreler doğru ve bilinçli bir şekilde kullanılmalıdır. Çünkü bu parametreler hasta dozu ve görüntü kalitesi bakımından önemli etkiye sahiptir. Cihazın diğer önemli parametresi olan toplam tüp filtrasyonu ve grid gibi karakteristik

özellikleri de hasta dozu bakımından dikkate alınması gereken parametrelerdir. NRPB (1999) ve ICRP'ye (2001) göre, tavsiye edilen kVp değeri ortalama 80 ile 90 kVp arasında olmalıdır. CEC (1996) ise, en fazla 5 yaşına kadar olan çocuk hastalarda 60-80 kVp, 5 yaş ve üzeri çocuk hastalarda 100-120 kVp kullanılmasını tavsiye etmektedir. Ayrıca CEC (1996) ek filtrasyon olarak 0,1 veya 0,2 mm bakır kullanılmasını tavsiye etmektedir. Azevedo vd.'ne (2006b) göre hasta dozlarını düşürmek için, pediatrik hastalarda gerekmedikçe grid kullanılmamalı, ek filtrasyon, yüksek kVp tekniği ve kısa ışınlama süresi kullanılmalıdır.

Grid oranı, kurşun şerit yüksekliğinin şeritler arasındaki mesafeye oranıdır. Bu oran 5:1 – 16:1 arasında değişir. Grid oranı ne kadar yüksekse saçılan radyasyonun durdurulma oranı da o denli yüksektir. Fakat, artan grid oranı ile doz artar. Bu da hasta dozunun artmasıyla sonuçlanır (Aksu 1990). Hasta kalınlığı ne kadar fazla, kVp ne kadar yüksek ve ışınlama alanı ne kadar büyükse saçılma o kadar fazla olacaktır. 5:1 grid, saçılan radyasyonu %85, 16:1 grid ise %97 oranında azaltır. Yüksek oranlı gridlerin üretimi zordur ve bu gridler yüksek doz gerektirdiklerinden hasta dozunun artmasına neden olurlar (Mor 2014). Kostova-Lefterova vd.'ne (2011) göre 1 aylık bebeklerde grid kullanılmamalı, ayrıca 5 yaşından küçük çocuklarda ancak özel koşullar altında grid kullanılmalıdır.

Tez kapsamında kullanılan ve sonradan dijitale çevrilen x-ışını sistemlerinde grid oranı 10:1 iken, tam dijital x-ışını sisteminde kullanılan grid oranı ise 15:1'dir. Bu çalışmada, yaş grubu gözetmeksizin tüm incelemelerde grid kullanılmıştır. Sonradan dijital olan x-ışını sistemlerinde grid oranı düşük olmasına rağmen bulunan ESD değerleri, tam dijital x-ışını sistemlerinde bulunan ESD değerlerine kıyasla daha yüksektir. Bunun en önemli nedeni tam dijital x-ışını sistemindeki yüksek filtrasyon ve ışınlamalarda kullanılan yüksek kVp tekniğidir. Yüksek kVp tekniğinde kontrast ve giriş cilt dozu, düşük kVp tekniğine göre daha düşüktür. Yüksek kVp tekniğinde giriş cilt dozunun düşük olmasının sebebi demet girciliğinin artmasından kaynaklanmaktadır. Fakat bu çalışmada görüntü kalitesi bağlamında bir değerlendirme yapılmamıştır.

Gogos vd.'nin (2003) yapmış olduğu çalışmada, pelvis ve akciğer incelemesi yaptıran çocuk hastalarda ESD dozunun arttığını gözlemlemiş ve küçük yaştaki çocuklarda gerçekleştirilen radyografik incelemelerde grid kullanımının uygun olmadığını belirtmiştir. Porto vd.'ne (2014) göre hasta dozunu arttıran faktörlerden birinin uygun

grid kullanılmaması diğèrinin ise hasta kalınlığının değişen yaş aralıklarında önemli farklılıklar göstermesine rağmen aynı dozlarda gerçekleştirilmesidir. CEC'ye (1996) göre 8 yaş ve altındaki çocuklarda grid kullanılmasına gerek yoktur. Çünkü bu yaş gruplarında gerçekleştirilen radyografik incelemelerde saçılan radyasyon miktarı azdır. Çizelge 4.30, 4.31, 4.32 ve 4.33'e bakıldığında tam dijital olan cihazda çıkan ESD değerlerinin her bir radyografik inceleme başına daha düşük olduğu görülmektedir.

Diagnostik radyoloji ünitelerinde eğer 80 kVp'nin üzerindeki tp voltajında çalışılıyorsa, toplam tp filtrasyonu en az 2.5 mm alüminyum eşdeğer olmalıdır. Bu filtrasyon, insan cildinin girişinde soğurulan ve görüntüye katkısı olmayan düşük enerjili x işınlarını soğurur (NRPB 1999).

Akciğer çekimlerinde optimum tp potansiyeli ve tp akımı kullanımı radyoloji literatüründe önemli bir tartışma yaratmıştır (Copaagnone vd 2005). Akciğer grafisinde tp voltajının 60 kVp'den 90 kVp'ye çıkarılması sonucunda ESD'de % 60'lık bir düşüşe sebep olduğu gösterilmiştir (Don 2004). Ayrıca akciğer çekimlerinde yüksek tp voltajı ve düşük tp akımı tekniği kullanılarak etkin dozda % 20 oranında azalma olduğu bulunmuştur (Gogos vd 2003). Göğüs incelemesi, çocuklarda en çok kullanılan x-işın görüntüleme prosedürüdür ve tüm incelemelerin % 60'ını oluşturmaktadır (Porto vd 2014). Iacob ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada hasta dozları, Avrupa Komisyonu tarafından önerilen dozlardan 5 kat daha yüksek çıkmıştır. Iacob ve arkadaşlarına göre yüksek hasta dozlarının kaynağı, düşük kVp tekniği kullanılması ve kullanılan x-işın sistemlerinin ocuk incelemeleri için uygun amaçlı olmamasıdır. (<http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/Public/37/115/37115675.pdf>., 2016).

Bu çalışmada, akciğer grafisinde çıkan ESD değerleri NRPB (1999) ve UNSCEAR (2000) ile kıyaslandığında oldukça yüksektir. Çizelge 4.7'e bakıldığında akciğer incelemesi için kullanılan kVp değerlerinin, tavsiye edilen değerlerin altında olduğu görülmektedir. Bunun sonucu olarakta, bu çalışmada akciğer incelemeleri için verilen ESD dozları yüksek çıkmıştır. Düşük kVp tekniği, yüksek hasta dozlarına neden olur, ayrıca odak cilt mesafesi de hasta dozunu önemli lde etkiler. Kyrio vd.'ne (2000) göre odak cilt mesafesi en az 100 cm olmalıdır. Aynı zamanda STUK'a (2005) göre hasta dozunun azaltılabilmesi için tavsiye edilen odak cilt mesafesi 110-125 cm arasında olmalı ve ek filtrasyon kullanılmalıdır. Özellikle ocuk hastalarda akciğer

grafilerinde odak cilt mesafesinin gereğinden fazla yakın ayarlanması (≤ 100 cm) ESD değerini arttıran bir başka sebeptir. Çekim yapılan dört cihazda da sürekli aynı teknisyen çalışmadığından dolayı kullanılan ışınlama parametreleri farklılık göstermektedir, bu farklılık ESD'de çok büyük dağılıma neden olmaktadır.

Pelvis grafisinde çıkan ESD değerleri NRPB (1999) ile karşılaştırıldığında oldukça düşüktür. Aynı zamanda çizelge 4.20'ye bakıldığında ESD değerlerinin literatürde yapılan birçok çalışmanın altında olduğu görülmektedir.

Pelvis grafisinde kullanılan kVp değeri uluslararası referans değerlerin altında olmasına rağmen çıkan ESD değerleri literatürle uyum içerisindedir. Çıkan sonuçların uluslararası referans değerlerin altında çıkmasının en önemli sebebi pelvis hastalarının genelde yüksek filtrasyona sahip tam dijital cihazda çekiliyor olmasıdır.

Kafa grafisinde çıkan ESD değerleri UNSCEAR (2000) ve NRPB (1999) ile karşılaştırıldığında, UNSCEAR (2000)'nin 0-1 yaş grubu hariç daha düşük ESD değerleri bulunmuştur. Aynı zamanda çizelge 4.21'e bakıldığında ESD değerlerinin literatürde yapılan birçok çalışmanın altında olduğu görülmektedir.

Kafa grafisinde kullanılan kVp değeri pelvis grafisinde olduğu gibi uluslararası referans değerlerin altında kalmasına rağmen çıkan ESD değerleri literatürle uyum içerisindedir. Literatürde yapılan çalışmalara bakıldığında hasta dozlarında önemli farklılıklar olduğu ve çalışmamızda elde edilen sonuçların diğer ülkelerin sonuçları ile karşılaştırıldığında oldukça iyi olduğu görülmektedir. Bu çalışmada teknisyenin kullandığı radyografik teknikler ESD dozunun düşük çıkmasında önemli bir parametredir. Çünkü kafa grafilerinde teknisyenden teknisyene değişen çekim protokol farklılığı çok fazla olmadığından ve diğer çekim prosedürlerine kıyasla sabit protokoller kullanıldığından dolayı ESD sonuçlarında çok fazla dağılım görülmeyp sonuçlar referans değerler içerisinde kalmaktadır.

Abdomen grafisinde çıkan ESD değerleri NRPB (1999) ile karşılaştırıldığında oldukça düşüktür. Ancak UNSCEAR (2000) ile karşılaştırıldığında 10-15 yaş grubu hariç daha yüksek ESD değerleri bulunmuştur. Çizelge 4.22'ye bakıldığında ESD değerlerinin literatürde yapılan birçok çalışmanın altında olduğu görülmektedir.

Abdomen çekimlerinde kullanılan kVp değerlerinin uluslararası referans değerlerinin altında olduğu görülmektedir. Bu çalışmada kullanılan düşük kVp'den dolayı, literatürde bahsedilen düşük kVp tekniğinde olduğu gibi yüksek mAs'lar kullanılmıştır.

Bu da yüksek ESD sonuçlarının çıkmasına neden olmaktadır. Cihazların 10 yıldan daha fazla süredir kullanılıyor olması ESD sonuçlarının yüksek çıkmasına sebep olabilmektedir. Azevedo vd.'nin (2006) yapmış oldukları çalışmada 10 yıl kullanılan ekipmanların yenisi ile değişmesi gerektiğini söylemişlerdir. Yine Mooney ve Thomas (1998) yapmış oldukları çalışmada doz azaltılmasının gerçekleşebilmesi için x-ışını odalarında kullanılan cihazların, modern çoklu puls veya sürekli potansiyel x ışını jeneratörü şeklinde olması gerektiğini, aynı zamanda optimum doz performansı sağlamak için düşük mA ve çok kısa ışınlama zamanına ihtiyaç olduğunu söylemiştir. Literatürde Azevedo vd. (2006) ve Ogundare vd. (2004) tarafından yapılan çalışmalarda, kullanılan cihazların bazılarında tüp jeneratörleri tek fazlıdır. Aynı tüp çıkışı vermek için tek faz jeneratörlerde; üç faz, yüksek frekans ve sabit potansiyel jeneratörlere göre daha yüksek tüp akımı kullanılır. Tek fazlı jeneratörlerde verimin düşük olmasından dolayı hasta dozları, üç fazlı veya yüksek frekanslı jeneratörlere göre daha fazla çıkmaktadır. Bu da ESD dozlarında önemli bir fark oluşturmaktadır. Bu çalışmada kullanılan cihazlardaki jeneratörler üç fazlıdır. Porto vd.'ne (2014) göre hasta dozunun azaltılması, son on yılda radyolojik ekipmanların önemli ölçüde iyileştirilmesi (yüksek frekanslı x ışını jeneratörleri, bilgisayarlı veya dijital radyografiler) ile elde edilmiştir. Saeed ve Al-Qahtani'ne (2012) göre modern dijital x-ışını cihazlarının kullanılması ve cihazların periyodik olarak kalite kontrollerinin yapılması hasta dozlarını düşürebilir. Shabon (2013) yapmış olduğu çalışmada da giriş cilt dozunu azaltmak ve aynı zamanda iyi görüntü kalitesi elde edebilmek için gelişmiş cihazların kullanılmasını, aynı zamanda kliniklerde kalite kontrol programının olması gerektiğini söylemiştir. Freitas ve Yoshimura'ya (2009) göre kVp'nin arttırılması ve mAs değerinin düşürülmesi ESD'de önemli bir azalışa neden olmuştur. Ramanaidu vd.'ne (2006) göre teknisyen tarafından seçilen kVp ve mAs değerlerini kullanılmasında hasta boyutu ana parametredir ancak bu sonuç gerekçelendirme için uygun değildir. Teknisyenlere verilecek daha iyi bir eğitim ile çocuk dozları optimize edilebilir. Kalite kontrol programları teknisyen eğitimini de içermesi gerekmektedir. Böylece görüntü kalitesinden ödün vermeden çocuk dozları düşürülebilir aynı zamanda teknisyenlerin bu alanda eğitilmesi çocuk radyoloji çekimlerinde iyileştirmeye neden olur (Ribeiro ve Yoshimura 2008).

Yapılan bu çalışmanın benzeri genellikle Sudan, Nijerya, Etiyopya gibi az gelişmiş ülkelerde gerçekleştirilmiştir. Çünkü Avrupa'daki birçok gelişmiş ülkede pediatrik incelemeler için doz ölçümleri çok önceden yapıldığından dolayı şu anda röntgen cihazı ile ilgili bu tür çalışmaya ancak nadiren rastlanmaktadır. Buna istinaden literatür çalışmaları incelendiğinde etkin dozu hesaplayacak programın az gelişmiş birçok ülkede olmamasından dolayı etkin dozların çok fazla çalışma içerisine dahil edilmediği görülmüştür. Bu çalışmada PCXMC 2.0 yazılım programı kullanarak etkin dozlar hesaplanmış ve kısıtlı literatür çalışmaları ile karşılaştırılmıştır. Bu tez kapsamında bulunan etkin dozlar literatürde sınırlı sayıdaki çalışmayla belli ölçüde uyum içerisinde artmadığı görülmüştür. Literatürdeki diğer etkin dozlar ile karşılaştırıldığı zaman sonuçlar için anlamlı bir farkın olmadığı aynı zamanda literatürdeki sonuçlarda da kendi içerisinde dalgalanmalar olduğu görülmektedir. Gogos vd (2003) tarafından 5 yaş çocuk grubu için akciğer (AP/PA), kafa (AP) ve pelvis (AP) incelemesinde hesaplanan etkin doz değerleri sırası ile 16, 11 ve 49 μSv 'dir. Bu çalışmada ise aynı yaş grubu ve incelemeleri için elde edilen etkin doz değerleri sırası ile 32, 12 ve 25 μSv 'dir. Bu çalışmada akciğer incelemesi için elde edilen yüksek etkin doz değeri bu incelemenin her defasında AP projeksiyonunda gerçekleşmesinden kaynaklanmaktadır.

Kılıjunen vd (2009) tarafından 5 yaş çocuk grubu için akciğer, kafa ve abdomen incelemeleri için AP projeksiyonunda elde ettiği doz değerleri sırasıyla 15, 10 ve 72 μSv 'dir. Bu çalışmada akciğer incelemesi için Kılıjunen ve arkadaşlarının kullandığı aynı projeksiyon kullanılmasına rağmen bu çalışmada bulunan etkin doz değeri yaklaşık 2 kat daha fazladır. Bunun sebebi bu çalışmada akciğer incelemesi için ölçülen ESD değerinin Kılıjunen ve arkadaşlarının akciğer incelemesi için ölçtüğü ESD değerinden yaklaşık 2 kat daha yüksek olmasından kaynaklanmaktadır.

Bu çalışmada hesaplanan en düşük etkin doz 7 μSv ile kafa incelemesinde elde edilirken en yüksek etkin doz 76 μSv ile abdomen incelemesinde elde edilmiştir. Kafa incelemesinde kritik organlar az iken, abdomen incelemesinde bir çok kritik organ ışınlama sahasına girdiğinden dolayı aradaki farkın yüksek olması beklenen bir durumdur.

Bu çalışmanın başlangıcında, ışınlama parametrelerinin seçimi ve hasta dozunun azaltılmasına yönelik radyografi teknisyenine herhangi bir öneride bulunulmamıştır. Bu çalışmanın amacı, var olan durumu ortaya koymaktı fakat bu sonuçların ışığı altında

aynı hastanede gerçekleştirilecek pediatrik incelemeler için hasta dozunu azaltmaya yönelik tavsiyelerde bulunulmuştur. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar hasta dozu görüntü kalitesi bağlamında yapılacak optimizasyon çalışmalarına bir referans oluşturabilecektir. Ayrıca bu çalışma, pediatrik radyografi incelemeleri için ulusal diagnostik referans doz seviyelerinin belirlenmesine n ayak olabilir.



KAYNAKLAR

- AAPM 116, 1999. American Association of Physicists in Medicine.
- Aksu, Y.L. 1990. Diagnostik x ışını sistemlerinin kalite kontrolü ile organ dozlarının azaltılması ve görüntü kalitesinin artırılması, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği Bölümü, 1-109.
- Archer, B.R. and Wagner L.K. 2000. Protecting Patients by Training Physicians in Fluoroscopy Radiation Management. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 1(1), 32-37.
- Azevedo, A.C.P., Osibote, O.A., Boechat M.C.B. 2006a. Paediatric x-ray examinations in Rio de Janeiro. *Phys. Med. Biol.*, 51, 3723-3732.
- Azevedo, A.C.P., Osibote, O.A., Boechat M.C.B. 2006b. Survey of doses and frequency of X-ray examinations on children at the intensive care unit of a large reference pediatric hospital. *Applied Radiation and Isotopes*, 64 1637–1642.
- Berkmen, G. 2006. Bazı floroskopik incelemelerde hasta ve çalışanların aldıkları radyasyon dozlarının saptanması, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı, 1-95.
- Beyzadeoğlu, M. M., Cünen, C. 2008. Temel Radyasyon Onkolojisi, GATA.
- Bilski, P., 2002. Lithium Fluoride: From LiF:Mg,Ti to LiF:Mg,Cu,P, *Radiation Protection Dosimetry*, 100(1-4): 199-206.
- Bor, D. 2000. Floroskopi incelemelerinde radyasyon dozunun asgariye indirilmesi. *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji*, 6, 218-226.
- Bor, D. 2002. Diagnostik Radyoloji Fiziği Ders Notları. Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, Ankara.
- Bor, D. 2007. Diagnostik Radyolojide Hasta Dozimetresi. 11. Ulusal Fizik Kongresi.
- Bor, D. 2008. Termoluminesans Dozimetreler. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Ders Notları.
- Bulakbaşı, N. 2015, Radyasyon Güvenliği ve Radyasyondan Korunma. Yakındoğu Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji ABD.
- Bushra, E., Sulieman, A. and Osman, H., 2010. Radiation measurement and risk estimation for pediatric patients during routine diagnostic examination. Tenth Radiation Physicis&Protection Conference.
- Brenner, D., Elliston, C., Hall, E. and Bordon, W.E. 2001. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *Am. J. Roentgenol*, 176, 289-296.

- Byrne B. and Kenny P.A. 2002. Paediatric reference levels. Private Communication.
- Chotas, H.G., Dobbins, J.T. and Ravin C.E. 1999. Principle of digital radiography with large area, electronically readable detectors: A Review of The Basic. Radiological Society of North America.
- EC 1997. European Commission Radiation Protection 91: Criteria of acceptability of Radiological (including Radiotherapy) and Nuclear Medicine installations. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities.
- CEC 1996. European Commission. European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics. EUR 16261 EN, office for official publication of the European Communities 1996.
- Compagnone, G., Pagan L. and Bergamini, C. 2005. Local diagnostic reference levels in standard x-ray examinations. J. Radit. Prot. Dosim., 113, 54- 63.
- Demir, M. 2011. Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları. İstanbul.
- Don, S. 2004. Radiosensetivity of children.Potential exposure in CR and DR and magnitude of doses in ordinary radiographic examinations. J. Pediat. Radio., 34, 5167-72.
- Freitas, M.B. ve Yoshimura E. M. 2009. Diagnostic reference levels for the most frequent radiological Examinations carried out in Brazil. Rev Panam Salud Publica/Pan Am J Public Health, 25(2).
- Furetta, C., 2003, Handbook of Thermoluminescence, World Scientific Publishing, London, 15p.
- Güllüoğlu, E. 2013. Diagnostik ve Mamografik X-Işın Demetlerine Karşı Koruyucu Malzemelerin, Plakaların ve Farklı İnsan Dokularını Temsil Eden Fantomların Farklı Demet Kalitelerinde X-Işınlarını Zayıflatma Özelliklerinin Belirlenmesi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı.
- Geise, R. A. and O’Dea, T. J. 1999. Radiation dose in interventional fluoroscopic procedures. Applied Radiation and Isotopes., (50);173-184.
- Gökçe, M. 2009. Radyoterapi Uygulamalarında LiF Dozimetreleri Kullanılarak Doku Eşdeğer Ortamlardaki Doz Dağılımlarının İncelenmesi. Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Nükleer Bilimler Anabilim Dalı.
- Göksel, S., 1973. Radyasyonun Biyolojik Etkileri ve Korunma, İ.T.Ü. Matbaası.
- Gogos, K.A., Yokoumkis, E.N., Tsalafoutas I.A. and Makri, T.K. 2003. Radiation dose consideration in common pediatric x-ray examinations. J. Pedit. Radiol., 33, 236-40.

- Guibelalde, E., Vano, E., Gonzalez, L., Prieto, C., Fernandez, J.M. and Ten JJ. 2003. Short communication: Practical aspects for the evaluation of skin doses in interventional cardiology using a new slow film. *Br J Radiol.* May;76(905):332-6.
- Hart, D., Wall, B.F., Shrimpton, P.C. and Dance, D.R. 2000. The establishment of reference doses in paediatric radiology as a function of patient size. *Radiat. Prot. Dosim.*, 90 235–8.
- Rathbone, B. A. 2010 Hanford External Dosimetry Technical Basis Manual PNL-MA-842, 87-105.
- Hart, D., Hillier M.C. and Wall, B.F. 2002. Doses to patients from medical x-ray Examinations in UK-2000 review. NRPB-W14.
- Hintenlang, K.M., Williams, J.W. And Hintenlang D.E. 2002. A Survey Of Radiation Dose Associated With Paediatric Plain-Film Chest X-Ray Examinations. *Pediatr. Radiol*, 32, 771-777.
- Huda, W., Gkanatsios, N.A., Botash, R.J. and Botash S.A. 1998. Pediatric effective doses in diagnostic radiology. 44th Annual Scientific Meeting, Conference Proceedings p: 114-114.
- ICRP 60, 1990. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.
- ICRP 103, 2007. The Recommendations of International Commission on Radiological Protection.
- ICRP 2001. International Commission on Radiological Protection. Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice.
- ICRP 121, 2013. Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology.
- IAEA 2004. International Atomic Energy Agency “Radiation, People and the Environment” IAEA/PI/A.75/04-00391.
- IAEA 71, 2012. International Atomic Energy Agency, Radiation Protection Paediatric Radiology.
- IAEA TRS 457, 2007. International Atomic Energy Agency, Technical Report Series Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. IAEA, 359, Vienna.

- IPEM 2005 Institute of Physicists and Engineers in Medicine. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems, Report 91. York: Institute of Physicists and Engineers in Medicine.
- Jones, D.G. and Wall B.F. 1985. Organ doses from medical x-ray examinations calculated using monte carlo techniques. NRPB Report 186.
- Kasap, S.O. and Rowlands, J.A. 2002. Direct conversion flat panel x ray image detectors. IEE Proc-Circuits Devices Syst., Vol.149, No. 2.
- Kiljunen, T., Tietäväinen, A., Parviainen, T., Viitala, A. and Kortensniemi, M. 2009. organ doses and effective doses in pediatric radiography: patient-dose survey in Finland. Acta Radiologica, 50:1, 114-124.
- Khan, F.M. 2010 The Physics of Radiation Therapy. 4th ed. Lippincott Williams&Wilkins; p. 128.
- Khoury, H.J., Oliveira, M., Drexler, G. and Barros, E. 2001. Avaliação da dose de entrada na pele ao pacientes pediátrico em exames de torax Proc. 5th Regional Congress on Radiation Protection and Safety (Recife, 2001).
- Kostova-Lefterova, D., Tesava, D., Ingilizova, K., Hiristova-Popova, J., Vassileva, J. 2011. potential for optimisation of paediatric chest x-ray examination. radiation protection dosimetry, 168-170.
- Köklü, N. 2006. Radyasyonun insan sağlığı üzerine etkileri, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Bölümü.
- Kyrio, J.C., Newey, V. and Fitzgerald, M.C. 2000. Patient doses in diagnostic radiology at the touch of a button. The Radiological Protection Centre, St. George's Hospital.
- Lança, L. and Silva, A. 2013. Digital Radiography Detectors. The College of Radiographers, A Technical Overview.
- Mason, E.W., McKinlay A.F., Clark I. 1976. Cooling rate effects in thermoluminescence dosimetry grade lithium fluoride. Implications for practical dosimetry. Phys Med Biol;21(1):60-6.
- Mooney, R. and Thomas R.S. 1998. Dose reduction in paediatrics x-ray department following optimization of radiographic technique. Br. J. Radiol. 71, 852-860.
- Mor, B.H. 2014. X-ışını görüntüleme sistemleri ile akciğer çekimlerinde farklı yöntemlerle doz tayini. İstanbul Teknik Üniversitesi Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı, 1-139

- NRPB. 1993. National Radiological Protection Board. Occupational, Public and Medical Exposure, Vol. 4, No. 2.
- NRPB. 1990. National Radiological Protection Board. Patient dose reduction in diagnostic radiology.
- Ogundare, F.O., Ajibola, C.L. and Balogun, F.A. 2004. Survey of radiological techniques and doses of children undergoing some common x-ray examinations in three hospital in Nigeria. *Medical Physics*, 31,521.
- Olğar, T. 2004. Girişimsel anjiyografide optimum doz ölçüm yöntemlerinin görüntü kalitesine bağlı olarak geliştirilmesi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı.
- Olğar, T., Önal, E., Bor, D., Okumuş, N., Atalay, Y., Türkyılmaz, C., Ergenekon, E. and Koç, E. 2008. Radiation exposure to premature infants in aneonatal intensive care unit in Turkey. *Korean J. Radiol.* 9, 416-419.
- Olğar, T. 2014. Görüntüleme Teknikleri 1 Ders Notları. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara.
- Olivera, C.B., Gavrilovic, M., Arandjic, D., Vujovic, M. and Bozovic, P. 2015. Radiation exposure during x-ray examinations in a large paediatric hospital in Serbia. *Radiation Protection Dosimetry*, pp. 1–6.
- Önal, E. 2006. Bazı girişimsel incelemelerde personel dozunun belirlenmesi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı.
- Paksoy, C. 2011. İmaj reseptörleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
- Papp, J. 2002. *Quality Management in the Imaging Sciences*. Second Edition.
- Porto, L., Lunelli, N., Oliveira, A., Ferreira, J.L., Schelin, H., Miguel, C., Denyak, V., Kmiecik, C., Tilly, J. and Khoury, H., 2014. Evaluation of entrance surface air kerma in pediatric chest radiography. *Radiation Physics and Chemistry*, 104, 252-259.
- Ramanaidu, S., Sta Maria, R.B., Ng, K.H, Geaorge, J. and Kumar, G. 2006. Evaluations od radiation dose and image Quality following changes to tube potential (kVp) in conventional paediatric chest radiography. *Biomed. Imaging Interv. J.2* (3), e35.
- Ribeiro, L.A. and Yoshimura, E.M. 2008. Entrance surface dose measurement in pediatric radiological examinations. *Radiation Measurements*, 43, 972-976.
- Ruiz, M.J., Gonzalez, L., Vano, E. and Martinez A. 1991. Measurement of radiation doses in the most frequent simple examinations in paediatric radiology and its dependence on patient age. *Br. J. Radiol.*, 64 929–33.
- Sancak, İ.T. 2015. Temel Radyoloji. Güneş Tıp Kitabevleri, ss 1454.

- Saeed M.K. and Al-Qahtani J.M. 2012. Paediatric dose measurements for chest x-ray examinations at maternity and children hospital in Najran - Saudi Arabia. *Australas Phys Eng Sci Med.*, 35:215–219.
- STUK. 2005. Guidelines on pediatric x-ray examinations. Helsinki: Radiation and Nuclear Safety Authority, STUK Tiedottaa 1/2005.
- Shabon, M.H. 2013. Pediatric x-ray examinations. *Journal of Nuclear and Radiation Physics*, Vol. 8, 35-40.
- Sulieman, A., Vlychou, M., Tsougos I. and Theodorou K. 2011. Radiation doses to paediatric patients and comforters undergoing chest x ray. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol.147, 171-175.
- Suliman, I.I. and Elshiekh, E.H.A. 2008. radiation doses from some common paediatric x-ray examinations in Sudan. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol.132, No.1, pp. 64-72.
- Sivit, C.J., Taylor, G.A., Hauser, G.J., Pollack M.M., Bulas D.I., Guion C.J. and Fearon T. 1989. Efficacy of chest radiography in pediatric intensive care. *Am J Roentgenol*, 152 (3), 575-7.
- Spahn, M. 2005. Flat Detectors and Their Clinical Application. *Eur Radiol*, 15 (9), 1934-47.
- Şeker, S., Çerezci, O. 1997. Çevremizdeki Radyasyon ve Korunma Yöntemleri, Boğaziçi Üniversitesi Yayınları, İstanbul.
- Thermo 2005. Model 4500 Manual TLD Reader with WINREMS, pp. 6-29.
- Sperrin, M. and Winder, J. 2014. Scientific Basis of the Royal College of Radiologists Fellowship: Illustrated Questions and Answers.
- Yaman, B. 2015. Etkin Doz ve Görüntü Kalitesinin Hastaya Spesifik Olarak Belirlenmesi ve Diagnostik Referans Doz Seviyeleri ile Karşılaştırılması, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı.
- Yener, G. 2006. Nükleer Radyasyon Fiziği I Ders Notları. Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü.
- UNSCEAR 2000. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources Effects and Risks of Ionizing Radiation. Report, vol. II.
- Zewdu, M. 2012. Pediatric entrance surface dose measurement in routine x-ray examination in three hospitals within dire dawa city administration, eastern ethiopia. haramaya university. College of Natural and Computational Sciences, Department of Physics, 1-95.

- Zimmerman, D.W., Rhyner C.R., Cameron J.R. 1966. Thermal annealing effects on the thermoluminescence of LiF. Health Phys;12(4):525-31.
- Wambani, J.S., Korir, G.K., Korir I.K. and Kilaha S. 2012 Establishment of local diagnostic reference levels in paediatric screen-film radiography at a children's hospital. Radiation Protection Dosimetry, Vol.154, No 4, pp. 465-476.
- Wagner, L.K. 2003. Angiography radiation dose –limiting dose to the patient (while maintaining effective image quality). Health Science Center at Houston.
- Wyatt, M., Corredor, C., Tamimi, M., and Miller, L.F. 2005. Comparison of Treatment Planning Dose Calculations With Measurements and Monte Carlo Calculations in a Rando Phantom. Radiation Protection Dosimetry, 116 (1-4): 461-465.
- Web sitesi. <http://www.yumpu.com/tr/document/view/10923692/silikon-drift-dedektor-medikal-fizik>. Erişim Tarihi: 12.05.2016.
- Web sitesi. <http://www.turkrad.org.tr/files/kurslar/Kurs%201/dijital-radyografi.pdf>>. Erişim Tarihi: 18.05.2016.
- Web sitesi. <http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/Public/37/115/37115675.pdf>. Erişim Tarihi: 09.07.2016.
- Web sitesi. <http://slideplayer.biz.tr/slide/2397231/>. Erişim Tarihi: 09.07.2016.
- Web sitesi. http://www.amptek.com/wp-content/uploads/2013/12/xrf_3.gif. Erişim Tarihi: 22.08.2016.
- Web sitesi. <http://radiologykey.com/plain-x-ray-xr-imaging/>. Erişim Tarihi: 22.08.2016.
- Web sitesi. <https://koukalaka.wordpress.com/tag/cathode-rays/>. Erişim Tarihi: 22.08.2016.
- Web sitesi. <http://www.taek.gov.tr/nukleer-guvenlik/nukleer-enerji-ve-reaktorler/166-gunumuzde-nukleer-enerji-rapor/440-bolum-06-radyasyondan-korunma.html>. Erişim Tarihi: 13.12 2016).

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Turan ŞAHMARAN

Doğum Yeri: HATAY/KIRIKHAN

Doğum Tarihi: 10.08.1982

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl);

Lise : Kırıkhan Süper Lisesi (1996-2000)

Lisans : Ege Üniversitesi Fizik Bölümü (2002-2007)

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü (2013-2016)

Yayınlar

- Sahmaran T.**, Bayburt M. 2016. Pozitron Emisyon Tomografi–Bilgisayarlı Tomografi (Pet - Bt) Uygulamalarında Hastanın Aldığı Radyasyon Dozunun Belirlenmesi. 11. Ulusal Nükleer Bilimler ve Teknolojileri Kongresi.
- Yılmaz C., **Sahmaran T.** 2016. Elekta Syneregy Lineer Hızlandırıcı Cihazın Elektron Tabancası ve İyon Pompası Değişimlerinden Sonraki Dozimetri Parametrelerinin Ölçümü ve Karşılaştırılması. 12. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi.
- Yılmaz C., **Sahmaran T.**, Aktaş C., Kocacan A., Baloğlu S.,ve Cengiz H. 2016. Akciğer Kanserli Hastalarda Yart ve 3B-KRT Tedavi Planlarının Dozimetrik Karşılaştırılması. 12. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi.
- Aktaş C., Kurtman C., Kocacan A., Sarı E., İmamoğlu İ., **Sahmaran T.**, Yılmaz C., Adaş Y., Eren T. 2015. Anjiogenez. Türkiye Klinikleri Dergileri.
- Gültekin S.S., **Sahmaran T.** 2013. The Efficacy of Patient-Dependent Practices on Exposure Rate in Patients Undergoing Iodine-131 Ablation. Health Phys. 104(5):454-458.
- Gültekin S.S., **Sahmaran T.** 2013. Importance of Bladder Radioactivity for Radiation Safety in Nuclear Medicine. Molecular Imaging and Radionuclide Therapy.
- Gültekin S.S., **Sahmaran T.** 2012. The Utility of Patient-Dependent Practices on Exposure Rate in Patients Undergoing Radioiodine I-131 Ablation. 1st Balkan Congress of Nuclear Medicine. p:98.