

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**DİJİTAL RADYOGRAFİDEKİ GÖĞÜS İNCELEMELERİNDE FARKLI TÜP  
VOLTAJININ TÜM VÜCUT DOZU VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNE ETKİSİNİN  
ARAŞTIRILMASI**

**DUYGU YAVUZ**

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

**ANKARA  
2020**

**Her hakkı saklıdır**


## TEZ ONAYI

Doç. Dr. Eren ŞAHİNER danışmanlığında, Duygu Yavuz tarafından hazırlanan “Dijital Radyografideki Göğüs İncelemelerinde Farklı Tüp Voltajının Tüm Vücut Dozu ve Görüntü Kalitesine Etkisinin Araştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/ oy çokluğu ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman: *Doç. Dr. Eren ŞAHİNER*

Jüri Üyeleri:

*Doç. Dr. Eren ŞAHİNER*



*Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü*

*Prof. Dr. Niyazi MERİÇ*



*Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü*

*Doç. Dr. Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR*



*Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Nükleer Fizik Anabilim Dalı*

**Yukarıdaki sonucu onaylarım.**



**Prof. Dr. Niyazi MERİÇ**

**Enstitü Müdürü**

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranış ilkelerine uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu beyan ederim. Ayrıca, bu kurallar ve davranışların gerektirdiği şekilde, başka kaynaklardan aldığım tüm materyalleri ve sonuçları alıntı yaparak, bunları kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

22/01/2020

Duygu YAVUZ



## ÖZET

### Yüksek Lisans Tezi

DİJİTAL RADYOGRAFİDEKİ GÖĞÜS İNCELEMELERİNDE FARKLI TÜP VOLTAJININ  
TÜM VÜCUT DOZU VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

**DUYGU YAVUZ**

**Ankara Üniversitesi Nükleer BİLİMLER Enstitüsü**

**Medikal Fizik Anabilim Dalı**

**Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı**

**Danışman: Doç. Dr. Eren ŞAHİNER**

Görüntü kalitesi tanısal radyolojide önemli bir rol oynamaktadır. Dijital görüntülemenin, görüntüleri sayısal olarak elde etme, işleme ve saklama gibi avantajları vardır. Dijital dedektörlerin geniş dinamik aralığa sahip olması, daha iyi kalitede görüntülerin elde edilmesine olanak sağlarken, hasta dozunda artışa sebep olabilmektedir. Bu nedenle görüntü kalitesi optimizasyonunun, doz ölçümleri ile birlikte yürütülmesi gerekmektedir. ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre ışınlama, gerekli tanısal bilgileri elde etmek için ayarlanmalıdır ve hastaya verilen radyasyon dozu mümkün olduğu kadar düşük seviyede tutulmalıdır. Bu durum, hasta dozu ve görüntü kalitesi arasında optimizasyon sağlanması gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Bu tez çalışmasında, göğüs radyografisinde RANDO fantom üzerinde TLD-100H (LiF:Mg,Cu,P) ve TLD-100 (LiF:Mg,Ti) dozimetreler kullanılarak sabit dedektör dozunda ve farklı demet kalitelerinde cilt giriş dozu ve etkin doz hesaplanmıştır. Ayrıca, farklı demet kalitelerinde, hem sabit dedektör dozunda hem de farklı dedektör dozlarında görüntüler alınarak, görüntü kalitesi VI (Visible Index) ile sayısal olarak değerlendirilmiştir. Deneysel olarak elde edilen cilt giriş dozu sonuçları, TLD-100H'nin, TLD-100'e göre tanısal radyoloji enerji aralığında daha hassas olduğunu göstermiştir. Elde edilen sonuçlar PCXMC Monte Carlo tabanlı simülasyon programı ve Eff.Dose programı ile hesaplanarak karşılaştırılmıştır. Doz ölçümlerinde deneysel olarak elde edilen sonuçların referans sınır değerler içerisinde olduğu ve deneysel sonuçlar ile yazılım programlarından elde edilen sonuçların birbiri ile uyumlu olduğu görülmüştür. Buna bağlı olarak hesaplanan etkin doz değerlerinin, farklı demet kaliteleriyle değişimi beklenildiği gibi çıkmıştır. Görüntü kalitesi değerlendirmesinde, sabit bir etkin doz değerinde, azalan tüp voltajı ile görüntü kontrastının arttığı görülmüştür. Ayrıca değişen dozla birlikte VI değeri artış göstermiştir.

**2020, 77 sayfa**

**Anahtar Kelimeler:** Rando fantom, Termoluminesans (TL), Termoluminesans dozimetre (TLD), Dijital Radyografi, Görüntü kalitesi, Tüp voltajı

## ABSTRACT

Master Thesis

### INVESTIGATION OF DIFFERENT TUBE VOLTAGES EFFECT ON EFFECTIVE DOSE AND IMAGE QUALITY FOR CHEST RADIOGRAPHY WITH A DIGITAL RADIOGRAPHY SYSTEM

Duygu YAVUZ

Ankara University

Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Health Physics Master Programme

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Eren ŞAHİNER

Image quality have a important role in digital detectors. Dijital imaging has the avantages of digitally acquiring, processing and storing images. Dijital detectors have a wide dynamic range so better quality images can be obtained but this can lead to an increase in patient dose. Therefore, image quality optimization should be carry out in with dose measurements. According to the ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principle, irradiation should be adjusted to obtain the necessary diagnostic information and the radiation dose given to the patient should be kept as low as possible. This suggests an ideal optimization between patient dose and image quality.

In this thesis, entrance skin dose and effective dose were calculated using TLD-100H (LiF:Mg,Cu,P) and TLD-100 (LiF:Mg,Ti) dosimeters at fixed detector dose and different beam qualities on RANDO phantom. Moreover, image quality evaluations were calculated using the visibility index. According to experimentally obtained entrance skin dose results, TLD-100H is more sensitive than TLD-100 diagnostic radiology in the energy range. The results were compared with PCXMC Monte Carlo simulation software and Eff.Dose programme. The results obtained are within reference dose limits and experimental results are compatible with the results obtained software programmes. The variation of the calculated effective dose values with different tube voltages is as expected. There is no noticeable difference in the effective dose values for varying tube voltages. In addition, image quality evaluations were made by taking images in different beam quality, both at fixed detector dose and at different detector doses VI value increased with increasing receptor dose and increased image contrast with decreasing tube voltage

**2020, 77 pages**

**Key Words:** Rando phantom, Thermoluminescence (TL), Thermoluminescence Dosimetry (TLD), Digital Radiography, Image quality, Tube voltage

## TEŞEKKÜR

Tez alışmamda beni ynlendiren ve desteklerini esirgemeyen danışman hocam Sayın Do. Dr. Eren Şahiner'e, tecrübesiyle ve bilgisiyle yanımda olan ve bana her zaman yol gösteren enstitü müdürümüz Sayın Prof. Dr. Niyazi Meriç'e, tezin hazırlanma sürecinin her aşamasında karşılaştığım sorunlara çözüm bulan ve tez çalışmama katkı sağlayan Sayın Araştırma Görevlisi Engin Aşlar'a ve Sayın ğretim Görevlisi Asena Yalçın'a teşekkür ederim. Ayrıca destek olan tüm Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü personeline teşekkür ederim.

Aynı zamanda tüm çalışmam süresince maddi ve manevi olarak yanımda olan ve yükümü hafifleten aileme, arkadaşlarıma, özellikle bu süreçte benim için çok fazla fedakarlık gösteren eşime, anneme ve oğluma desteklerinden dolayı sonsuz teŐekkürlerimi sunmaktan onur duyarım.

Duygu Yavuz

Ankara, 2020

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	x
1. GİRİŞ .....	1
2. KURAMSAL TEMELLER .....	3
2.1 Dijital Radyografi Sistemleri .....	3
2.2 Bilgisayarlı Radyografi (CR) .....	4
2.3 Dijital Radyografi (DR) .....	5
2.3.1 Direkt (doğrudan) dijital radyografi .....	5
2.3.2 İndirekt (dolaylı) dijital radyografi .....	6
2.4 X-Işını Tüpü .....	7
2.5 X-Işını Oluşum Mekanizmaları .....	8
2.6 Tanısal Radyolojide X-Işını Üretimini Etkileyen Faktörler .....	9
2.6.1 Tüp voltajı (kVp) .....	10
2.6.2 Tüp akımı (mA).....	10
2.6.3 Işınlama süresi (s).....	10
2.6.4 Demet filtrasyonu .....	11
2.6.5 Yarı kalınlık değeri (Half Value Layer, HVL).....	11
2.6.6 Grid.....	11
2.6.7 Odak-hasta mesafesi .....	12
2.6.8 Kolimasyon .....	12
2.6.9 Otomatik ışınlama kontrolü (Automatic Exposure Control, AEC) .....	13
2.7 Görüntü Kalitesi.....	14
2.7.1 Uzaysal ayırma gücü .....	14
2.7.2 Kontrast.....	14
2.7.2.1 Öznel kontrast .....	15

2.7.3 Gürültü .....	15
2.8 Görüntü Kalitesi ve Doz Optimizasyonu.....	16
2.9 Göğüs İncelemeleri .....	17
2.10 Lüminesans.....	18
2.11 Termolüminesans .....	19
2.11.1 Tuzak – yeniden birleşme merkezi .....	20
2.12 Tıpta Kullanılan Dozimetreler .....	21
2.13 Radyasyonun Biyolojik Etkileri .....	22
2.14 Radyasyon Birimleri .....	23
2.14.1 Soğurulan doz.....	23
2.14.2 Işınlama (Exposure) .....	23
2.14.3 Kerma .....	24
2.15 Eşdeğer Doz .....	24
2.16 Etkin Doz .....	26
2.17 Cilt Dozu .....	27
2.18 Ölçüm Protokolleri .....	27
3. MATERYAL ve YÖNTEM .....	29
3.1 Görüntüleme Sistemi.....	29
3.2 Fantomlar .....	30
3.2.1 RANDO (ART) fantom .....	30
3.2.2 PMMA fantom (Polymethyl Methacrylate) .....	31
3.3 İyon Odası .....	32
3.4 TLD-100H (LiF:Mg,Cu,P) .....	32
3.5 TLD-100 (LiF:Mg,Ti) .....	34
3.6 Termolüminesans Dozimetre (TLD) Okuyucu Sistemi .....	35
3.6.1 Paslanmaz çelik TLD tablası .....	35
3.6.2 PTW marka Tldo model TLD fırını .....	36
3.6.3 HARSHAW marka 3500 model TLD okuyucu.....	38
3.7 Kullanılan Yazılım Programları.....	38
3.7.1 ImageJ programı.....	38
3.7.2 Eff.Dose programı .....	39
3.7.3 PCXMC .....	39



<b>3.8 X-Işını Sistem Kalite Kontrol Testleri.....</b>	<b>39</b>
<b>3.8.1 Tüp çıkışı testi .....</b>	<b>40</b>
<b>3.8.2 Tüp çıkışının kVp ile değişimi .....</b>	<b>40</b>
<b>3.8.3 Tüp çıkışının mA ile değişimi .....</b>	<b>40</b>
<b>3.8.4 Tüp çıkışının ışınlama süresi ile değişimi .....</b>	<b>40</b>
<b>3.8.5 Yarı kalınlık değeri (HVL) testi.....</b>	<b>40</b>
<b>3.9 Termoluminesans Dozimetrelerin Ölçüme Hazırlanması .....</b>	<b>41</b>
<b>3.10 Sabit Dedektör Hava Kerma (DAK) Ölçümleri İçin Işınlama Parametreleri</b>	<b>44</b>
<b>3.11 Cilt Giriş ve Cilt Çıkış Şiddet Değerlerinin Bulunması .....</b>	<b>45</b>
<b>3.12 Göğüs Bölgesi için Organ Dozlarının Hesaplanması .....</b>	<b>48</b>
<b>3.13 Görüntü Kalitesi Ölçüm Yöntemleri .....</b>	<b>49</b>
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>51</b>
<b>4.1 Kalite Kontrol Kapsamında Yapılan Tüp Çıkışı Testleri.....</b>	<b>51</b>
<b>4.2 Dozimetrik Ölçümler .....</b>	<b>54</b>
<b>4.2.1 Cilt giriş dozu (ESD) ölçümleri.....</b>	<b>54</b>
<b>4.3 Giriş Dozu (ESD) Ölçümlerinden Etkin Dozun Hesaplanması .....</b>	<b>56</b>
<b>4.4 Görüntü Kalitesi Ölçümleri.....</b>	<b>60</b>
<b>5. SONUÇ ve TARTIŞMA.....</b>	<b>65</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>72</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>77</b>

## SİMGELER DİZİNİ

<b>AEC</b>	<b>Otomatik ışınlama Kontrolü (Automatic Exposure Control)</b>
<b>CR</b>	<b>Bilgisayarlı Radyografi (Computed Radiography)</b>
<b>DAK</b>	<b>Dedektör hava kerma (Detector Air Kerma)</b>
<b>DR</b>	<b>Dijital Radyografi (Digital Radiography)</b>
<b>ECC</b>	<b>Element Düzeltme Katsayısı (Element Correction Coefficient)</b>
<b>ED</b>	<b>Etkin doz (Effective Dose)</b>
<b>ESD</b>	<b>Cilt giriş dozu (Entrance Skin Dose)</b>
<b>FDD</b>	<b>Odak noktası- dedektör arası mesafe (Focus Detector Distance)</b>
<b>FSD</b>	<b>Odak noktası-cilt arası mesafesi (Focus Skin Distance)</b>
<b>HT</b>	<b>Doku veya organdaki eşdeğer doz</b>
<b>HVL</b>	<b>Yarı değer kalınlığı (Half Value Layer)</b>
<b>kV/kVp</b>	<b>Tüp Voltajı / Kilovolt tepe değeri</b>
<b>LiF</b>	<b>Lityum Florür</b>
<b>mA</b>	<b>Miliamper</b>
<b>N</b>	<b>Pikseldeki ortalama x-ışın foton sayısı</b>
<b>PA</b>	<b>Postoanterior</b>
<b>PMMA</b>	<b>Polimetil Metakrilat</b>
<b>RCF</b>	<b>Okuyucu kalibrasyon katsayısı (Reader Calibration Factor)</b>
<b>TFT</b>	<b>İnce film transistör (Thin Film Transistor)</b>
<b>TL</b>	<b>Termolüminesans</b>
<b>TLD</b>	<b>Termolüminesans dozimetre</b>
<b>VI</b>	<b>Visible İndeks</b>
<b>W<sub>R</sub></b>	<b>Radyasyon ağırlık faktörü</b>
<b>W<sub>T</sub></b>	<b>Doku ağırlık faktörü</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Dijital x-ışını teknolojisi.....	3
Şekil 2.2 CR sisteminde ışık uyarımlı fosforların çalışma şeması.....	4
Şekil 2.3 TFT tabanlı doğrudan (direkt) ve dolaylı (indirekt) x-ışını dedektörleri .....	7
Şekil 2.4 X-ışın tüpünün yapısı (kurşun zırh kalınlığı 2 mm'dir) .....	8
Şekil 2.5 Tanısal radyolojide kullanılan gridin konumu .....	12
Şekil 2.6 Bir göğüs duvarının önden (sol) ve yandan (ortada) görünümü ve iyon odası dedektörlerinin konumları .....	13
Şekil 2.7 Lüminesans mekanizmasının elektron geçişini gösteren basit iki seviyeli (bir tuzak bir yeniden birleşme merkezi) enerji band modelinin şematığı .....	21
Şekil 3.1 Alderson RANDO fantom.....	31
Şekil 3.2 PMMA fantom .....	32
Şekil 3.3 Tez kapsamında kullanılan (a) TLD-100H (LiF:Mg,Cu,P) , (b) TLD-100 (LiF:Mg,Ti) .....	34
Şekil 3.4 Kullanılan TLD tablası.....	36
Şekil 3.5 PTW marka Tldo model TLD fırını .....	36
Şekil 3.6 Tavlama programının şematik gösterimi.....	37
Şekil 3.7 Ön ısıtma programının şematik gösterimi .....	37
Şekil 3.8 HARSHAW Marka 3500 Model TLD okuyucu .....	38
Şekil 3.9 Tüp çıkış ölçümleri için kurulan deney düzeneği.....	41
Şekil 3.10 TLD'lerin kalibrasyonu için ışınlama deney düzeneği .....	44
Şekil 3.11 RANDO fantom ölçüm geometrisi .....	46
Şekil 3.12 TLD-100H ve TLD-100 dozimetrelere ait cilt giriş ve cilt çıkış ölçümlerinden elde edilen ışınma eğrileri (*k.b – keyfi birim).....	48
Şekil 3.13 PMMA fantom deney düzeneği .....	50
Şekil 3.14 Görüntü kalitesi değerlendirmesi için hazırlanan PMMA fantomu (Mah vd. 2001) .....	50
Şekil 4.1 Tüp çıkışının tüp voltajı (kVp) ile değişimi .....	51
Şekil 4.2 Tüp çıkışının tüp akımı (mA) ile değişimi .....	52
Şekil 4.3 Tüp çıkışının ışınlama süresi ile değişimi .....	53
Şekil 4.4 Al kalınlığı – ışınlama grafiği.....	54

Şekil 4.5 Cilt giriş dozlarının tüp voltajı (kVp) ile değişimi .....	56
Şekil 4.6 Deneysel ve Eff.Dose programıyla elde edilen etkin doz değerlerinin tüp voltajı (kVp) ile değişimi .....	57
Şekil 4.7 Etkin dozun tüp voltajı (kVp) ile değişimi .....	59
Şekil 4.8 Etkin dozun PCXMC programı ile karşılaştırılması .....	60
Şekil 4.9 Kontrastın farklı tüp voltajları ile değişimi .....	61
Şekil 4.10 Farklı dedektör dozlarında elde edilen VI değerleri ile etkin dozun değişimi .....	63
Şekil 4.11 VI değerlerinin sabit 2.5 µGy dedektör dozunda tüp voltajı ile değişimi ....	64



## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 ICRP 103 (2007) Raporunda önerilen radyasyon ağırlık faktörleri .....	25
Çizelge 2.2 ICRP 103 (2007) Raporunda önerilen doku veya organ ağırlık faktörleri	26
Çizelge 2.3 Avrupa Birliği Komisyonu tarafından göğüs radyografisi için önerilen ışınlama parametreleri (REPORT EUR 16260 EN, 1996) .....	27
Çizelge 3.1 Tez kapsamında kullanılan x-ışını görüntüleme sisteminin özellikleri .....	29
Çizelge 3.2 Dozimetrelerle ait okuma prosedürü .....	35
Çizelge 3.3 Sabit dedektör hava kerma için ışınlama parametreleri .....	45
Çizelge 3.4 TLD-100H ve TLD-100 ile yapılan cilt giriş/cilt çıkış ölçümü .....	46
Çizelge 3.5 Her bir kesitin kütle ağırlık faktörü (Hörnlund 2013) .....	49
Çizelge 4.1 Cilt giriş dozu (ESD)'nin tüp voltajı (kVp) ile değişimi .....	55
Çizelge 4.2 Etkin dozun tüp voltajı ile değişimi (Lima vd 2004*) .....	57
Çizelge 4.3 Hesaplanan eşdeğer doz değerleri .....	58
Çizelge 4.4 Hesaplanan etkin doz (ED) değerleri .....	58
Çizelge 4.5 Etkin dozun ICRP Protokolü ile kıyaslanması .....	59
Çizelge 4.6 Farklı dedektör dozlarına karşılık gelen mAs değerleri .....	62
Çizelge 4.7 VI değerlerinin dedektör dozu ile değişimi .....	63
Çizelge 5.1 Literatürde farklı ışınlama parametrelerinde ve farklı sistemlerde göğüs PA incelemelerinde elde edilen ED ( $\mu$ Gy) değerleri.....	71

## 1. GİRİŞ

Medikal alanda hastalıkların tanı ve tedavisinde iyonlaştırıcı radyasyon yaygın olarak kullanılmaktadır. Radyasyonun, tanı ve tedavi için kullanımında x-ışınları demetinden faydalanılır. Vücut içerisinde doku ve organlar ile etkileşen x-ışınları farklı diferansiyel azalıma sahiptir. Bu azalım farkı, x-ışını görüntüleme sistemleri ile anatomik bilgi taşıyan anlamlı bir görüntüye dönüştürülür. Tanısal radyolojide film-ekran sistemlerin dezavantajlarına çözüm üreten dijital dedektörler kullanılmaya başlanmıştır (Bushberg 2012).

Dijital görüntülemenin en büyük avantajları, görüntülerin sayısal olarak elde edilmesi, işlenmesi ve arşivleme kolaylığıdır. Dijital dedektörler geniş dinamik aralığa sahiptir. Bu özellik, daha iyi görüntü kalitesi elde edilmesine olanak sağlar fakat hasta dozunda artışa sebep olabilmektedir. Film-ekran sistemlerde, çok yüksek doz değerlerine çıkıldığında, görüntünün doyuma ulaşarak bozulmaya uğraması filmlerin bir özelliğidir. Ancak dijital sistemlerde, doz arttığında gürültü azaldığından, klinik görüntü kalitesi iyileştirmesine rağmen hastanın gereğinden fazla radyasyon dozuna maruz kalmasına neden olabilmektedir. Klinik amaç için yararı olmayan, gereksiz hasta dozundan kaçınılmalıdır. Bu nedenle sayısal hesaplamaların ve değerlendirmelerin dikkatli bir şekilde yapılması gerekir. Dijital radyografide hasta dozu ve görüntü kalitesi temel eğitimleri tıbbi fizikçiler, radyologlar ve teknikerler için gereklidir (ICRP 93 2003). ALARA (As Low As Reasonably Achievable, Kabul Edilebilir Alt Sınır) prensibine göre ışınlanma, en iyi görüntü kalitesine göre değil, gerekli olan tanısal bilgileri elde etmek için ayarlanmalıdır. Hasta dozunu azaltmaya yönelik tüm girişimlerde, görüntü kalitesi büyük önem taşır (DIAMOND III Final Report 2004). Düşük doz seviyeleri kontrastın azalmasına sebep olabilmektedir. Bu nedenle doz azalımı, tanısal sonucu tehlikeye sokmayacak şekilde ayarlanmalıdır (Bacher 2006).

Tanısal radyolojide göğüs incelemeleri, yaygın olarak kullanılan radyografi incelemelerinden biridir. ICRU 70 (2003) raporunda (International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU) göğüs incelemelerinin, tüm radyografik incelemelere katkısının %25 olduğu belirtilmiştir. ICRU 70 raporu, göğüs

radıyografisinin klinik yönlerini, temel görüntü kalitesi parametrelerini, gözlemci performansını, görüntü kalitesinin klinik ve alan değerlendirmesini kapsayan bir rapordur (ICRU 70 2003). Göğüs bölgesinin farklı anatomik yapılarına (yumuşak doku, kemik, kas, yağ dokusu, hava) sahip olması göğüs radyografisini zorlaştırmaktadır. Günümüzde birçok klinikte göğüs incelemeleri yüksek kilovoltaj tekniği kullanılarak yapılmaktadır. Ancak yapılan çalışmalar incelendiğinde göğüs incelemeleri için optimum tp voltajı değerinin daha düşük aralıklarda olduğu vurgulanmıştır. Azalan tp voltajı ile klinik görüntü kalitesinin arttığı belirtilmiştir (Moore vd. 2003, Tinberg ve Sjöström 2003, Uffman vd. 2005). Bu bulgular, hastaya verilen radyasyon dozunun sabit bir görüntü kalitesi seviyesinde azaltılması için kullanılabilir. Sonuç olarak tüm tanısal incelemelerde olduğu gibi göğüs incelemelerinde de görüntü kalitesi optimizasyonunun doz ölçümleri ile birlikte yürütülmesi gerekmektedir. Optimizasyon alışmaları klinik kriterlere göre yapılmalıdır.

Bu tez çalışmasında, dijital radyografide yaygın olarak yapılan göğüs incelemelerinde, farklı demet kaliteleri için sabit dedektör dozunda organ dozu, tüm vücut etkin dozu (Effective Dose, ED) ve cilt giriş dozu (Entrance Skin Dose, ESD) hesaplanmıştır. Termolminsans dozimetreler (TLD) kullanılarak elde edilen ESD sonuçları, Eff.Dose programıyla hesaplanıp karşılaştırılmıştır. Etkin doz değerleri PCXMC Monte Carlo tabanlı doz hesaplama programı ile hesaplanıp karşılaştırılmıştır. Hem aynı koşullarda hem de farklı dedektör dozlarında fantom görüntüleri alınmış ve kontrast detay analizleri yapılarak görüntü kalitesi değerlendirilmifir. Çalışmada lmler, LiF:Mg,Ti (TLD-100) ve LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H) dozimetreleri kullanılarak yapılmıştır ve iki dozimetre arasındaki doz ölçümleri kıyaslanmıştır.

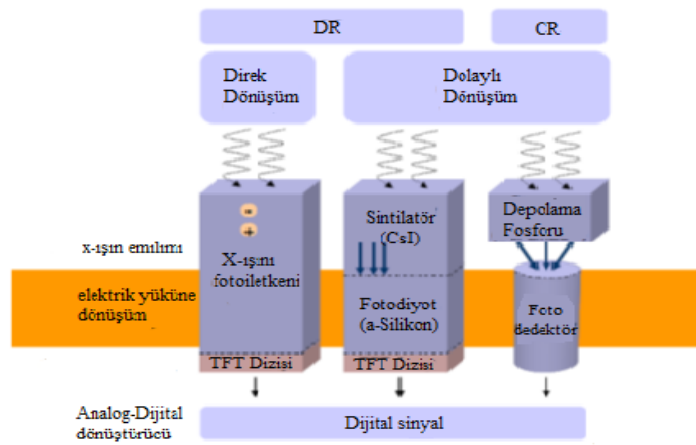
Bu tez dört bölümden meydana gelmiştir. Giriş bölümünde yapılan çalışmayla ilgili kısaca bilgi verilmiştir ve tezin amacı belirtilmiştir. İkinci bölümde literatür bilgilerinden yola çıkılarak kuramsal temeller açıklanmıştır. nc bölüm materyal ve yöntemden oluşmaktadır. Materyal ve yöntem bölümünde tez kapsamında kullanılan tüm cihazlar ve özellikleri, ayrıca çalışma prensipleri anlatılmıştır. Çalışma boyunca izlenen yol ve yapılan ölçümler verilmiştir. Son bölüm ise tartışma ve sonuç bölümüdür. Bu bölümde elde edilen bulgular verilmiş olup, literatürle karşılaştırılarak tartışılmıştır.

## 2. KURAMSAL TEMELLER

### 2.1 Dijital Radyografi Sistemleri

Dijital radyografi sistemleri son yıllarda tıbbi görüntüleme alanındaki en büyük teknolojik gelişmelerden birini temsil etmektedir. Görüntülerin sayısal olarak elde edilmesi, işlenmesi ve saklanması nedeniyle film-ekran sistemlerin dezavantajlarına çözüm sağlamaktadır. Dijital sistemler film-ekran sistemlere göre daha geniş dinamik aralık sunar. Bu avantaj daha küçük kontrast farklılıklarının ayırt edilebilmesi için, değişen doz aralıklarında daha fazla gri seviye oluşturur (Körner vd 2007).

Dijital radyografi sistemleri farklı gri skalalar sunan piksellere sahiptir. Her bir piksel görüntüdeki, tek bir noktaya karşılık gelen gri seviyeyi temsil eder. Gri seviyeleri, siyahtan beyaza kadar olan, gri tonlarının tamamını kapsayan bir dizi ince basamaktan oluşmaktadır. Bu şekilde elde edilen ham görüntüler işlenerek anlamlı bir klinik görüntüye dönüştürülür (Körner vd. 2007). Dijital radyografi sistemleri, üzerine gelen x ışınlarını soğurarak elektriksel sinyallere dönüştürmektedir (Şekil 2.1). Bu sistemler, x-ışını enerjisini elektriksel sinyale dönüştürme sürecine bağlı olarak bilgisayarlı radyografi (Computed Radiography, CR) ve dijital radyografi (Digital Radiography, DR) olmak üzere iki gruba ayrılır.

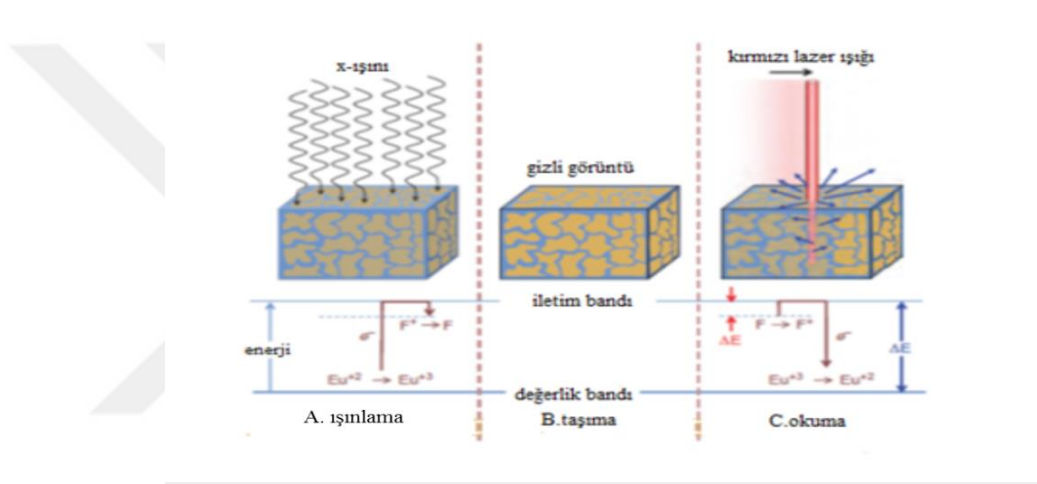


Şekil 2.1 Dijital x-ışını teknolojisi (Oliveira ve Lança 2011)



## 2.2 Bilgisayarlı Radyografi (Computed Radiography, CR)

Bilgisayarlı radyografi sistemleri yapısal olarak film-ekran sistemlerine benzemektedirler. Tipik bir CR görüntüleme plakası Europium (Eu) ile katkılanmış yaklaşık %85 BaFBr ve %15 BaFI'den oluşmaktadır. İçerisine katkılandırılan Eu elektronların kristal içerisinde daha etkin şekilde tuzaklanması için kusurlar yaratır (Bacher 2006, Bushberg 2012). CR dedektörleri, film-ekran kasetlerine benzer boyutta ve görünümde koruyucu bir plakaya yerleştirilmiştir.



Şekil 2.2 CR sisteminde ışık uyarımlı fosforların çalışma şeması (Bushberg 2012)

X-ışınları fosfor kristalleri ile etkileştiğinde, uyarılan elektronlar  $\text{Eu}^{+2}$  atomlarının bir elektron kaybederek  $\text{Eu}^{+3}$  olmalarını sağlar. Uyarılan elektronlar hareketli hale gelir ve bunların bir kısmı F merkezi adı verilen yarı kararlı enerji seviyeleri tarafından yakalanırlar (Şekil 2.2). Fosfor plakasında soğurulan elektronların sayısı, ışınlama sırasında dedektörün her bir yerinde meydana gelen x-ışınlarının yoğunluğuyla orantılıdır. Okuma işlemi sırasında, fosfor tabakası kırmızı lazer ışığı ile tarandığında, F merkezlerinde tuzaklanmış elektronlara enerji aktarılır, elektronlar tuzaklardan ayrılır ve kararlı duruma geçerken görünür bölgede ışık yayınlanır. Yayımlanan bu ışık, fiber optik ışık kılavuzu tarafından yakalanarak foto çoğaltıcı tüpe yönlendirilir ve burada elektronik sinyale çevrilir. Bu sinyal, sayısal verilere dönüştürülerek gri skalada görüntü oluşturulur (Bushberg 2012). Elde edilen görüntü daha sonra bir film ya da elektronik

kopya olarak görüntülenebilir. Bu dijital görüntü ileride tekrar kullanılmak üzere bir optik veya manyetik diskte saklanabilir (Dowsett 2006).

CR fosforundan yayılan mavi ışığın dalga boyu, kırmızı lazer uyarma ışığının dalga boyundan daha küçüktür. Bu nedenle, lazer uyarma ışığı saçılır. Saçılan ışığın fotoçoğaltıcı tüp tarafından algılanmasını önlemek adına fotoçoğaltıcı tüpün önüne optik bir filtre koyulur. Bu filtre kırmızı ışığı durdurur ve yalnızca mavi ışığı geçirir (Bushberg 2012).

### **2.3 Dijital Radyografi (Digital Radiography, DR)**

Mevcut dijital radyografi dedektör malzemeleri arasında, x-ışınını yakalama ve elde edilen görüntü kalitesi olarak farklılıklar vardır (Şekil 2.3). DR sistemler, direkt ve indirekt dijital radyografi olmak üzere iki sınıfa ayrılmaktadır (Dowsett 2006).

#### **2.3.1 Direkt (doğrudan) dijital radyografi**

Doğrudan dijital radyografi sistemleri, dedektör üzerine gelen x-ışını enerjisini ince film transistör dizisi kullanarak doğrudan elektriksel yüke dönüştürür. Foto iletken malzeme olarak genellikle, elektron-hole çiftleri yaratan ve yarıiletken bir malzeme olan amorf-selenyum (a-Se) kullanılır. Amorf-selenyum uygun x-ışını algılama özelliklerine ve oldukça yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Selenyum radyasyona maruz kaldığında elektriksel iletkenliğini radyasyonun şiddeti ile orantılı olarak değiştirir (Dowsett 2006).

İlk olarak, selenyum yüzeyine bir elektrot tabakası üzerinden homojen bir elektrik alan uygulanır ve x-ışınları ile a-Se kristali etkileşerek elektron-hole çiftleri oluşturur. Serbest elektronlar selenyum kristali tarafından soğurularak kristal yüzeyine hareket ederler. Son olarak oluşan yük, elektriksel olarak algılanır ve ince film transistöre bağlı kapasitör tarafından depolanarak dijital bir sinyale dönüştürülür. Veriler 14 bit derinlikte yakalanır, 12 bit kadarı sayısallaştırılır. a-Se dedektörü nem ve sıcaklık

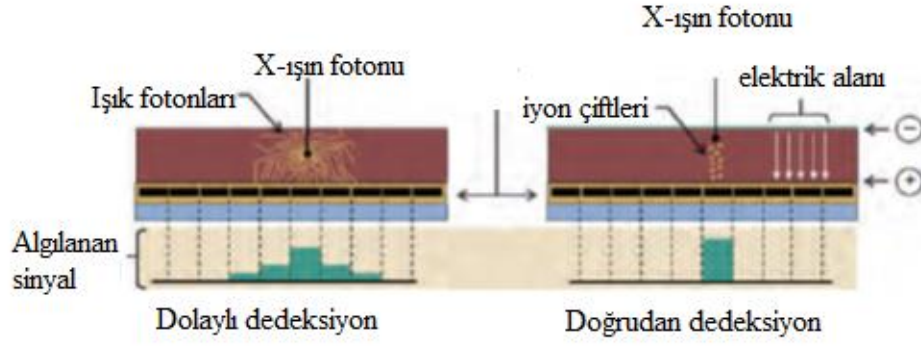
değişimlerine karşı oldukça hassastır. Bu nedenle çevre koşullarına karşı kapsamlı bir koruma gerektirir (Dowsett 2006).

### **2.3.2 İndirekt (dolaylı) dijital radyografi**

Dolaylı dijital radyografi sistemleri, dedektöre gelen x-ışınları sintilasyon kristalinde ışık fotonlarına dönüştürülür. Daha sonra oluşan bu ışık fotonları fotodiyotta elektriksel sinyale çevrilir. Bu dedektörlerde, film-ekran ve görüntü güçlendirici yaygın olarak kullanılan gadolinyum oksisülfat ( $Gd_2O_2S$ ) ve sezyum iyodür (CsI) fosfor sintilatörleri kullanılır. Bu fosforlar x-ışını fotonlarıyla etkileştiğinde, ışık üreten görüntü güçlendirici tabaka olarak kullanılırlar. Fotodiyot/fosfor katmanları, direkt dönüşümlü sistemlerde kullanılan a-Se foto iletken malzemenin yerini alır. X-ışınları sintilatöre çarptığında, x-ışını akısıyla orantılı olarak ışık fotonları oluşur. Bu görünür ışık fotonları, fotodiyot dizisi tarafından elektrik yüküne dönüştürülür ve burada depolanır. İnce film transistöre (Thin Film Transistor, TFT) bağlı kapasitörler tarafından okunur ve analog-dijital dönüştürücülerde sayısala çevrilir (Dowsett 2006).

Fosfor malzemesi kullanan bütün indirekt dijital radyografi sistemleri, ışık enerjisinin bir kısmını saçılma nedeniyle kaybeder. Saçılma ışığın, sintilatörün kalınlığına eşit ya da daha büyük mesafeler boyunca yanal olarak yayılmasına neden olur. Böylece tek bir x-ışını foton etkileşmesinden üretilen ışık fotonları bir dizi yakın piksel merkezine yayılabilir ve bu da bulanıklığa sebep olarak uzaysal çözünürlüğün azalmasına neden olur (Bushberg 2012).

Bazı üreticiler, ışık saçılımı problemini azaltmak için görüntü güçlendirici teknolojisiyle geliştirilen yapılandırılmış sintilatör kullanmaktadır. Bu dedektörlerde kullanılan yapılandırılmış CsI:Tl kristali ışık fotonlarının farklı açılarda saçılmasını önler ve ışığın düz bir yol üzerinde ilerlemesini sağlar (Dowsett 2006).

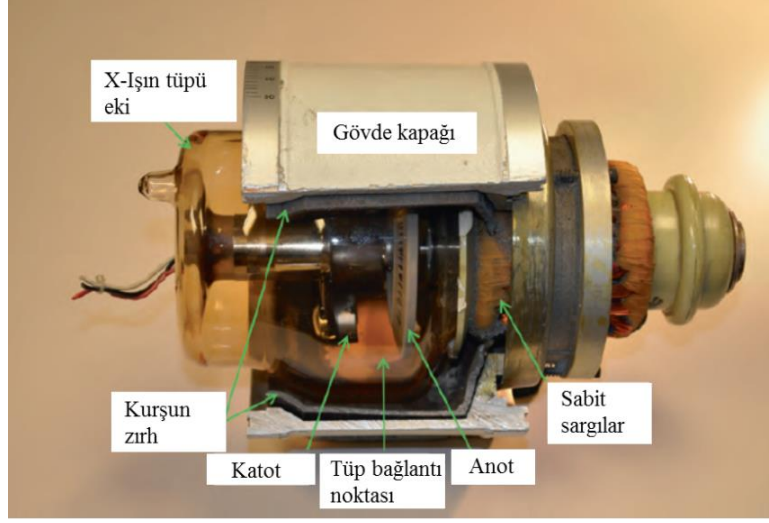


Şekil 2.3 TFT tabanlı doğrudan (direkt) ve dolaylı (indirekt) x-ışını dedektörleri (Bushberg 2012)

## 2.4 X-Işın Tüpü

X-ışın tüpü, içerisinde anot ve katot olmak üzere iki elektrot bulunduran vakumlanmış bir cam tüpten oluşmaktadır (Şekil 2.4). Katotta üretilen serbest elektronlar, katot-anot arasına uygulanan yüksek gerilimle hızlandırılır. Yüksek hızlara ulaştırılan elektronlar anota (hedef malzeme) çarptırılırlar ve hedef malzemenin atomları ile etkileşmeleri sonucu x ışınları oluşmaktadır (Bor 2014).

X-ışınlarının üretiminde, hedef malzeme olarak genellikle tungsten ( $Z=74$ ) kullanılmaktadır. Tungsten yüksek atom numarası ve yüksek erime noktasıyla en fazla tercih edilen hedef malzemedir. Ayrıca tungstenin bremsstrahlung x-ışını üretimi, atom numarası düşük elementlere göre daha fazladır (Bushberg 2012).



Şekil 2.4 X-ışın tüpünün yapısı (kurşun zırh kalınlığı 2 mm'dir) (Bushberg 2012)

## 2.5 X-ışını Oluşum Mekanizmaları

X-ışınlarının meydana gelmesinde hedef madde atomları ile etkileşmeye bağlı olarak iki tür mekanizma vardır. Hedef içerisinde hareket eden negatif yüklü elektron, hedef maddenin çekirdeğinin yakınından geçerken, çekirdeğin pozitif alanından etkilenerek yolundan sapar ve bu sapma sonucu yavaşlar. Kinetik enerjisinde bir azalma meydana gelir. Bu enerji azalımı bir x-ışın fotonu olarak salınır. Bu fotonun enerjisi elektronun enerjisine, elektron-çekirdek arasındaki mesafeye ve etkileşen çekirdek yüküne bağlıdır (Bor 2014). Mesafe arttıkça etkileşim azalır (Bushberg 2012). Bu şekilde oluşan radyasyona bremsstrahlung/frenleme radyasyonu denir. X-ışın üretiminin verimliliğini etkileyen ana faktörler hedef malzemenin atom numarası ve elektronların kinetik enerjisidir. Bremstrahlung üretiminin neden olduğu enerji kaybının tanısal x-ışını aralığında (20 ile 150 kV), çarpışma sonrası (uyarma yada iyonizasyon) yaklaşık oranı Eşitlik 2.1'deki gibi ifade edilir:

$$\frac{\text{Radiative enerji kaybı}}{\text{çarpışma sonrası enerji kaybı}} = \frac{E_K Z}{820,000} \quad (2.1)$$

Burada,  $E_K$  gelen elektronların keV cisinden kinetik enerjisi, Z hedef malzemenin atom numarasını ifade eder. Radyoloji sistemlerinde kullanılan en yaygın hedef malzeme daha öncede belirtildiği gibi tungstendir ( $Z=74$ ). Örneğin 100 keV'lik elektronların tungsten hedefe çarpması sonucu  $(100*74)/820,000=0,009=\%0,9$  oranında enerji kaybı elde edilir. Hedef malzemeye gelen elektronun enerjisinin yaklaşık olarak %99'u ısıya ya da düşük enerjili elektromanyetik radyasyona dönüşür (Bushberg 2012).

X ışınlarının oluşumundaki diğer mekanizma ise karakteristik x-ışınlarıdır. Bu etkileşme, iyonizasyon olayına dayanmaktadır ve hedef atomun iç yörüngelerinde meydana gelmektedir. En yüksek bağlanma enerjisine sahip en içteki yörünge K yörüngesidir. Bunu aşamalı olarak daha az bağlanma enerjisine sahip L,M,N kabukları takip etmektedir. Etkileşme en fazla K yörünge elektronları ile gerçekleşir. Hedef üzerine gönderilen elektronun enerjisi, eğer yörünge elektronun bağlanma enerjisinden büyükse, elektron yörüngesinden kopar ve geride bir boşluk kalır. Bu boşluk bir üst yörüngeden, genellikle L yörüngesinden gelen bir elektronun K yörüngesine geçmesiyle doldurulur. Bu geçiş esnasında K ve L yörüngelerinin bağlanma enerjilerinin farkına eşit bir x-ışın fotonu salınır. Buna karakteristik x-ışınları denir. Burada fotonun enerjisi hedef malzemeye bağlıdır. Tungsten için;  $E_K-E_L= 69,5 \text{ keV}-10,2 \text{ keV}=59,3 \text{ keV}$  geçişi karakteristik x ışını üretir (Bushberg 2012).

## **2.6 Tanısal Radyolojide X-Işını Üretimini Etkileyen Faktörler**

X-ışın tüpünün verimi genellikle kalite, kantite ve ışınlama olmak üzere üç temel tanım ile açıklanır. Kalite, x ışın demetinin gıcılığı, kantite, x-ışını foton sayısını ifade eder ve ışınlama ise x-ışını enerji akısı ile orantılıdır. Tüp voltajı (kVp), tüp akımı (mA), ışınlama süresi (s), demet filtrasyonu, anot hedef materyali gibi parametreler x-ışını üretimine etki eden parametrelerdir (Bushberg 2012).

### **2.6.1 Tüp voltajı (kVp)**

Tüp voltajı, x-ışın spektrumunun en yüksek enerjisini belirlemektedir ve x-ışınlarının üretim etkinliği tüp voltajına bağlıdır. Tanısal incelemelerde 50 - 140 kVp enerji aralığı kullanılmaktadır. Işınlama, tüp akımının karesi ile orantılı olarak değişir (Bushberg 2012).

Tüp voltajının artmasıyla demet giriciliği artmaktadır ve buna bağlı olarak hasta cildinde soğurulan düşük enerjili foton sayısı azalmaktadır. Aynı hasta kalınlığı ve aynı tür incelemeler için, azalan tüp voltajı hasta dozunun artmasına neden olabilmektedir. Bunun sonucu olarak düşük tüp voltajlarında (kV) obje kontrastı artar. Bu nedenle tüp akımı, yapılacak incelemeye göre seçilmelidir. Örneğin kemik görüntülemelerde düşük kV kullanılır. Düşük kV hastada fotoelektrik etkileşmeyi artırarak kontrastın artmasına neden olur. Fakat akciğer incelemelerinde ve yumuşak dokunun önemli olduğu toraks incelemelerinde yüksek tüp voltaj (120 kVp) tercih edilir. Böylece fotoelektrik etkinin bir sonucu olarak, kaburga kemiklerinin görüntüde çıkararak istenen klinik görüntüyü bozması önlenir (Bushberg 2012).

### **2.6.2 Tüp akımı (mA)**

Birim zamanda katottan anota hareket eden elektron miktarını ifade eder. X- ışın şiddeti mA ve ışınlama süresi ile değişir. Işınlama, belirli bir kV ve demet filtrasyonu için tüp akımı ile orantılıdır. Konvansiyonel radyografide tüp akımı 50 ile 400 mA arasında değişmektedir (Bushberg 2012). Tüp akımının artırılması ile demet giriciliği değişmediği için, x-ışın demetinin kalitesi yani enerjisi değişmez (Dowsett 2006).

### **2.6.3 Işınlama süresi (s)**

Işınlama süresi, x-ışını üretim süresidir. Radyografide optimum kalite, tüp akımı ve ışınlama süresi arasında dengelenerek elde edilir. Genellikle hasta veya organ hareketini

en aza indirmek için yüksek mA'ler seçilir ve ışınlama süresinin mümkün olduğunca az olması sağlanır (Bushberg 2012).

#### **2.6.4 Demet filtrasyonu**

Filtrasyon, x-ışın demeti üzerindeki düşük enerjili fotonları engelleyerek, x-ışının şiddetini (kantitesini) ve ortalama enerjisini (kalitesini) değiştirir. Filtrasyon, demetin ortalama enerjisinin artmasına, dolayısıyla demet kalitesinin artmasını sağlar (Bushberg 2012).

Sistemin filtrasyon değeri, hem ek hem de tüpün doğal filtrasyonunun toplamı olarak tanımlanır. Alüminyum (Al) filtre konvansiyonel radyografide yaygın olarak kullanılan filtre malzemesidir ve x-ışını tüpünün doğal filtrasyonu 1,2 ile 1,5 mm Al dur. Bu doğal filtre en az 2,5 mm Al'a tamamlanır. En düşük filtrasyona ek olarak filtre eklemek hasta cilt dozunu azaltır fakat filtre eklemek kritik bir olaydır. Gereğinden fazla filtre dedektöre ulaşan faydalı bilgilerin ortadan kaldırılmasına neden olabilmektedir (Bushberg 2012).

#### **2.6.5 Yarı değer kalınlığı (Half Value Layer, HVL)**

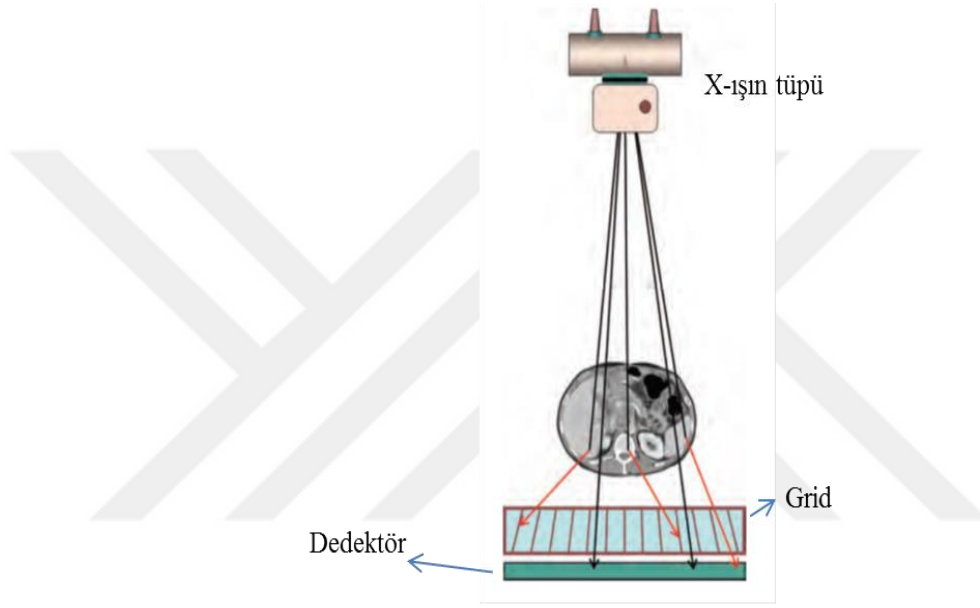
Yarı değer kalınlığı, x-ışın demetinin yoğunluğunu başlangıç değerinin yarısına indirmek için gerekli olan Al kalınlığı olarak ifade edilir. Dar demet geometrisi koşulu altında ölçüldüğünde, x-ışını demet kalitesinin pratik ölçüsüdür. Dar demet geometrisi, saçılan fotonların dedekte edilmesini önlemek amacıyla tasarlanmıştır (Bushberg 2012). Demetin enerjisi arttığında HVL değeri artar. Çünkü demet girciliği artmış olduğundan, onu yarı kalınlığa düşürmek için Al kalınlığı arttırılmalıdır.

#### **2.6.6 Grid**

Grid, saçılan ışınların görüntüye ulaşmasını önlemek amacıyla radyografi uygulamalarında yaygın olarak kullanılır. Temel saçılma kaynağı olan hasta ve dedektör



arasına yerleştirilir (Şekil 2.5) Grid, yan yana sıralanmış birçok şeritten oluşur ve bu şeritler genellikle kurşundan yapılmıştır. Grid ile odak noktasının hizalanması, gridin verimli çalışması için çok önemlidir. Hizalamadaki hatalar, grid performansını düşürebilir ve görüntüde kusurlara neden olabilir (Bushberg 2012). Saçılmaya ek olarak birincil radyasyonun önemli bir kısmını zayıflatabilir (ICRU 70 2003).



Şekil 2.5 Tanısal radyolojide kullanılan gridin konumu (Bushberg 2012).

### 2.6.7 Odak-hasta mesafesi

Tüp ile hasta arasındaki mesafe artırılarak, x-ışın şiddeti uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalacağından, hasta giriş dozunun azalması sağlanmaktadır (Bushberg 2012).

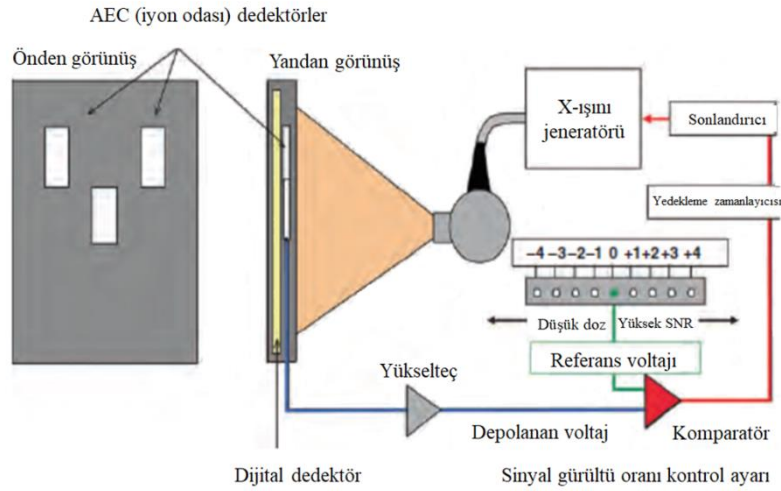
### 2.6.8 Kolimasyon

X-ışın demetinin yalnızca incelenecek alana göre sınırlandırılmasıyla, hastaların gereksiz yere fazla doz almaları engellenir. Bu nedenle x-ışın kaynağı ile hasta arasında bulunan kurşun kolimatörler kullanılır. Kolimatörler, x-ışını alanının boyutunu ve şeklini ayarlamaktadır (Bushberg 2012).

## 2.6.9 Otomatik ışınlama kontrolü (Automatic Exposure Control, AEC)

AEC, hastaya özgü değişen kalınlık ve vücut içerisindeki azalım farklılıklarını orantılayarak, ışınlama esnasında kVp, mAs gibi ışınlama parametrelerini kontrol etmektedir. Dedektör dozunu sabit tutarak, hasta dozu ve görüntü kalitesi bakımından optimum koşulu sağlamaktadır. Radyografide manuel ışınlama süresi ayarları yerine genellikle otomatik ışınlama kontrolü sistemi kullanılır ve ışınlama süresinin AEC tarafından seçilmesi sağlanır. AEC dedektörü (iyon odası), dedektörden önce, hasta ve gridden sonra olacak şekilde konumlandırılır (Şekil 2.6). İyon odaları, dedektöre ulaşan radyasyon miktarını ölçer ve önceden belirlenmiş ışınlama değerini algıladığında otomatik olarak ışınlamayı keser (Bushberg 2012).

Akciğer bölgesi farklı anatomik yapılar (kemik, yumuşak doku, hava) içerir. X-ışını soğurma özellikleri farklılık gösteren kemik ve akciğerler için bucky üzerinde üç farklı iyon odası bulunur ve bu sayede farklı dokulardaki x-ışını azalım farklılığı dengelenmiş edilmiş olur.



Şekil 2.6 Bir göğüs duvarının önden (sol) ve yandan (ortada) görünümü ve iyon odası dedektörlerinin konumları (Bushberg 2012)

## **2.7 Görüntü Kalitesi**

Bir görüntünün tanısal kalitesi öznel bir ölçümdür. Tüm x-ışını görüntü bilgilerini kaydetmekte yetersiz olan bir görüntüleme sistemi, önemli tanısal detayları kaçıır (Dowsett 2006). Görüntü kalitesini tanımlayan üç ana parametre vardır. Bunlar; uzaysal ayırma gücü, kontrast ve gürültüdür.

### **2.7.1 Uzaysal ayırma gücü**

Bir görüntüleme sisteminin, görüntüdeki küçük ve birbirine yakın iki farklı objeyi ayrı ayrı gösterme yeteneğini ifade etmektedir. Tanısal görüntülemelerde milimetre başına düşen çizgi çifti (çç/mm) olarak tanımlanır. Genel olarak en yüksek uzaysal ayırma gücü piksel boyutu ve piksel aralığı ile sınırlıdır. Ayırma gücü x-ışını tüpünden, hasta hareketinden ve kayıt ortamından (film, görüntü plakası, video, dijital bilgisayar) etkilenmektedir (Bushberg 2012).

### **2.7.2 Kontrast**

Kontrast, dokularda, x-ışınlarının diferansiyel azalımına bağlı olarak elde edilmektedir. Hasta dokusundaki ince farklılıkları görüntü bilgisine dönüştürme yeteneğidir ve bir görüntüleme sisteminin en önemli özelliklerinden biridir (Bacher 2006). Aralarında çok az azalım ya da yoğunluk farkı olan, birbirine benzer iki objenin görüntü üzerinde ayırt edilebilmesi kontrasta bağlıdır (Bor 2014). Yalnızca sistem performansından değil, aynı zamanda farklı dokuların fiziksel özelliklerinden, x-ışın demetinin girciliğinden, saçılan radyasyon miktarından ve dedektör hassasiyetinden etkilenir (Dowsett 2006). Görüntüleme sistemlerinde, kontrastı etkileyen en önemli parametrelerden biri hastadan saçılan x-ışınlarıdır. Bu nedenle artan tüp voltajı, hastada görüntülenecek bölge için açılan x-ışın alanının büyük olması, artan hasta kalınlığı saçılan x-ışın miktarının artmasına sebep olur. Bu da kontrastın bozulmasına yol açmaktadır.

### 2.7.2.1 Öznel kontrast

X-ışın demetinin hasta ile etkileştikten sonra, dedektörde algılanmadan önce meydana gelen sinyal temel kontrasttır. Görüntüleme sırasında hasta üzerine yaklaşık homojen bir x-ışını demeti gelir ve bu demet, doku ve organlarda farklı mekanizmalarla (fotoelektrik, compton gibi) etkileşerek azalıma sebep olur. Bu azalım farkı görüntü sinyalini oluşturur. X-ışını ile obje arasındaki bu temel etkileşme öznel kontrast olarak tanımlanır (Bushberg 2012).

Öznel kontrast;

$$C_s = \frac{(A-B)}{A} \quad (2.2)$$

$C_s$ = Öznel kontrast

A= Objeye etrafından geçen x-ışını

B= Objeden geçen x-ışınları

Öznel kontrastın bağlı olduğu faktörler şöyledir; (Dowsett 2006)

- Dokunun etkin atom numarası ( $Z_{eff}$ )
- X-ışını demetinin enerjisi (keV)
- X-ışın filtrasyonu
- Doku içindeki saçılmalar
- Doku kalınlığı (x)
- Doku yoğunluğu
- Dokudaki elektron yoğunluğu
- Dokunun azalım katsayısı ( $\mu$ )

### 2.7.3 Gürültü

Tanısal incelemelerde görüntü kalitesini etkileyen bir diğer faktör gürültüdür ve görüntüde obje ile ilgisi olmayan kusurların ortaya çıkmasına neden olur. Görüntüleme hasta dozunun artırılması yani daha fazla foton kullanılması gürültüyü

azaltır. Ancak radyolojik incelemelerde temel amaç hasta dozunu artırmadan gürültünün azaltılmasıdır (Bor 2014).

Anatomik gürültü, hasta anatomisi tarafından oluşturulan ve görüntüde her zaman var olan etkidir. Bu etki, tanı için gerekli olmayan bir durumdur. Anatomik gürültü, normal dokudaki küçük lezyonların dedekte edilmesini zorlaştırarak kontrast ayırma gücünün azalmasına neden olur (Bacher 2006). Örneğin göğüs incelemelerinde, akciğer anatomisi ve mediasten, değerlendirilmesi gereken bölgelerdir ve kaburgalar anatomik gürültü kaynağıdır. Dual enerji teknikleri ile yalnızca yumuşak doku kontrastını ortaya çıkararak, kaburga ve kemiklerin görüntüde anatomik gürültüye neden olması azaltılabilmektedir (Bushberg 2012).

## **2.8 Görüntü Kalitesi ve Doz Optimizasyonu**

Görüntü kalitesi dijital dedektörlerde önemli bir rol oynar. X-ışını içeren tüm radyolojik incelemeler, hastaya radyasyon dozu verir. Radyasyon dozuna maruz kalmanın malignite riskini ve belirli bir eşik değerinin üzerinde ise deterministik etki olasılığını artırdığı bilinmektedir. Bu nedenle hasta dozu mümkün olduğu kadar düşük tutulmalıdır. Diğer yandan, çok düşük ışınlama seviyeleri kullanıldığında görüntü kalitesi ciddi derecede azalmaktadır. Bu nedenle hasta dozu ve görüntü kalitesi arasında optimizasyon sağlanmalıdır. Son optimizasyon prosesleri ICRP 103 (2007) raporunda açıklanmıştır ve Avrupa Birliği Konseyi direktifi tarafından uygulanmaktadır (European Union Directive, Euratom). ALARA prensibine göre, ışınlanma, mümkün olan en iyi görüntü kalitesine göre değil, gerekli tanısal bilgileri elde etmek için ayarlanmalıdır. Dozu azaltmaya yönelik tüm girişimlerde, görüntü kalitesi kritiktir. Bu nedenle doz azalımı, tanısal sonucu tehlikeye sokmamalıdır. Sonuç olarak bir radyografik işleyişi optimize ederken görüntü kalitesini takip etmek hayati önem taşır (Bacher 2006).

Optimizasyon klinik kriterlere göre uygulanmalıdır. Bu nedenle optimizasyon stratejileri, organ alanına, klinik probleme ve gerekli olan görüntü kalitesi sınıfına

bağlıdır. Görüntü kalitesi ve doz optimizasyonu referans bulgulardan, tanı kalitesine kadar tüm teşhis zincirini içermelidir (DIAMOND III Final Report 2004).

## 2.9 Göğüs İncelemeleri

Göğüs radyografisi genel olarak dünyada en sık yapılan tanısal incelemelerin başında gelir ve farklı anatomik yapılara (yumuşak doku, kemik, hava) sahip olmasından dolayı teknik olarak en zor incelemelerden biridir. Göğüs bölgesi rutin olarak görüntülenen en kalın ve en büyük vücut kısımlarındandır. Yetişkinlerde tipik görüntüleme alanı özellikle geniş vücut görünüşüne sahip hastalar için genellikle 40 cm'yi aşmaktadır. Bu geniş görüş alanı, dedektörün tüm alan boyunca sürekli ve homojen bir tepki vermesine zorlayıcı kısıtlamalar getirebilmektedir (Ravin ve Chotas 1997). Göğüs radyografisinde, yüksek x-ışını foton enerjisinin, kalın vücut kısmı ve geniş görüş alanı ile birlikte kullanılması, diğer x-ışını görüntüleme yöntemlerine kıyasla çok daha fazla miktarda saçılan radyasyona neden olmaktadır (Floyd vd 1992). Saçılan radyasyon miktarının artması, kontrastın azalmasına ve görüntünün doğal kalitesinin bozulmasına neden olurken aynı zamanda görüntüde gürültünün artmasına sebep olmaktadır. Kontrasttaki azalma dijital radyografide işleme sonrası kısmen giderilebilirken, saçılan radyasyonun görüntü gürültüsüne olan katkısı kolayca düzeltilemeyebilir (Niklason vd 1981).

Akciğer incelemelerinde kaburgalar, akciğer alanının %75'ini kaplar. Bu nedenle bu incelemelerde kaburgalar, akciğer damarları, kalp ve diyafram gibi farklı anatomik yapılar, anatomik gürültü olarak kabul edilir. Akciğer görüntüsünün önemli bir kısmı kalp ve diyafram bölgesine yansıtılır bu da potansiyel akciğer lezyonlarının kontrastını etkiler. Akciğer lezyonlarının göğüs grafilerinde belirlenmesi özel bir endişedir. Bir lezyonun bulunduğu anatomik yapıya benzerliği, lezyonun göze çarpmasını zorlaştırabilir. Bu olay, lezyonlar geriye dönük izlenebilse de, göğüs radyografilerinde akciğer (pulmonary) lezyonlarının %30 oranında gözden kaçmasına neden olabilir (McAdams vd 2006). Akciğer grafilerinde, doğal kontrast temelinde ve hatta saçılan radyasyon varlığında bile 3 mm çapındaki bir lezyon görülebilmelidir. Ancak, anatomik gürültünün etkisiyle, yaklaşık 8 mm'den daha küçük lezyonların saptanması nadirdir (McAdams vd 2006).

Dual (çift) enerjili görüntülemenin temel prensibi, aynı anatomik bölgenin iki ayrı enerji düzeyinde görüntülenmesini sağlamak ve dokuların farklı enerji seviyelerindeki farklı davranışlarını kullanarak onların birbirinden ayırt edilmesidir. Dual enerji tekniği ile akciğer incelemelerinde, kemik üzerindeki anatomik gürültü ortadan kaldırılarak, akciğer lezyonlarının daha iyi belirlenmesi sağlanabilir (Hartman 1997).

## 2.10 Lüminesans

Lüminesans, atom veya molekülün, radyasyon gibi bir dış kaynaktan enerji soğurduktan sonra uyarılması ve atom veya molekülün taban durumuna geri dönerken, uyarılmış durum ile taban durumu arasındaki enerji farkı kadar salınan elektromanyetik radyasyonun görünür bölgedeki kısmı olarak tanımlanmaktadır. Lüminesans düşük sıcaklıklarda da gözlenebilmektedir (Şahiner 2015).

Yayımlanan ışık, elektron taban enerji seviyesine geri döndüğünde, soğurulan enerji ve ışığın yayılması arasında karakteristik bir zamana göre sınıflandırılabilir. Bozunum süresi  $10^{-8}$  saniyeden azsa, bu olay floresans olarak adlandırılır. Eğer soğurulan enerji ile ışığın yayılması arasındaki süre  $10^{-8}$  s'den büyükse, bu olay fosforesans olarak bilinir.

Lüminesans olayı enerji-band modeline göre açıklanabilir. Bu modelde elektronların band olarak isimlendirilen farklı enerji seviyelerinde bulunduğu kabul edilmektedir. Katı bir malzemede lüminesans olayı yalıtkanlarda ve yarı iletkenlerde meydana gelir (Şahiner 2015). Katı malzemede, saf yarı iletkenlerde ve yalıtkanlarda mutlak sıcaklıkta (0 K) elektronlarla tamamen dolu olan değerlik (valans) bandı ve daha yukarı seviyede bulunan iletkenlik bandından oluşmaktadır. Bu iki band aralığında ise yasak enerji aralığı bulunmaktadır ve yasak enerji aralığında elektron bulunamaz. Fakat malzeme içerisine katkılanırılan elementler ya da kristal örgüdeki bazı safsızlıklar ve kusurlar nedeniyle bu yasak enerji bölgesinde yarı kararlı enerji seviyeleri (donor/acceptor seviyeleri) oluşur. İyonize radyasyon malzemeye geldiğinde, yasak enerji bandı aralığından yüksek enerjiye sahip olan elektronlar, değerlik bandından

iletkenlik bandına geçerler. Geride, kristal örgü içerisinde taşınabilen, hol ya da deşik adı verilen elektron boşluğu bırakırlar. İletim bandına geçen elektronlar, yeniden değerlik bandına dönmeleri durumunda, malzemedeki tuzaklarda yakalanarak tuzaklanırlar. Holler ise değerlik bandının yakın komşuluğundaki hole tuzaklarında tuzaklanırlar. Tuzaklardaki elektronların ısı ya da ışık gibi bir dış kaynakla uyarılmasıyla tetiklenen elektronlar yeniden iletim bandına geçer ve değerlik bandına geri dönerken lüminesans (yeniden birleşme) merkezinde yeniden birleşerek foton (ışık) salar. Bu olay lüminesans olarak adlandırılmaktadır (Bos 2007).

Elektronun tuzakta kalma süresi ortalama ömür ( $\tau$ ) olarak adlandırılır ve tuzağın derinliği ile orantılıdır. Kararsız tuzaklar iletim bandına en yakın sığ tuzaklardır ve dolayısıyla aktivasyon enerjileri derin tuzaklara göre daha düşüktür. Derin tuzaklar daha kararlı yarı enerji seviyeleri olduğundan, bu tuzakları boşaltmak için daha yüksek enerji ve sıcaklık gerekir. Sığ tuzaklar ise oda sıcaklığında belirli bir süre sonra kendiliğinden sönmünebilir (Meriç 2014).

## **2.11 Termolüminesans (TL)**

Termolüminesans, daha önceden iyonize radyasyona maruz kalmış yarıiletken veya yalıtkan bir katı malzeme termal olarak uyarıldığında gözlenen bir lüminesans olayıdır. Isıtılan cisimlerin ışıması olayı ise akkorluk olarak adlandırılır. Bir katı, yüksek sıcaklıklarda, (örneğin 200 C'nin üzerinde) artan bir sıcaklıkla birlikte ışık (kırmızı ötesi) yayınlar. Bu olay, termal veya kara cisim ışıması olarak bilinir (Bos 2007).

Madde soğutulup başka bir zaman tekrar ısıtıldığında yeniden ışık yayamaz. Ancak iyonize radyasyonla tekrar uyarılırsa yeniden ışık üretebilir. Bir TL malzemenin radyasyon enerjisini soğurma kapasitesi, prensip olarak onun dozimetrik uygulamalar için kullanımını belirleyen en önemli parametlerden biridir (Bos 2007).

TL üretimi için aşağıdaki üç temel koşul sağlanmalıdır;

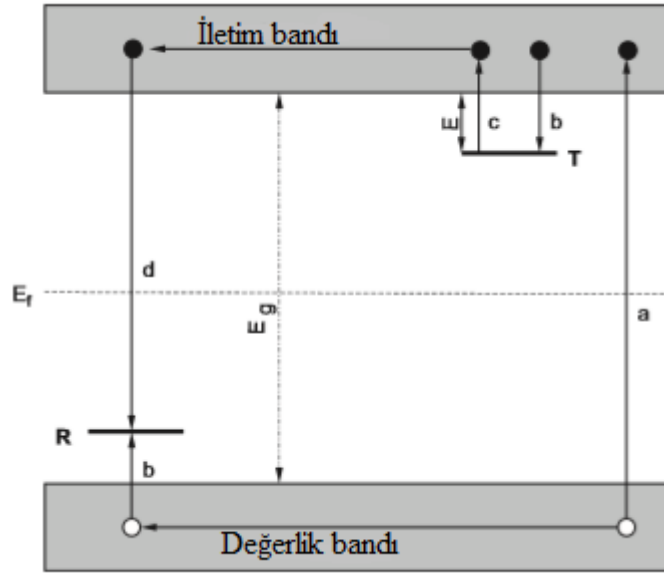


- 1- Malzeme yalıtkan ya da yarıiletken olmalıdır (Metaller lüminesans özellik göstermezler).
- 2- Malzeme iyonize radyasyona maruz kaldığı sırada yeterince enerji soğurmalıdır.
- 3- Lüminesans malzemenin ısıtılmasıyla tetiklenir (Bos 2007).

Bu nedenle bir termolüminesans materyal iyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldığı sırada enerji soğuran materyaldir. Depolanan bu enerji, malzeme ısı ya da ışık gibi bir uyarım yardımıyla uyarıldığında görünür ışık şeklinde salınır (Bos 2007).

### **2.11.1 Tuzak – yeniden birleşme merkezi**

TL modeli, Şekil 2.7’de gösterildiği gibi katıların enerji band teorisiyle açıklanabilir. Basit bir TL modelinde, biri iletkenlik bandının altında diğeri değerlik bandının üzerinde olan iki seviye vardır. Bu seviyelerin, yeniden birleşme merkezi R (hollerin bu seviyede tuzaklanmış oldukları kabul edilebilir) ve tek bir tuzaktan T (elektron tuzacı seviyesi) oluştuğu varsayılır. Koyu renkli daireler elektronları, açık renkli daireler hollerini temsil etmektedir. Yalıtkan ya da yarı iletken malzeme iyonize radyasyon ile uyarıldığında elektronlar değerlik bandından iletim bandına doğru hareket ederler ve değerlik bandında hole adı verilen elektron boşlukları bırakırlar (a geçişi-elektron ve hollerin oluşumunu temsil etmektedir). İletkenlik bandında fazla kalamayan serbest elektronlar bu uyarılmış seviyeden değerlik bandına tekrar dönerken, iletim bandının hemen yakın komşuluğunda bulunan farklı derinlikteki tuzaklarda tuzaklanırlar. Bu geçişler, değerlik bandının hemen yakın komşuluğunda yer alan hol tuzakları için de geçerlidir (b geçişi- elektronların ve hollerin, elektron ve hol tuzaklarında tuzaklanması). Malzemede soğurulan radyasyon miktarı ile tuzaklanan elektron sayısı orantılıdır. Malzeme ısıtıldığında, tuzaklanan elektronlar yeterli enerjiyi alarak iletim bandına geçerler (c geçişi). İletim bandından hareket eden elektronların yeniden birleşme merkezlerine geçerken (d geçişi), iki enerji seviyesi arasındaki enerji farkı kadar ışık yayınlanması olayı termolüminesans olayıdır. Bunun sonucunda elde edilen TL şiddeti, soğurulan radyasyon dozunun miktarı ile ilgili bilgi verir (Bos 2007).



Şekil 2.7 Lüminesans mekanizmasının elektron geçişini gösteren basit iki seviyeli (bir tuzak ve bir yeniden birleşme merkezi) enerji band modelinin şematığı (Bos 2007)

## 2.12 Tıpta Kullanılan Dozimetreler

Tıpta kullanılan dozimetreler, genel olarak hastaya verilen radyasyon dozunun belirlenmesinde ve ayrıca çalışan personelin maruz kaldığı radyasyon miktarının ölçülmesinde kullanılırlar.

ICRP, radyasyon personellerinin maruz kaldığı radyasyon nedeniyle bireysel olarak denetlenmelerini önermektedir. Radyasyon çalışanları, radyasyon doz seviyelerinin belirlenmesini sağlayan dozimetreler kullanırlar. Böylece kişilerin aldıkları doz, bireysel olarak düzenli bir şekilde takip edilebilir. Dozimetreler, yakaya veya kemere (dozimetre öne gelecek şekilde) ya da çalışma önlüğünün üst cebine takılarak tüm vücudu temsil eden radyasyon dozunun ölçülmesi sağlanır (<http://www.taek.gov.tr>, 2019).

Yaygın olarak kullanılan bireysel dozimetreler termolüminesans dozimetre (TLD), optik uyarmalı lüminesans dozimetre (OSLD), film dozimetreler ve elektronik

dozimetrelerdir. Kullanılan bu dozimetrelerde doz cevap aralığı, geniş bir aralıkta doğrusal ve soğurulan radyasyonla orantılı olmalıdır (Cember ve Johnson 2009). Örneğin küçük boyutlu ve yüksek hassasiyetli termoluminesans dozimetreler tıpta, teşhis ve tedavi uygulamalarında radyasyon miktarını belirlemek amacıyla kullanılmaktadırlar (Chen ve McKeever 1997).

### **2.13 Radyasyonun Biyolojik Etkileri**

Radyasyonun canlı biyolojisi üzerinde iki tür etkisi vardır. Bu etkiler deterministik etki ve stokastik etki olmak üzere ikiye ayrılabilir.

Deterministik etkilerde, doku reaksiyonlarının tetiklenmesi, genellikle bir eşik dozu ile karakterize edilir. Gözlenebilen bir etkinin olması için eşik doz seviyesinin üzerine çıkılmalıdır. Radyasyonun dokudaki hasarı, maruz kalınan dozun şiddeti ile artmaktadır. Eşik dozun aşıldığı durumlarda (günler-haftalar) radyasyona bağlı erken doku reaksiyonları, hücresel reaksiyonların salınmasından dolayı inflamatuvar (iltihaplı) tipte olabilir ya da hücre kaybından kaynaklanan reaksiyonlar olabilir (ICRP 103 2007). Geç doku reaksiyonları (aylar-yıllar) o dokuya doğrudan hasar vermesi sonucu ortaya çıkarsa jenerik tipte olabilirler. Bu hem tek akut dozlar hem de düşük dozların tekrarlanan yıllık maruziyetler olarak uzun süren bir zaman diliminde yaşanan durumlar için geçerlidir (ICRP 103 2007).

Stokastik etkilerde ise herhangi bir eşik doz değeri bulunmamaktadır. Bir kişinin stokastik etkiler sebebiyle kanser olma olasılığının belirlenmesi hakkında belirsizlikler vardır. Düşük dozlarda radyasyona maruz kalmış bir kişinin kanser olması halinde, hastalığın radyasyon nedeniyle olup olmadığını söylemek kolay değildir (<http://www.taek.gov.tr>, 2019).

Stokastik etkinin görülme olasılığı soğurulan doz ile artar. Kalıtsal hastalıklar söz konusu olduğunda, insanlar için doğrudan radyasyon riskine dair kanıt bulunmasa da,

deneysel gözlemler gelecek nesiller için bu tür risklerin korunma sistemine dahil edilmesi gerektiğini önermektedir (ICRP 103 2007).

## 2.14 Radyasyon Birimleri

### 2.14.1 Soğurulan doz

Havanın dışında herhangi bir malzemeye aktarılan enerjiyi ifade etmek için soğurulan doz kavramı kullanılır. Uluslararası birim sistemine göre (SI) soğurulan dozun birimi Gray (Gy)'dir ve soğurucu ortamın bir kilogramına aktarılan 1 joule'luk radyasyon enerjisi olarak tanımlanır. Eski birimi Rad'dır (Eşitlik 2.3) (ICRP 103 2007).

$$D = \frac{dE}{dm} \left[ \frac{erg}{g} \right]; Rad \quad (2.3)$$

$$1 Gy \left[ \frac{J}{kg} \right] = 100 Rad \quad (2.4)$$

### 2.14.2 Işınlama (Exposure)

Standart basınç ve sıcaklıkta kuru havada x ve gama ışınları tarafından üretilen elektronların, yolları boyunca tamamı durdurulduğunda oluşan iyon yüklerinin birim hava kütesine oranıdır (ICRP 103 2007). Uluslararası birim sistemine göre (SI) birimi, birim kütle başına coulomb olarak tanımlanır. Eski birimi Röntgendir (R).

$$\chi = \frac{dQ}{dm} \left[ \frac{C}{kg} \right] \quad (2.5)$$

$$1 Röntgen = 2,58 \times 10^{-4} \left[ \frac{C}{kg} \right] \quad (2.6)$$

$$1\chi = 1 \left[ \frac{C}{kg} \right] = 33,9 \left[ \frac{J}{C} \right] \quad (2.7)$$

Sınırlamalar:

- 1- Yalnızca hava ortamı için geçerlidir.
- 2- Yalnızca X ve gama ışınları için geçerlidir.

### 2.14.3 Kerma

Birim kütle (dm) başına, yüksüz parçacıkların hava ile etkileşiminden sonra serbest bıraktığı tüm yüklü parçacıkların kinetik enerjilerinin ( $dE_{t,r}$ ) toplamına oranıdır. Birimi  $J/kg$ 'dır (ICRP 103 2007).

$$K = \frac{dE_{t,r}}{dm} \left[ \frac{J}{kg} \right] \quad (2.8)$$

Ortalama soğurulan doz kavramı iyonize radyasyonun biyolojik etkilerini değerlendirmede tek başına yeterli değildir. Radyolojik korunmada uygulanan doz miktarları ile stokastik etkiler (radyasyona bağlı kanser ve kalıtsal hastalıklar) arasında bir korelasyon oluşturabilmek için ve iyonize radyasyonun doku veya organdaki biyolojik etkisini açıklamak için uluslararası radyasyondan korunma komitesi eşdeğer doz ile etkin doz kavramını tanımlamıştır. Buna bağlı olarak iki tip ağırlık faktörü tanımlanmıştır. Bu ağırlık faktörleri vücudun farklı organ ve dokularındaki farklı radyasyon tiplerini ve stokastik etkileri hesaba katmayı amaçlamaktadır. Bu nedenle geniş bir deneysel veri ve epidemiyolojik çalışmalara dayanırlar. Ayrıca yaş ve cinsiyetten bağımsız olarak alınırlar (ICRP 103 2007).

### 2.15 Eşdeğer Doz

Her iyonize radyasyon türü birim doz başına aynı biyolojik hasara neden olmaz. Dozu, biyolojik hasara yol açan radyasyon türünün relatif etkinliğini yansıtabilecek şekilde değiştirmek için, ICRP 103 (2007) tarafından radyasyondan korunmada genel bir sistemin parçası olacak  $W_R$  ağırlık faktörleri tanımlanmıştır. Bu ağırlık faktörleri farklı radyasyon tiplerinin, relatif biyolojik etkinliği (RBE) temelinde tanımlanmıştır. RBE, radyobiyolojide radyasyonun farklı biyolojik etkinliğini karakterize etmek için kullanılır. Radyasyonun aktardığı enerji düzeyine bağlı olarak meydana gelen

radıobıyolojik etkılerin farklılığı, radyasyonun dokuda yarattığı farklı ıyonızyon seveıyesınden kaynaklanır ve bu farklılıklar ağırlık faktörü olarak ifade edılır (Bushberg 2012).

$W_R$ ' nin değerleri LET (lineer enerji transferı) ile ılıgilıdır. LET, ıyoneze radyasyonun kat ettiği yol boyunca, bırim mesafe başına dokuya aktardığı enerji mıktarıdır. Ağır yüklü parçacıklar (alfa, beta gibi) yüksek LET'e sahiptir ve düşük LET'e sahip olanlara göre ( x ve gama ışınları) daha fazla bıyolojik hasara neden olurlar (Bushberg 2012).

Eşdeğer doz, belirli bı radyasyon tıpinin R, belirli bı doku (T) ya da organdaki ortalama soğurulan dozu ifade eder. Organ veya dokudaki eşdeğer doz  $H_T$  ile tanımlanır;

$$H_T(Sv) = \sum_R W_R \times D_{T,R} \quad (2.9)$$

$W_R$ = R ile belirtilen radyasyon tıpi için ağırlık faktörüdür.

$D_{T,R}$ = Belirli bı organ yada T dokudaki ortalama soğurulan dozdur.

Eşdeğer dozun bırimi Sievert (Sv)'dir.

Çizelge 2.1 ICRP 103 (2007) Raporunda önerilen radyasyon ağırlık faktörleri

Radyasyon Tıpi	Radyasyon Ağırlık Faktörleri, $W_R$
Fotonlar	1
Elektronlar ve müonlar	1
Protonlar ve yüklü pionlar	2
Alfa parçacıkları, ağır ıyonlar	20

Çizelge 2.1 ICRP 103 (2007) Raporunda önerilen radyasyon ağırlık faktörleri (devamı)

Nötronlar (ICRP 103 1991b)	
nötronlar<10 keV	5
10 keV<nötronlar<100 keV	10
100 keV<nötronlar<2 MeV	20
2 MeV<nötronlar<20 MeV	10
nötronlar>20 MeV	5

## 2.16 Etkin Doz

Doku ve organlar iyonlaştırıcı radyasyonun etkilerine karşı farklı hassasiyetler gösterir. Işınlanan her bir doku veya organa özgü eşdeğer dozun, o doku veya organa karşılık gelen ağırlık faktörü ( $W_T$ ) ile çarpımları etkin dozu verir.  $W_T$  değerleri, her iki cinsiyet için eşit sayıda ve geniş bir yaş aralığında referans bir popülasyon için geliştirilmiştir. Bu nedenle etkin doz kavramı belirli bir birey için değil, bir popülasyon için uygulanır (Bushberg, 2012). Tek tek organların ve dokuların stokastik etkilerden kaynaklanan genel radyasyon zararına katkılarını temsil etmek için seçilmiştir.

Etkin dozun birimi Sievert (Sv)' dir.

$$E = \sum_T W_T \times H_T \quad (2.10)$$

Çizelge 2.2 ICRP 103 (2007) Raporunda önerilen doku veya organ ağırlık faktörleri

Doku veya Organ	Ağırlık Faktörleri ( $W_T$ )
Akciğer, Mide, Göğüs	0,12
Karaciğer	0,05
Mesane, Troid	0,04
Gonadlar	0,08
Kemik Yüzeyi, Beyin, Tükürük Bezi, Cilt	0,01

## 2.17 Cilt Dozu

Hastanın cilt yüzeyindeki doz doğrudan bir dozimetre ile ölçülebilir. Cilt dozu ölçümleri genellikle yumuşak doku ya da yumuşak doku eşdeğeri malzeme ile alınır. Hastanın cildinde ölçülen doz miktarı, daha derindeki dokulardan bir geri saçılım kesri içerecektir. Bu, geri saçılma faktörüdür (Back Scatter Factor, BSF). Giriş dozuna bu katkı, hasta ya da uygun bir fantom olmadığında basit hava okumalarının içerisinde dahildir. Giriş cilt dozu için kabul edilebilir en yüksek değerler, 5 ile 6 mGy arasındadır (Dowsett 2006).

## 2.18 Ölçüm Protokolleri

İyi kalitede bir göğüs radyografisinde akciğer incelemeleri için, kısa ışınlama sürelerinde nispeten yüksek kilovoltaj (100-140 kVp) tekniği kullanılır. X-ışın kaynağı ve dedektör arasındaki mesafe genellikle 150-200 cm arasında seçilir. Kalp ve büyük damarların hareket kusurlarını önlemek için, 1-5 ms aralığında çok kısa ışınlamaya ihtiyaç vardır (Dowsett 2006).

Klinikte en çok uygulanan incelemeler arasında olan göğüs radyografisi için Avrupa Birliği komisyonu tarafından önerilen genel ışınlama parametreleri aşağıda çizelge 2.3’de verilmiştir (REPORT EUR 16260 EN, 1996).

Çizelge 2.3 Avrupa Birliği Komisyonu tarafından göğüs radyografisi için önerilen ışınlama parametreleri (REPORT EUR 16260 EN, 1996)

Önerilen parametreler	Göğüs radyografisi
Radyografik Cihaz	Hareketli grid- Dikey stand
Radyografik Tüp Voltajı	125 kVp
Odak Dedektör arası mesafe	180 cm (140-200)



Çizelge 2.3 Avrupa Birliği Komisyonu tarafından göğüs radyografisi için önerilen ışınlama parametreleri (REPORT EUR 16260 EN, 1996) (devamı)

Projeksiyon	PA-Postoanterior (chest bucky)
Işınlama Süresi	< 20ms
Nominal Odak Noktası Değeri	$\leq 1,3$ mm
Toplam Filtrasyon	$\geq 3,0$ mm Al
Grid	r = 10:1, n:40 çç/cm



### 3. MATERYAL VE YÖNTEM

#### 3.1 Görüntüleme Sistemi

Bu tez çalışmasında deneysel ölçümler Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Diagnostik Radyoloji laboratuvarı ve Bireysel Dozimetri laboratuvarında yapılmıştır. Çalışmada, GE Silhouette VR Jeneratör Carestream DRX-1C marka indirekt dijital radyografi sistemi kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan görüntüleme sisteminin özellikleri aşağıda çizelge 3.1’de verilmiştir. Bu sistemde doz ölçümleri ve görüntü kalitesi değerlendirmeleri yapılmıştır.

Çizelge 3.1 Tez kapsamında kullanılan x-ışını görüntüleme sisteminin özellikleri

Jeneratör	GE Silhouette VR
Dedektör Marka	Carestream DRX-1C
Dedektör Tipi	Flat-Panel Dedektör
Dönüştürme Fosforu	Pixelated CsI
Piksel Boyutu(mm)	0,139
X-ışın Tüpü	Varian RAD-12
Grid Tipi	Sabit
Grid Oranı	10:1
Odak-Nokta Boyutu(mm)	0,6/1,2
Matris Boyutu	3072x2560
Doğal Filtrasyon	>2,5mm Al /80kVp
kVp/mA	40-150kV-en fazla 630mA

## 3.2 Fantomlar

Çalışmada etkin doz, kritik organ dozu ve cilt giriş dozu ölçümleri için RANDO fantom, görüntü kalitesi değerlendirmeleri için PMMA fantom kullanılmıştır.

### 3.2.1 RANDO fantom

İnsan eşdeğeri fantomlar, detaylı doz dağılımları elde etmek için yaygın şekilde kullanılmaktadır. Dozimetrik özelliklerinin iyi olması ve kullanım kolaylığı bu fantomun tercih edilebilirliğini gösterir (ICRP 1975).

RANDO fantom, anatomik yapısında yumuşak doku, kas dokusu ve kemik barındırır. Fantomun erkek şekli 175 cm uzunluğunda, 73,5 kilodur. Kadın şekli ise 155 cm uzunluğunda 50 kilo ağırlığındadır. Bu fantom kafanın tepe noktasından, kasıkların hemen altına kadar olan dilim şeklinde kesitlerden oluşur. Fantom dokuyu simüle eden plastikte çevrelenmiş doğal insan iskeletinden oluşur ve insan doku eşdeğeri ile aynı etkin atom numarasına sahip malzemelerden yapılmıştır. Anatomik yapının bütün bileşenlerini sağlamasının yanında dokunun elektriksel iletkenlik, termal ve mekanik özelliklerini de yansıtmaktadır. İskelete, normal bir insanın kortikal kemiğin kütle azalım katsayısı, kütle yoğunluğu baz alınarak ve çok detaylı polimer bir kalıptan üretilerek şekil verilir. Fantom ayrıca akciğerleri de hesaba katar ve akciğerler sentetik köpükten kalıplanmış olup, ortalama yoğunluğu  $0,3 \text{ g/cm}^3$  tür. Fantomun doku yoğunluğu ise  $0,975 \text{ g/cm}^3$  tür. Etkin atom numarası 7,30 dur. Yumuşak dokuya eşdeğer malzemeler ICRU (International Commissions on Radiation Units and Measurements) standartlarına uygundur. Gerekğinde hava boşlukları oluşturmak için burun boşluğu bölgesi kesiktir (Dewerd ve Kissick 2014).

Alderson rando fantomlar, 9 cm kalınlığındaki alt pelvik bölge hariç her biri 2,5 cm kalınlığında olan 35 tane kesitten oluşur ve TLD kapsüllerine uyumlu olması açısından delik matrisleri 3x3 cm veya 1,5x1,5 cm şeklinde ızgaralara ayrılabilir (Hörlund 2013). Delikler; TLD içermediği durumlarda, akciğer, kemik ve yumuşak doku eşdeğeri tıpa ile doldurulabilir (Şekil 3.1) (Dewerd ve Kissick 2014).

Son olarak bu özdeş fantomların yaygın şekilde kullanılması elde edilen doz verilerinin araştırmacılar tarafından doğru şekilde karşılaştırılmasını sağlar. Ortalama organ dozlarını deneysel olarak tahmin etmek için fantomun anatomik verilerinin, ölçülen doz dağılımını ile birleştirilmesi gerekir (ICRP 23 1975).



şekil 3.1 Alderson RANDO Fantom

### 3.2.2 PMMA fantom (Polymethyl Methacrylate)

Görüntü kalitesi değerlendirmeleri için farklı kalınlıklarda Polimetil metakrilat (PMMA) blokları kullanılmıştır. Yoğunluğu  $1,2 \text{ g/cm}^3$  ve etkin atom numarası 6,47'dir. Her biri 2,54 cm kalınlığında olan PMMA fantomları, değişen boyutlardaki hastaları simule etmek için kullanılabilir (şekil 3.2). Farklı gruplar tarafından kullanılan yetişkin göğüs fantomunun PMMA eşdeğeri Bacher vd (2005), Honey vd (2005)'in çalışmalarında 10 cm kabul edilmiştir. Yalçın ve Olđer (2018), Bor vd (2019) çalışmalarında SpekCalc.'den hesaplandığında yaklaşık olarak 15 cm'ye karşılık

gelmektedir. Bu nedenle tez kapsamında göğüs incelemeleri için, göğüs kalınlığına karşılık gelen PMMA kalınlığı 15 cm olarak kabul edilmiştir.



Şekil 3.2 PMMA fantom

Tez çalışmasında cilt giriş dozu, eşdeğer doz ve etkin doz hesaplamaları yapılmıştır. Doz ölçümlerinde hem termoluminesans dozimetrelerden hem de iyon odasından faydalanılmıştır.

### 3.3 İyon Odası

Sabit dedektör hava kerma (Detector Air Kerma, DAK) değerlerini belirlemek için RADCAL marka, Accu Pro 10X-6, 6cc iyon odası kullanılmıştır.

### 3.4 TLD-100H (LiF:Mg,Cu,P)

Tez kapsamında 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm boyutlarında 55 adet LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H) çip dozimetre kullanılmıştır (Şekil 3.3 a). LiF kristali Mg,Cu ve P ile katkılandırılmıştır ve TLD-100H olarak adlandırılmaktadır. Yüksek hassasiyetleri nedeniyle bireysel ve ekstremite dozimetre olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Etkin atom numarası ( $Z_{\text{etkin}}$ ) materyalin enerji cevabının bir göstergesidir. LiF'in etkin atom numarası  $Z_{\text{etkin}}=8,14$ 'tür ve dokunun etkin atom numarası  $Z_{\text{etkin}}=7,42$  ile kıyaslandığında yaklaşık doku eşdeğeri kabul edilir. 1  $\mu\text{Gy}$  ile 10 Gy arasında doğrusal

TL doz yanıtı vardır. TLD-100H'in hassasiyeti ve ışınma eğrisinin şekli; ışınlama öncesi tavlama parametrelerine ve maksimum okuma sıcaklığına bağlıdır. Örneğin, yüksek sıcaklıklarda tavlama işlemine tabi tutmak, ana dozimetrik pikin hassasiyetinin, geri dönüşü olmayan bir şekilde yok olmasıyla sonuçlanır. McKeever vd (1995) tarafından yapılan çalışmada, bu kalıcı hassasiyet kaybını, malzemeyi ışınlama öncesi 240°C'de 10 dakika tavlama (standart tavlama koşulu) ve okuma sıcaklığını maksimum 240°C (standart okuma koşulu) ile sınırlı tutarak önlemeyi önermiştir.

LiF:Mg,Cu,P dozimetresi ilk olarak Nakajima vd. (1978) tarafından rapor edilmiştir. 50µGy-10Gy arasında doğrusal TL doz cevabı, 340-413 nm aralığında TL emisyon spektrumu ve 40°C'de saklandığında 30 gün içerisinde %5 TL hassasiyet kaybı olduğu bildirilmiştir ( Bahatt ve Kulkarni 2014).

TLD-100H'in hassasiyeti, 310-420 nm aralığında optik bir filtre ve 350-500 nm aralığında hassas bir fotoçoğaltıcı tüp kullanılarak TLD-100 'den 23 kat daha yüksek ölçülmüştür. Optik filtrenin iletim aralığı 300-700 nm'ye genişletilerek hassasiyet 35 katına çıkarılabilmektedir. TLD'lerin hassasiyeti üretici firmaya göre oldukça değişkenlik göstermektedir (McKeever vd. 1995).

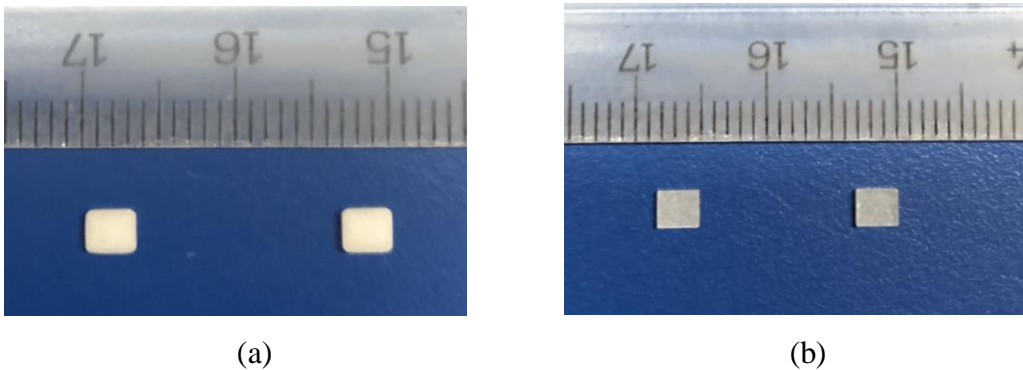
Wu vd. (1984) tarafından LiF:Mg,Cu,P, 900°C'de 1 saat ısıtma işlemiyle hazırlanmıştır ve TL hassasiyetinin TLD-100'den yaklaşık 23 kat daha yüksek olduğu bildirilmiştir. TL doz cevabı 3mR-1000R aralığında doğrusaldır. Enerji bağımlılığının LiF:Mg,Ti (TLD-100)'e yakın olduğu bildirilmiştir. Dozimetrenin belirgin bir hassasiyet kaybı olmadan stabil ve tekrar kullanılabilir olduğu rapor edilmiştir ( Bahatt ve Kulkarni 2014).

LiF:Mg,Cu,P dozimetrelerinde Magnezyumun (Mg) etkisinin elektronlar için tuzak merkezleri sağlamadaki rolü iyi belirlenmiş olsa da, Bakır (Cu) ve Fosfor (P) elementlerinin lüminesans oluşumundaki rolleri henüz bilinmemektedir (Bahatt ve Kulkarni 2014).

Shinde vd. (2001), P'nin hol tuzağı görevi gördüğünü ve ayrıca Cu iyonlarını LiF latisi içerisine eklenmesine yardımcı olmak için TL hassasiyetini artırdığını savunmuşlardır ve P'nin ikili rolünden bahsetmişlerdir. Ayrıca Cu<sup>+</sup>'nin lüminesans rekombinasyon sürecinde rol oynadığını öne sürmüşlerdir (Bahatt ve Kulkarni 2014).

### 3.5 TLD-100 (LiF:Mg,Ti)

Çalışmada 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm çapında 73 adet LiF:Mg,Ti (TLD-100) kullanılmıştır (Şekil 3.3 b). TLD-100'ler doğal LiF kristallerinden oluşmuştur ve Mg ve Ti ile katkılandırılmıştır. Yoğunluğu 2,64 g/cm<sup>3</sup> ve etkin atom numarası  $Z_{\text{etkin}} = 8,14$ 'tür (dokunun etkin atom numarası  $Z_{\text{etkin}} = 7,42$ 'dir). Yaklaşık doku eşdeğeri olan bu dozimetreler klinik uygulamalarda radyasyon miktarını belirlemede yaygın şekilde kullanılır. Radyoterapide kullanılan doz aralığının, TLD-100'ün lineer doz cevap aralığına karşılık gelmesi nedeniyle, özellikle radyoterapi uygulamalarında büyük avantaja sahiptirler. Lineer doz cevap aralığı 10 $\mu$ Gy ile 10Gy aralığındadır ve %3'ten daha az hata payı ile ölçüm yapabilmektedirler. Işıma eğrisinde 5 karakteristik pik vardır ve 5. Pik ana dozimetrik tepedir. Soğurulan radyasyon dozuyla ilgili bilgi verir. Dozimetrik pikin dalga boyu 412 nm'dir (Chen ve McKeever, 1997). Enerji bağımlılıkları az, duyarlılıkları yüksektir. TLD-100 dozimetresinin piklerinin yarı ömrü sırasıyla; 1.pik 10 dakika, 2.pik 10 saat, 3.pik 6 ay, 4.pik 7 yıl, 5.pik 80 yıldır. İlk iki pikin yaşam ömrü kısa olduğu için doz hesaplamalarında kullanılmazlar.



Şekil 3.3 Tez kapsamında kullanılan (a) TLD-100H (LiF:Mg,Cu,P) , (b) TLD-100 (LiF:Mg,Ti)

### 3.6 Termolüminesans Dozimetre (TLD) Okuyucu Sistemi

Çalışmada HARSHAW marka TLD okuyucu sistemi ve bu sisteme bağlı WinREMS yazılım programı, ayrıca TLD'lerin sıfırlanarak tekrar kullanıma hazır hale gelmesi için PTW Marka Tldo Model TLD Fırını kullanılmıştır. TLD-100H ve TLD-100 dozimetrelere ait okuma parametreleri aşağıda çizelge 3.2'de verilmiştir.

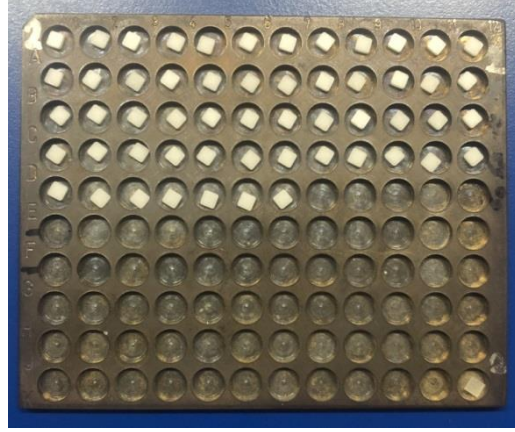
Çizelge 3.2 Dozimetrelere ait okuma prosedürü ( McKeever vd 1995)

Okuma Prosedürü	Kullanılan Dozimetreler	
	TLD-100H	TLD-100
<b>Tavlama</b>	240°C'de 10 dakika (fırında)	400°C'de 1 saat + 200°C'de 2 saat (fırında)
<b>Ön ısıtma</b>	135°C'de 10 saniye (cihazda) (Lucas vd 2014)	100°C'de 10 dakika (fırında)
<b>Okuma</b>	Max. Sıcaklık= 240°C Isıtma Hızı $\beta=10C/s$ Time=13s	Max.Sıcaklık=300°C Isıtma Hızı $\beta=10C/s$ Time=26s

#### 3.6.1 Paslanmaz çelik TLD tablası

TLD'lerin tavlama ve saklanması için kullanılan paslanmaz çelik düzenektir ve 120 adet TLD alabilmektedir (Şekil 3.4). TLD çiplerinin boyutlarına yakın yuvaları olan ve her bir TLD'nin içerisine yerleştirildiği, yüksek ısıya karşı dayanıklı malzemelerden üretilmişlerdir.

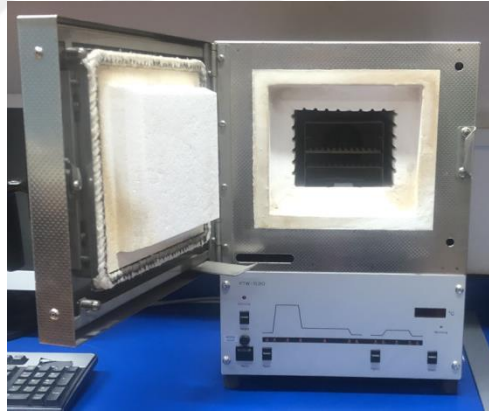




Şekil 3.4 Kullanılan TLD tablası

### 3.6.2 PTW marka Tldo model TLD fırını

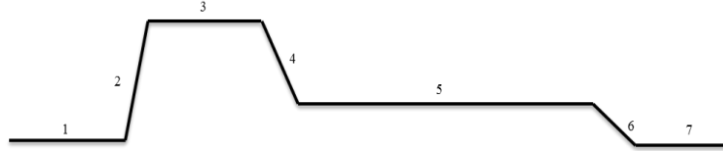
Çalışmada, TLD'ler için özel olarak üretilmiş iki farklı ısıtma programına sahip PTW marka Tldo model fırın kullanılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 PTW marka Tldo model TLD fırını

Fırında tavlama ve ön ısıtma programları mevcuttur. Her TL malzemesinin kendine özgü tavlama prosedürü vardır. Termoluminesans dozimetreler uygun prosedürlere göre, tuzakların tamamen boşalması için tavlama işlemine tabi tutulur. Bu durum şekil 3.6'da gösterilmiştir. Tavlama işlemi her ışınlama öncesi yapılmaktadır. Böylece dozimetreler yeniden kullanılabilir duruma gelmektedir. Elektronların tuzakta kalma süresi, onların yaşam ömrünü belirler. Dolayısıyla elektronların, iletim bandına en yakın olan tuzakta bulunması, o tuzakın kararsız olduğunu göstermektedir. Ön ısıtma

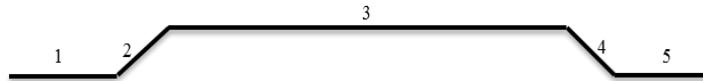
işleminin amacı, doz değerlendirmesi yapılırken, dozimetrik tuzaklara zarar vermeyecek şekilde, karasız tuzakları boşaltmaktır. Kullanılan malzemenin tipine göre farklı sıcaklıkta ve farklı sürelerde uygulanmaktadır (Şahiner 2015) (Şekil 3.7).



Şekil 3.6 Tavlama programının şematik gösterimi

#### İlk Program: Sıfırlama (Tavlama-Anneling)

- 1: Başlangıç (oda sıcaklığı)
- 2: 400°C 'ye kadar ısıtma
- 3: 400°C'de 1 saat bekletme
- 4: 100°C'ye soğutma
- 5: 100°C'de 2 saat bekletme
- 6: Soğutma
- 7: Program Sonu (Oda Sıcaklığına)



Şekil 3.7 Ön ısıtma programının şematik gösterimi

#### İkinci Program: Ön Isıtma (Pre-Heat)

- 1: Başlangıç (oda sıcaklığı)
- 2: 100°C'ye ısıtma
- 3: 100°C'de 10 dakika bekletme
- 4: Soğutma
- 5: Program Sonu (Oda Sıcaklığına)

### 3.6.3 HARSHAW marka 3500 model TLD okuyucu

HARSHAW Marka 3500 Model TLD okuyucu, her bir TLD elemanı (şeritler (çip), mikroküpler, çubuklar, tozlar) tarafından açığa çıkan lüminesansın dedekte edilmesi için kullanılır. Cihaz, TL ışık çıkışını ölçmek için tek elemanlı bir TLD dozimetresinin koyulabileceği basit bir çekmece, doğrusal, programlanabilir bir ısıtma sistemi ve ilgili elektronik parçalara sahip soğutulmuş fotoçoğaltıcı tüp içerir (Şekil 3.8). Windows altında çalışan WinREMS sistem yazılımı, kullanıcı ara yüzü, okuyucu kontrolü ve uygulama yazılımı sağlar. Planchet en iyi sıcaklık tekrarlanabilirliği için termokupl (ısı çifti) içerir. 400°C'ye kadar ısıtma sıcaklığı vardır (Model 3500 Manual Reader with WinREMS™ 2005).



Şekil 3.8 HARSHAW Marka 3500 Model TLD okuyucu

## 3.7 Kullanılan Yazılım Programları

Çalışmada hasta cilt giriş dozu (Entrance Skin Dose, ESD) üzerinden etkin doz hesabı yapmak için Eff.dose versiyon 1.02 programı ve farklı demet kalitelerinde ve farklı dedektör dozlarında elde edilen görüntülerin, görüntü kalitesi değerlendirmeleri için ImageJ yazılımı kullanılmıştır.

### 3.7.1 ImageJ programı

ImageJ programı, java tabanlı bir görüntü işleme programıdır. Bu program fantom ya da hasta görüntüleri üzerinde istenilen ilgi alanıyla ilgili ortalama piksel değerini ve

standart sapmalarını hesaplamak için kullanılmıştır. Görüntü üzerinde her türlü dönüşüm, döndürme, ölçekleme gibi geometrik işlemlere olanak sağlar. BMP, GIF, FITS, TIFF, PNG, JPEG ve DICOM gibi farklı görüntü formatına dönüştürülebilir (Marshall 2009).

### **3.7.2 Eff.Dose programı**

Tanısal radyolojide bu program NRPB-SR262 tarafından yüzey giriş dozu ve doz alan çarpımı ölçümleriyle etkin doz tahmini yapmak için kullanılır. Program ICRP 34 verilerine dayanır. Tüp voltajı, toplam filtrasyon, mAs, tek veya üç faz ve kaynak-cilt mesafesi gibi parametreleri baz alarak doz ve doz-alan çarpımını tahmin etmek için kullanılabilir (Effdose software V1.02. National Board of Health. Denmark: National Institute of Radiation Hygiene, 1995).

### **3.7.3 PCXMC monte carlo simülasyon programı**

PCXMC programı, x-ışınlarıyla yapılan tanı ve teşhis işinlamalarında hastaların organ dozlarını ve etkin dozlarını hesaplayan, Monte Carlo tabanlı bir doz hesaplama programıdır. Organ dozları, 29 organ ve doku içerisinde hesaplanır. Program ICRP 103'ün yeni ağırlık faktörlerine göre aynı zamanda ICRP 60'ın eski ağırlık faktörlerine göre etkin dozu hesaplar. Program pediatrik ve yetişkin hasta modelleri içerir. Hastaya ve klinik incelemeye özgü işinlama parametreleri (kVp, mAs, toplam filtrasyon, odak-detektör arası mesafe ve anot açısı gibi) programa manuel olarak girilir (STUK, Helsinki, Finland). Çalışmada fiziksel fantom üzerinde TLD kullanılarak hesaplanan etkin doz değerleri, aynı zamanda PCXMC programı ile hesaplanıp karşılaştırılmıştır.

## **3.8 X- Işını Sistemi Kalite Kontrol Testleri**

Bu tez çalışmasında ilk olarak ölçüm yapılan görüntüleme sisteminin bazı temel kalite kontrol testleri yapılmıştır. Bu kalite kontrol testleri kapsamında yapılan tüp çıkışı ve HVL test sonuçları ile sistemde ölçüm alınmaya başlanmıştır.

### **3.8.1 Tüp çıkışı testi**

Çalışmada kullanılan görüntüleme sisteminin tüp çıkış testi yapılarak, tüp çıkışının ışınlama parametreleri (tüp voltajı, tüp akımı ve süre) ile değişimi incelenmiştir. Bunun için ilk olarak, odak noktası dedektör arası mesafe 100 cm'ye ayarlanmıştır. X-ışını demeti iyon odası boyutunda kolime edilerek 80 kVp, 100 mAs ışınlama parametrelerinde 3 kez art arda ışınlama yapılarak x-ışın tüpünün kararlılığı test edilmiştir.

### **3.8.2 Tüp çıkışının kVp ile değişimi**

Sabit 200 mA ve  $t=0,1$  s de sırasıyla 60 kVp, 70 kVp, 80 kVp, 90 kVp, 100 kVp ve 120 kVp değerlerinde ikişer kez ışınlama yapılmıştır. Tüp voltajı değişirken mA ve süre sabit tutulmuştur.

### **3.8.3 Tüp çıkışının tüp akımı ile değişimi**

Odak noktası dedektör arası mesafe 100 cm'ye ayarlanmıştır. Sabit 80 kVp ve  $t=0,1$  s de sırasıyla 50 mA, 100 mA ve 200 mA ışınlama parametrelerinde ikişer kez ışınlama yapılmıştır.

### **3.8.4 Tüp çıkışının ışınlama süresi ile değişimi**

80 kVp ve 200 mA sabit ışınlama parametrelerinde sırasıyla  $t= 0,05s, 0,1s, 0,2s, 0,4s, 0,5s$  de ölçümler alınmıştır.

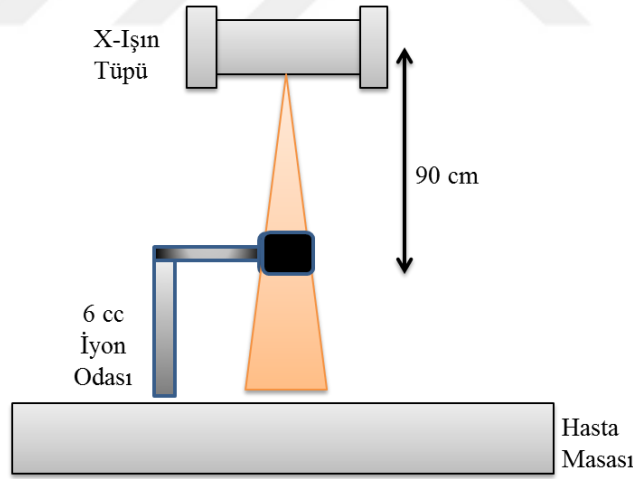
### **3.8.5 Yarı değer kalınlığı (HVL) testi**

HVL, demetin kalitesini gösteren en önemli parametrelerden biridir. Demet girciliğinin artmasıyla HVL değeri artmaktadır ve Al kalınlığı arttıkça şiddetin değeri azalmaktadır.

Odak noktası iyon odası arası mesafe 100 cm'ye ayarlanmıştır. Sırasıyla 60 kVp, 70 kVp, 80 kVp, 90 kVp ve sabit 10 mAs ışınlama parametrelerinde önce herhangi bir filtre olmadan, daha sonra sırasıyla 1 mm, 2mm, 3mm, 4 mm, 5mm kalınlıklarında Alüminyum (Al) filtre yerleştirilerek ölçüm alınmıştır ve her bir kVp değerine karşılık gelen HVL değerleri belirlenmiştir.

### 3.9 Termoluminesans Dozimetrelerin Ölçüme Hazırlanması

Çalışmada kullanılan görüntüleme sistemine ait tüp çıkış doz değeri elde edilmiştir. Bunun için RADCAL 6cc iyon odası, x-ışın tüpünün odak noktasından şekil 3.9'da gösterildiği gibi 90 cm uzaklığa yerleştirilmiştir. 80 kVp, 50 mAs ışınlama parametrelerinde ışınlanmıştır ve hava kerma değeri ölçülmüştür. TLD'lerin kalibrasyon işleminde, ışınlama sırasında TLD'ler x-ışın tüpünün odak noktasından 108 cm uzaklığa yerleştirildiği için elde edilen tüp çıkış değeri bu mesafeye ters kare ile düzeltilmesi yapılarak 2,5 mGy olarak belirlenmiştir.



Şekil 3.9 Tüp çıkış ölçümleri için kurulan deney düzeneği

Her TLD çipinin, üretim şekillerinden kaynaklı olarak radyasyon dozuna karşı hassasiyeti farklıdır. Her bir TLD aynı şartlarda ve aynı doz miktarında ışınlanmasına rağmen okuma değerleri yani verilen radyasyon dozuna karşılık elde edilen lüminesans şiddetleri aynı değildir Üretim esnasında malzeme içerisine dop edilen (katkılandırılan)

malzemelerin farklı miktarlarda olmasından ya da önceden kullanılması sebebiyle hassasiyetinin değişmesinden dolayı hassasiyet farkları görülebilmektedir. Bu sebeple dozimetrede doz ölçmek için birden fazla dozimetre kullanılmak isteniyorsa, dozimetreler kalibre edilmelidir. Kalibrasyon işlemi iki aşamadan oluşur.

İlk aşamada TLD'lerin lüminesans şiddetlerinin (okuma değerlerinin) aynı olması için her bir TLD'ye özgü düzeltme faktörleri bulunur. Bu faktör ECC (Element Coefficient Correction, Düzeltme katsayısı) olarak adlandırılır ve eşitlik 3.1'de gösterildiği gibi hesaplanır.

$$ECC_j = \frac{\langle Q \rangle}{Q_j} \quad (3.1)$$

Burada, ECC = Element Coefficient Correction (Düzeltme katsayısı),

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

$Q_j$  = TL okuyucu tarafından TLD <sub>$j$</sub>  için verilen yük (nC) sinyali

$\langle Q \rangle$  = Tüm TLD'lerin ortalama değeri (nC)

İkinci aşamada ise TLD'lerden elde edilen sayım değerini, soğurulan radyasyon miktarına geçiş için kullanılan RCF (Reader Calibration Factor, Okuyucu kalibrasyon aktörü) Eşitlik 3.2'de gösterildiği gibi bulunur.

$$RCF = \frac{\langle Q \rangle}{L} \left[ \frac{nC}{mGy} \right] \quad (3.2)$$

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

$L$  = Kalibrasyon için TLD'lerin ışınlandığı radyasyon dozu

TLD'ler ile doz değeri Eşitlik 3.3'de gösterildiği gibi belirlenmektedir.

$$D = \frac{ECC \times Q_A}{RCF} \quad (3.3)$$

ECC= Element düzeltme katsayısı (Element Coefficient Correction)

$Q_A$ = okuyucudan elde edilen yük miktarı

RCF= Okuyucu kalibrasyon faktörü (Reader Calibration Factor)

Bu tez çalışmasında 107 adet TLD-100H dozimetresi kalibrasyon için seçilmiştir. İlk olarak, TLD'ler 240°C'de 10 dakika tavlansmıştır. Tuzakları boşaltılan TLD'lerin kalibrasyon işlemi için şekil 3.10'da belirtilen deney düzeneği kurulmuştur. TLD'ler x-ışın tüpünün odak noktasından 108 cm uzaklığa yerleştirilmiştir ve 80 kVp, 50 mAs ışınlama parametrelerinde, 20 mGy doz alacak şekilde 8 kez ışınlanmıştır. Işınlama sonrası, Çizelge 3.2'de verilen okuma parametrelerine göre, TL okuyucusunda TLD-100H'lar okunmuştur. Her birinin bu doza karşı verdiği okuma şiddeti değeri kaydedilmiştir. Okuma işlemi, TLD üzerindeki doğal fon değerleri, esas sinyali oluşturan değerlerden çıkartılarak net sayım üzerinden gerçekleştirilmiştir. Böylece sadece doz ile ilişkili olan şiddet değerleri elde edilmiştir.

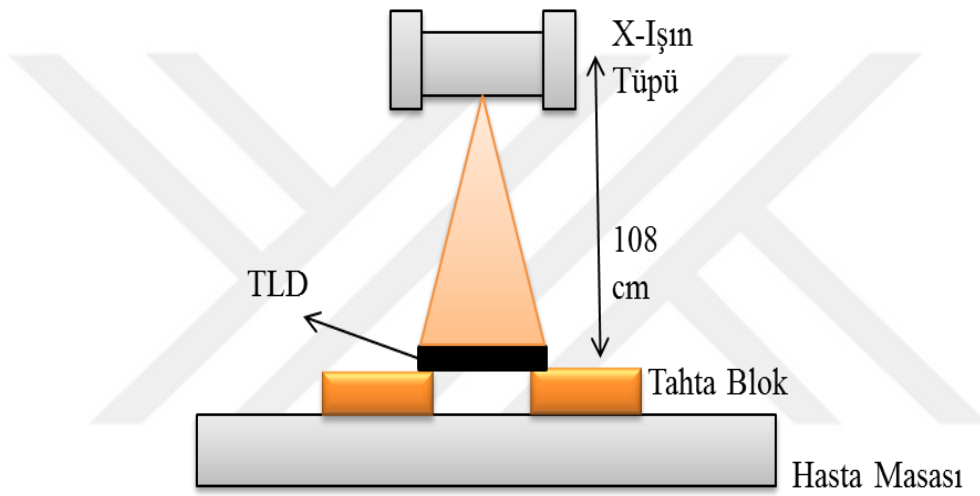
Birbirine en yakın şiddet değerlerindeki dozimetreleri seçmek ve dozimetrelerin birbirlerinden sapmalarını en aza indirmek için bu işlem, aynı koşullarda 3 kez tekrarlanmıştır. Elde edilen tüm net sayım değerlerinden % standart sapma değerleri bulunmuştur. Bulunan standart sapma değerlerine göre %5'in altında kalan TLD-100H dozimetreler bu çalışmada kullanılmıştır. Bunun sonucunda, ölçümler için, hassasiyeti %5'in altında kalan 55 adet TLD-100H seçilmiştir.

Seçilen dozimetrelerin, üç okuma işlemi sonucunda elde edilen net sayım değerlerinin ortalaması alınarak toplam ortalama değeri aracılığı ile, her bir TLD'nin net sayım değerine bölünerek ECC düzeltme faktörleri hesaplanmıştır.

Seçilen 55 adet TLD-100H dozimetre aynı ışınlama parametreleri kullanılarak (80 kVp, 50 mAs ve 20 mGy doz alacak şekilde) ışınlanmıştır ve elde edilen değerlerden, ortalama değer aralığı ile RCF bulunmuştur ve kalibrasyon işlemi gerçekleştirilmiştir.



90 adet TLD-100 dozimetresi 400°C de 1 saat + 200°C'de 2 saat tavlannmıştır ve x-ışın tütünden 108 cm uzaklığa yerleştirilmiştir ve tüt voltajı 80 kVp, tüt akımı 50 mAs olan ve 20 mGy doz alacak şekilde ışınlanmıştır. Işınlanma sonucu kararsız piklerden kurtulmak amacıyla tekrar 100°C'de 10 dakika ön ısıtma işlemi uygulanmıştır. Bu işlem sonrasında TL okuyucusunda okunan TLD-100 dozimetreleri, TLD-100H dozimetrelerinde olduğu gibi aynı koşullarda 3 kez daha ışınlanıp okunarak, standart sapması %5'in altında olan 73 adet TLD-100 alışma için seçilmiştir. ECC ve daha sonra RCF değerleri bulunmuş ve kalibrasyon işlemi gerçekleştirilmiştir.



şekil 3.10 TLD'lerin kalibrasyonu için ışınlama deney düteneği

### 3.10 Sabit Dedektör Hava Kerma (DAK) Ölçümleri İçin Işınlama Parametreleri

Ölçüm için ilk olarak ışınlama parametreleri belirlenmiştir. Ölçümlerde kullanılan tüt voltajı 60, 65, 70, 75, 80, 85, 90, 95, 100, 105, 110, 120, 125 kVp demet enerjilerinde dedektör dozu yaklaşık 2,5  $\mu$ Gy olacak şekilde mAs değerleri belirlenmiştir. İyon odası odak noktası arası mesafe 90 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Elde edilen sonuçlar 180 cm uzaklığa ters kare düzelmesi yapılarak düzeltilmiştir. DAK değerlerini belirlemek için RADCAL 6cc hacimli iyon odası kullanılmıştır. DRX-1C dedektörü kullanılarak bulunan DAK değerleri izelge 3.3'te verilmiştir.

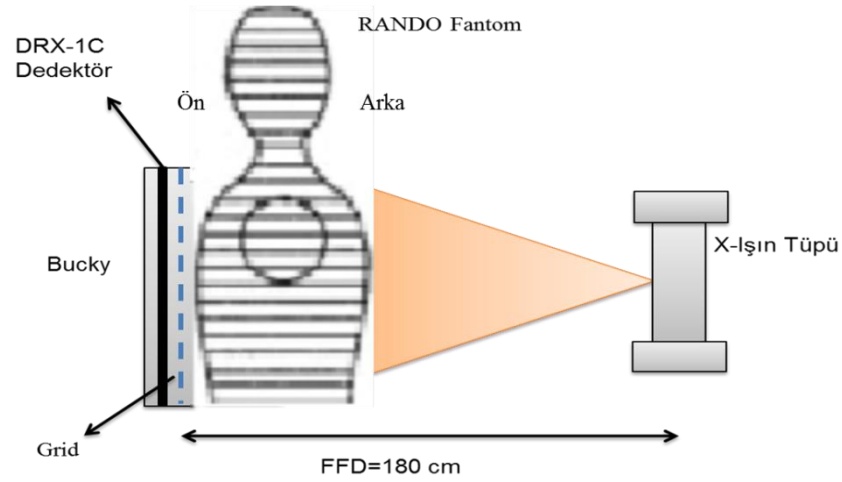
Çizelge 3.3 Sabit dedektör hava kerma için ışınlama parametreleri

<b>Tüp Voltajı (kVp)</b>	<b>Tüp Akımı (mA)x ışınlama süresi (s)=mAs</b>	<b>Dedektör Giriş Dozu, (DAK) (<math>\mu</math>Gy)</b>
60	25,00	2,5
65	16,00	2,2
70	10,00	2,1
75	8,00	2,2
80	8,00	2,9
85	6,30	2,9
90	5,00	2,8
95	4,00	2,6
100	3,20	2,5
105	3,20	2,8
110	3,13	3,3
115	2,50	2,9
120	2,00	2,0
125	2,00	2,6

### 3.11 Cilt Giriş ve Cilt Çıkış Şiddet Değerlerinin Bulunması

Doz ölçümleri için ilk aşamada, şekil 3.11’de gösterilen deney düzeneği kurulmuştur. Odak dedektör mesafesi (Focus-Dedector Distance, FDD) 180 cm olacak şekilde RANDO fantom bucky önüne yerleştirilmiştir. 3 adet TLD-100H yan yana fakat birbirine değmeyecek şekilde paketlenmiştir. RANDO fantomun cilt girişine ve cilt çıkışına, merkeze gelecek şekilde konumlandırılmıştır ve 80 kVp, 8 mAs olacak şekilde ışınlanmıştır.

İkinci aşamada ölçüm, aynı ışınlama koşullarında ve aynı ışınlama parametrelerinde TLD-100 dozimetreleri ile gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar çizelge 3.4’te verilmiştir.



Şekil 3.11 RANDO fantom ölçüm geometrisi

Çizelge 3.4 TLD-100H ve TLD-100 dozimetreleri ile yapılan cilt giriş/cilt çıkış ölçümü

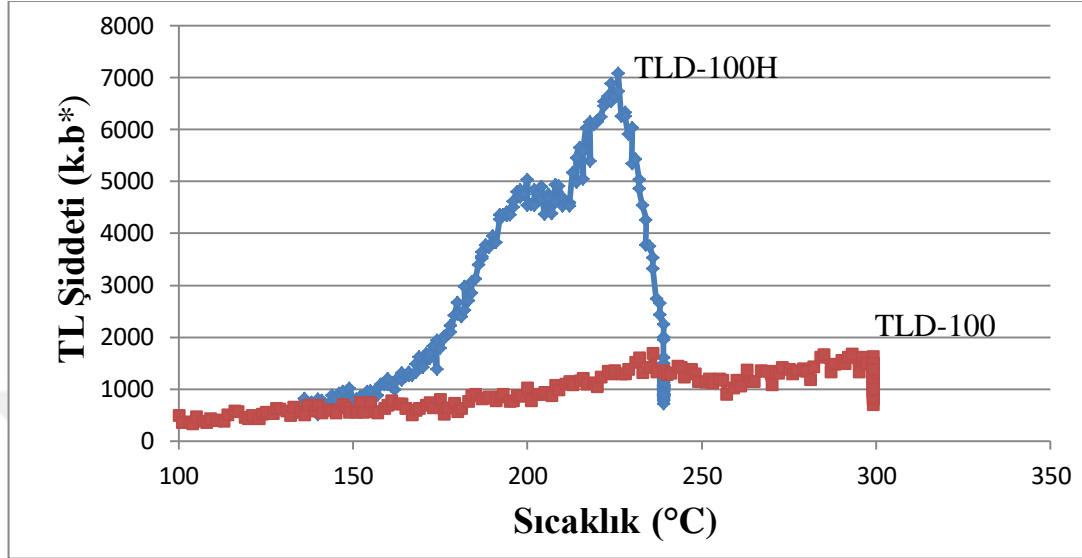
TLD Yerleştirilen Bölge	LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H) (nC)	LiF:Mg,Ti (TLD-100) (nC)
Cilt Giriş	45,34±0,68	14,7±5,51
Cilt Çıkış	2,67±0,35	11,8±3,77

Tanısal radyolojide uygun dozimetre kullanımı çok önemlidir. Uygun dozimetreler kullanılarak yapılan doz değerlendirilmesi, radyasyondan korunma optimizasyonunda ve tanısal radyolojide görüntüleme gereçlerinde özellikle önemlidir. Sina vd. (2014) çalışmalarında, cilt giriş dozunun (ESD) elde edilmesinde TLD-100H dozimetresinin kullanılabilirliğini doğrulamışlardır. TLD-100H ile yapılan ölçümler TLD-100 ile kıyaslanmıştır. Çalışmada ölçümler, lomber spine (omurga) görüntüleme yapılan 16 hasta ve ayrıca RANDO fantom kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tüm TLD'ler standart prosedürlere (TLD-100H için 240°C'de 10 dakika, TLD-100 için 400°C'de 1 saat ardından 100°C'de 2 saat) göre tavlanmıştır. Her seferinde TLD çipleri paketlenerek hasta ve fantom üzerinde, cilde yerleştirilmiştir. Dozu elde etmek için üç çipin ortalama okuması kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre TLD-100H dozimetrelerinin, çok daha hassas olduğunu (sinyal(nC)/doz) ve düşük doz aralıklarında daha etkili olduklarını vurgulamışlardır. Düşük doz alanlarında yüksek doz hassasiyetinden dolayı TLD-100H dozimetreleri önerilmektedir.

Fernandez vd. (2016) yaptıkları çalışmada, TLD-100H ve CaSO<sub>4</sub>:Dy disklerinin düşük doz aralığında termoluminesans özelliklerini incelemişlerdir. Ölçümler konvansiyonel x-ışını sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir ve dozimetreler standart tavlama koşullarına göre tavlansmıştır (TLD-100H için 240°C’de 10 dakika, CaSO<sub>4</sub>:Dy için 300°C’de 30 dakika ve TLD-100 için 400°C’de 1 saat ardından 100°C’de 2 saat). Elde edilen sonuçlar TLD-100 dozimetreleri ile karşılaştırılmıştır. TLD-100 ve TLD-100H dozimetreleri klinik dozimetrede olası kullanımlar göz önünde bulundurularak 5 mGy’lik bir doz ile, CaSO<sub>4</sub>:Dy ise çevresel dozimetri ve kişisel uygulamalar için 1 mGy’lik dozla ışınlanmışlardır. Sonuçlar, dozimetrik pikin LiF:Mg,Cu,P için 202°C ve CaSO<sub>4</sub>:Dy için 277,5°C olduğunu göstermiştir. X-ışını dozunun bir sonucu olarak TL yanıtı, bütün materyaller için düşük doz aralığında doğrusal bir davranış göstermiştir. Ancak, TLD-100 için, 4 mGy’in altındaki ölçümlerde yüksek bir belirsizliğe sahip olduğu ve belirtilen doz aralığında doğrusal olmayan bir davranış sergilediği sonucuna ulaşılmıştır. CaSO<sub>4</sub>:Dy’nin TLD-100’dan %80 daha hassas, TLD-100H’in ise TLD-100’dan %60 daha hassas olduğu bulunmuştur. Tüm materyaller arasında TLD-100 en düşük TL hassasiyetini sunmuştur. Bu çalışmada elde edilen hassasiyet değerleri literatürle karşılaştırılmamıştır. Çünkü hassasiyetin kullanılan ışınlama parametrelerine göre önemli ölçüde değişkenlik göstereceği düşünülmüştür. Oda sıcaklığında bir aylık süre için en düşük sönmülmeyi TLD-100H göstermiştir. Sonuç olarak, TLD-100H ve CaSO<sub>4</sub>:Dy’nin tanısal radyolojide kullanılan düşük doz aralığında, ölçümler için uygun olduğu düşünülmüştür ve iyonize radyasyonun kullanıldığı sağlık alanlarında kullanılmaları önerilmiştir.

Bu tez çalışmasında, TLD-100 ile gerçekleştirilen ölçümlerde, cildin girişinde ve çıkışında ölçülen değerler birbirine çok yakındır. Cilt giriş ve cilt çıkış değerleri arasındaki oran 1,24 olarak bulunmuştur. İki değer kıyaslandığında anlamlı bir fark görülmemiştir. Ancak TLD-100H dozimetreleri ile benzer işlemler tekrarlandığında, TLD-100H’dan elde edilen cilt giriş değerinin cilt çıkış değerine göre yaklaşık olarak 17 kat daha fazla olduğu görülmüştür (Çizelge 3.4). Bu durum şekil 3.12’de verilen grafikte desteklenmiştir. Bu sonuç cilt giriş ve cilt çıkış sonuçlarını anlamlı kılmıştır. TLD-100H dozimetrelerin, TLD-100 dozimetrelere göre diagnostik enerji aralığında,

çok daha hassas yanıt verdiği görülmüştür. Bu nedenle tez çalışmasına TLD-100H dozimetreleri ile devam edilmiştir.



Şekil 3.12 TLD-100H ve TLD-100 dozimetrelerine ait cilt giriş ve cilt çıkış ölçümlerinden elde edilen ışıma eğrileri (\*k.b – keyfi birim)

### 3.12 Göğüs Bölgesi için Organ Dozlarının Hesaplanması

Çalışmada tüm doz ölçümleri şekil 3.11’de kurulan ölçüm geometrisine göre alınmıştır. Göğüs bölgesi için kritik üç farklı organ seçilmiştir. Bu organlar akciğer, karaciğer ve mide olarak belirlenmiştir. Göğüs bölgesi 10. Kesit ile 24. Kesit arasındadır. RANDO fantom üzerinde her organ için belirtilen kesitlerdeki deliklere daha önceden yan yana üç adet TLD gelecek şekilde paketlenip numaralandırılan TLD’ler yerleştirilmiştir. Her TLD okumasından ayrı ayrı doz değerleri elde edilmiştir. Her bir kesitteki doz miktarını hesaplamak için, o kesite yerleştirilen tüm TLD okumalarının ortalaması alınmıştır ve Çizelge 3.5’de verilen, her bir kesitin kütle ağırlık faktörü ile çarpılmıştır. Tüm kesitlerden elde edilen sonuçlar toplanmıştır. Böylece ilgili organın aldığı toplam doz hesaplanmıştır. Organın aldığı toplam doz Eşitlik 3.4 kullanılarak hesaplanmıştır.

$$D = \sum F_i \times D_i \quad (3.4)$$

D=Organın aldığı toplam doz

$F_i$ =İlgilenilen kesit için kütle ağırlık faktörü

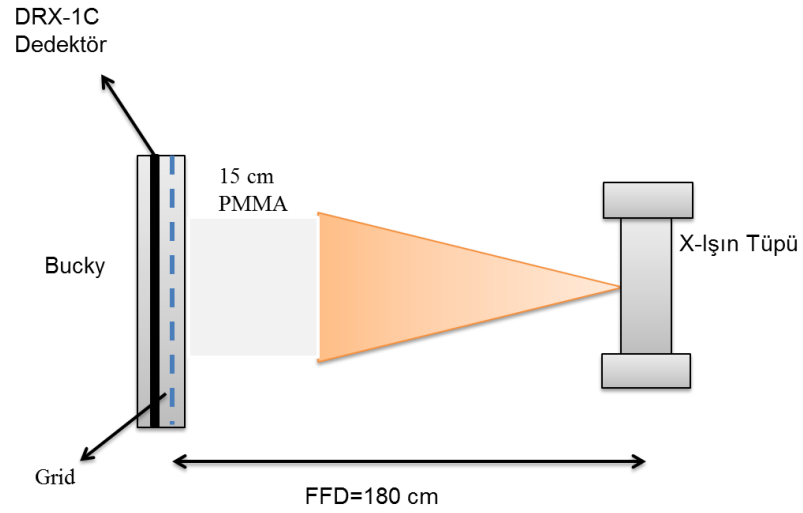
$D_i$ =Her bir kesit için o kesitte bulunan tüm TLD'lerin ortalaması

Çizelge 3.5 Her bir kesitin kütle ağırlık faktörü (Hörlund 2013)

<b>Akciğer</b>		<b>Karaciğer</b>		<b>Mide</b>	
Kesit Numarası	Kütle Ağırlık Faktörü	Kesit Numarası	Kütle Ağırlık Faktörü	Kesit Numarası	Kütle Ağırlık Faktörü
11	0,06	19	0,15	20	0,24
12	0,06	20	0,29	21	0,28
13	0,15	21	0,27	22	0,25
14	0,18	22	0,17	23	0,23
15	0,15	23	0,09	-	-
16	0,12	24	0,03	-	-
17	0,12	-	-	-	-
18	0,12	-	-	-	-
19	0,06	-	-	-	-

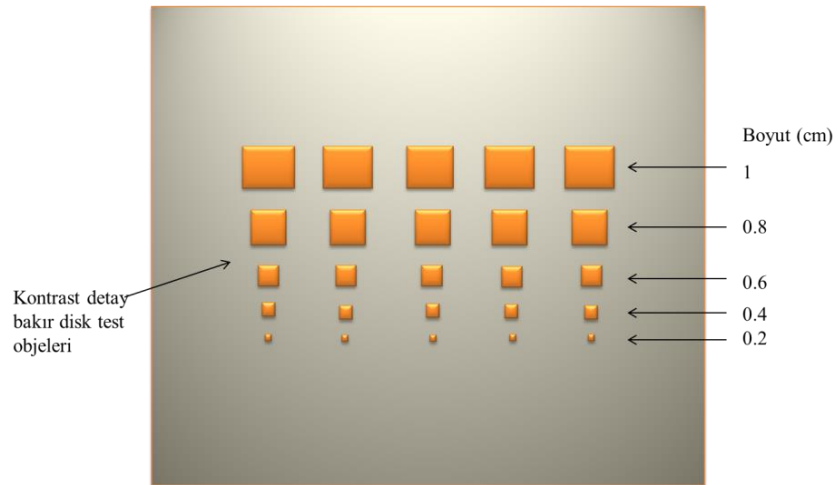
### 3.13 Görüntü Kalitesi Ölçüm Yöntemleri

Görüntü kalitesinin sayısal olarak değerlendirilmesinde göğüs bölgesine karşılık gelen 15 cm kalınlığında PMMA fantom kullanılmıştır. Ölçümler için şekil 3.13'de verilen deney düzeneği kurulmuştur.



Şekil 3.13 PMMA fantom deney düzeneği

Sırasıyla 70 kVp, 80 kVp, 90 kVp, 100 kVp ve 120 kVp ışınlama parametrelerinde ışınlanarak fantom görüntüleri elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan PMMA fantom şekil 3.14’de verilmiştir. Fantom üzerine farklı kalınlıklarda ve farklı boyutlarda bakır levhalar yapıştirılarak dedekte edilebilen en küçük ayrıntıya ve kontrasta göre bir VI değeri hesaplanmış ve düşük kontrast analizi yapılmıştır (Pascoal vd 2005, Honey vd 2005).

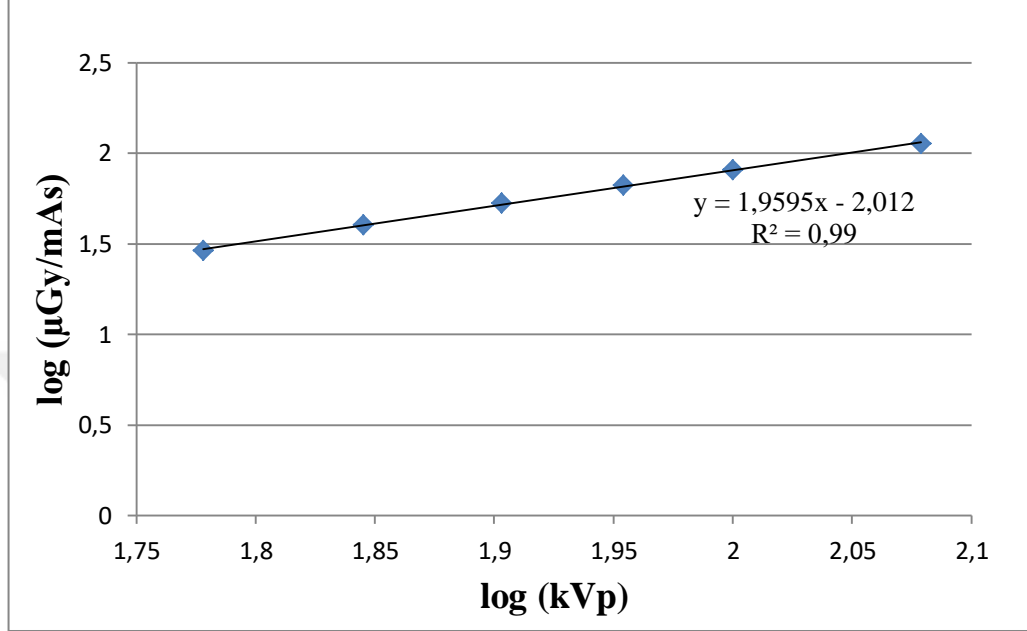


Bakır disk kalınlık (mm)					
Kolon:	1	2	3	4	5
Akciğer:	0.01	0.02	0.03	0.04	0.05

Şekil 3.14 Görüntü kalitesi değerlendirilmesi için hazırlanan PMMA fantomu (Mah vd. 2001)

## 4. BULGULAR

### 4.1 Kalite Kontrol Kapsamında Yapılan Tüp Çıkışı Testleri



Şekil 4.1 Tüp çıkışının tüp voltajı (kVp) ile değişimi

Şekil 4.1'den elde edilen eğim formülü,

$$y = 1,9598x - 2,012$$

Formüldeki x değerinin yerine log (kVp) değerinden 120 kVp'ye karşılık gelen 2,079 değeri koyularak eğim hesaplanmıştır.

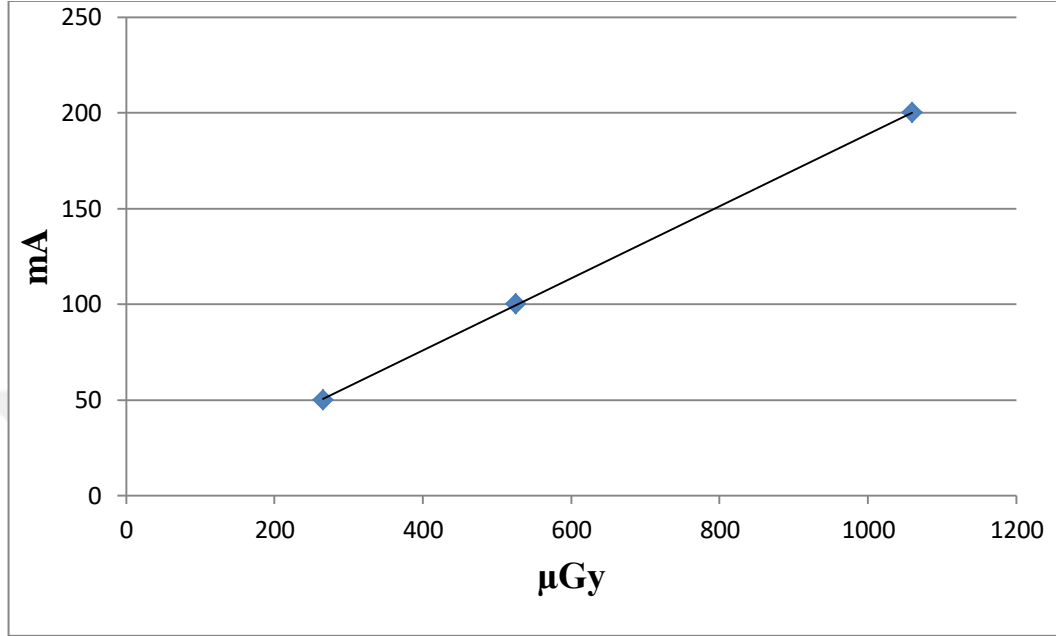
$$y = 1,9598x (2,079) - 2,012$$

$$y = 2,06$$

Tüp çıkışı farklı tüp voltajları için Şekil 4.1'de verilmiştir. Elde edilen grafikten eğim değerine ulaşılmıştır. Eğim değeri 2-2,2 arasında ise iyi, 1,7-2 ve 2,2-2,5 arasında ise normal, <1,7 ve >2,5 ise kabul edilemez sınırlar içerisindedir. Eğim değeri 2,06



bulunmuştur ve kabul sınırları içerisinde. Işınlama, kVp'nin karesi ile doğru orantılı olarak artmalıdır. Elde edilen sonuçlar bu teoriyi desteklemektedir.



Şekil 4.2 Tüp çıkışının tüp akımı (mA) ile değişimi

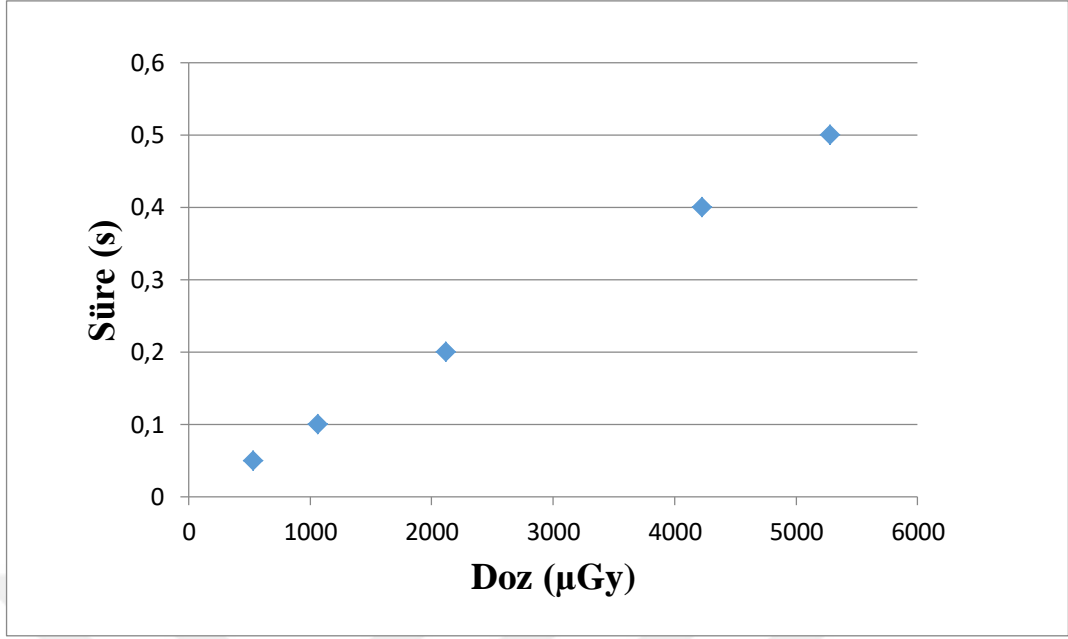
Doğrusallık hesaplama:

$$\frac{(\text{Maks}-\text{Min})}{(\text{Maks}+\text{Min})}<0,1$$

200 mA için;

$$\frac{(1060 \mu\text{Gy}- 1059 \mu\text{Gy})}{(1060 \mu\text{Gy}+ 1059 \mu\text{Gy})} \times 10000,047 = \%5$$

Tüp çıkışının tüp akımı ile değişimi Şekil 4.2'de verilmiştir. Tüp çıkış dozunun artan mA ile doğrusal olarak artması gerekmektedir. Bu doğrusallık  $\pm\%5$  ise iyi,  $\pm\%10$  ise normal, bunun dışındaki değerler için kabul edilemez sınırlar içerisinde. Tüp çıkışının artan mA ile  $\%5$  oranında doğrusal olarak, kabul sınırları içerisinde arttığı bulunmuştur.



Şekil 4.3 Tüp çıkışının ışınlama süresi ile değişimi

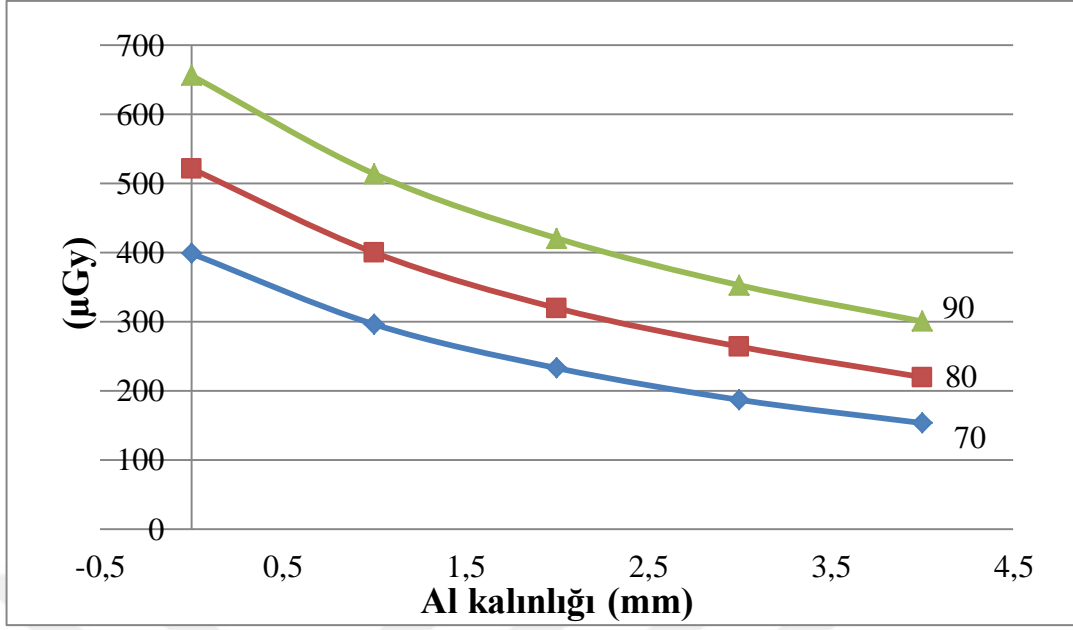
Doğrusallık hesaplama:

$$\frac{(\text{Maks}-\text{Min})}{(\text{Maks}+\text{Min})} < 0,1$$

0,5 s için;

$$\frac{(5279-5274)}{(5279+5274)} \times 100 = 0,047 = \%5$$

Tüp çıkışının, ışınlama süresi ile değişimi Şekil 4.3’de verilmiştir. Tüp çıkış dozu artan ışınlama süresi ile doğrusal olarak artmalıdır. Doğrusallık  $\pm\%10$  ise iyi,  $<\pm\%10$  ve  $<\pm\%20$  ise normal,  $>\pm\%20$  ise kabul edilemez sınırlar içerisinde dir. Doğrusallık %5 bulunmuştur.



Şekil 4.4 Al kalınlığı – ışınlama grafiği

Lineer interpolasyon yöntemiyle 70 kVp'ye karşılık gelen Al kalınlığı 2,72 mm, 80 kVp'ye karşılık gelen Al kalınlığı 3,07 mm ve 90 kVp'ye karşılık gelen Al kalınlığı 3,47 mm olarak bulunmuştur (Şekil 4.4).

Çalışma voltajı 50 kVp ise toplam filtrasyon 0,5 mm Al, 50-70 kVp aralığında 1,5 mm Al ve 70 kVp üzerinde ise 2,5 mm Al olmalıdır. 3 farklı demet enerjisi için toplam filtrasyon değeri, 2,5 mm Al'un üzerinde kabul sınırları içerisinde çıkmıştır. Toplam HVL değeri 70 kVp ve üzeri enerjilerde 2,5-3,5 mm Al aralığında olmalıdır ve deneyde bulunan sonuçlar kabul sınırları içerisindedir (IEC 1994).

## 4.2 Dozimetrik Ölçümler

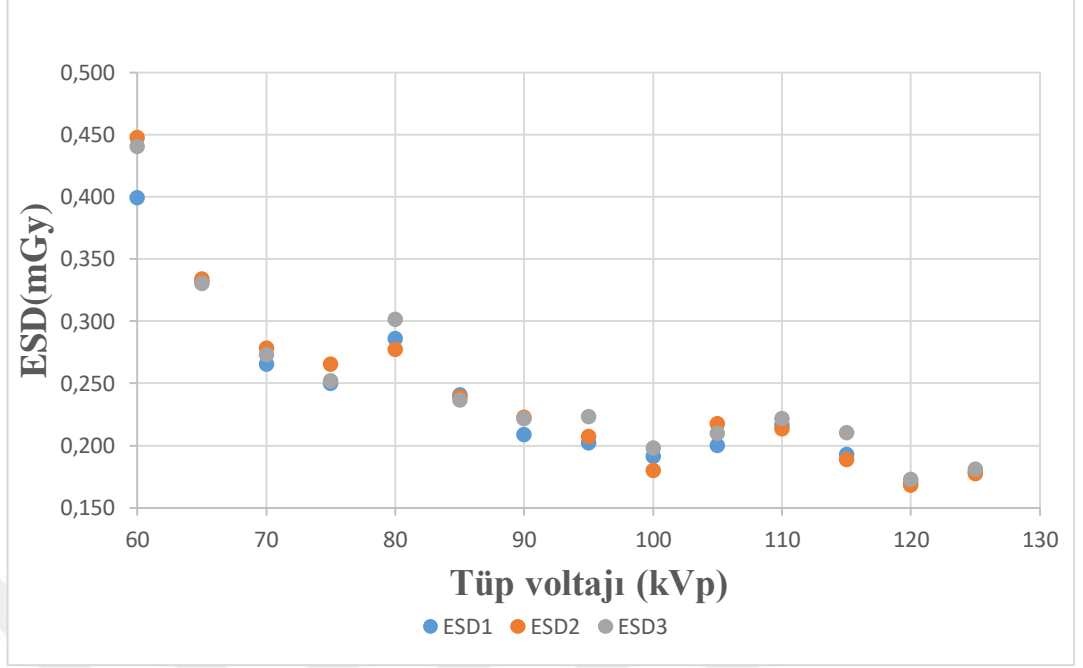
### 4.2.1 Cilt giriş dozu (ESD) ölçümleri

Şekil 3.11'de gösterilen ölçüm geometrisinde, fantomun yüzeyine yerleştirilen TLD'lerden elde edilen sonuçlar çizelge 4.1'de verilmiştir. Sonuçların tekrarlanabilirliğini ve güvenirliliği ölçmek için deney aynı şartlarda ve aynı ışınlama parametrelerinde üç kez tekrarlanmıştır.

Çizelge 4.1 Cilt giriş dozu (ESD)'nin tüp voltajı (kVp) ile değişimi

Tüp Voltajı kVp	Tüp Akımı (mA) x Işınlama Süresi (s)mAs	Giriş Dozu ESD <sub>1</sub> (mGy)	Giriş Dozu ESD <sub>2</sub> (mGy)	Giriş Dozu ESD <sub>3</sub> (mGy)	Ortalama ESD (mGy)
60	25,0	0,40	0,45	0,44	0,43±0,03
65	16,0	0,33	0,33	0,33	0,33±0,00
70	10,0	0,27	0,28	0,27	0,27±0,01
75	8,0	0,25	0,27	0,25	0,26±0,01
80	8,0	0,29	0,28	0,30	0,29±0,01
85	6,3	0,24	0,24	0,24	0,24±0,00
90	5,0	0,21	0,22	0,22	0,22±0,01
95	4,0	0,20	0,21	0,22	0,21±0,01
100	3,2	0,19	0,18	0,20	0,19±0,01
105	3,2	0,20	0,22	0,21	0,21±0,01
110	3,1	0,22	0,21	0,22	0,22±0,00
115	2,5	0,19	0,19	0,21	0,20±0,01
120	2,0	0,17	0,17	0,17	0,17±0,00
125	2,0	0,18	0,18	0,18	0,18±0,00

Elde edilen sonuçlara göre artan tüp voltajı ile x-ışın demetinin girciliği arttığından, cilt girişinde soğurulan düşük enerjili foton sayısı azalmaktadır (Şekil 4.5). TLD-100H dozimetrelerinden aynı parametrelerde ve aynı koşullarda 3 kez tekrarlanan ölçümlerden elde edilen sonuçlara göre, TLD'lerin ölçüm hassasiyeti yüksektir. TLD'ler her okumada birbirine çok yakın değerlerde sonuç vermiştir.



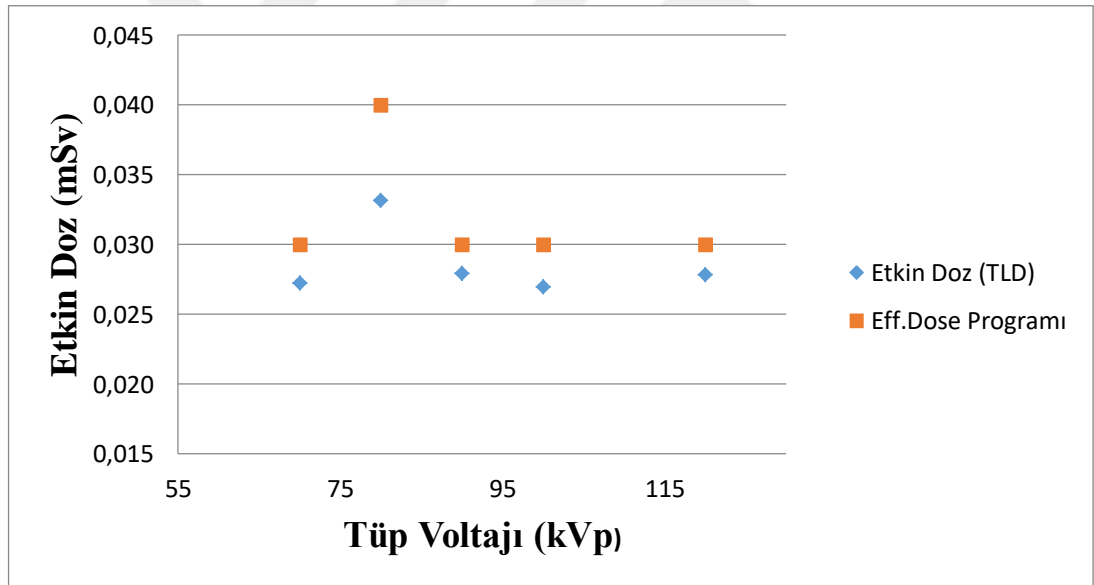
Şekil 4.5 Cilt giriş dozlarının tüp voltajı (kVp) ile değişimi

### 4.3 Giriş Dozu (ESD) Ölçümlerinden Etkin Dozun Hesaplanması

RANDO fantom üzerinde göğüs bölgesine karşılık gelecek şekilde cilt üzerine yerleştirilen TLD'lerden okunan doz değerleri direkt olarak ESD'yi vermektedir. Bu nedenle herhangi bir geri saçılım faktörü uygulanmaz. ESD değerlerini etkin doz (ED) değerleri ile ilişkilendirebilmek için dönüşüm katsayıları kullanılmıştır (Çizelge 4.2)(Lima vd 2004). Deneysel olarak elde edilen sonuçlar, Eff.Dose simülasyon programıyla hesaplanıp karşılaştırılmıştır (Şekil 4.6).

Çizelge 4.2 Etkin dozun tüp voltajı ile değişimi

Tüp Voltajı (kVp)	Tüp Akımı (mA)x Işınlama Süresi (s)mAs	Giriş Dozu ESD (mGy)	*ESD-ED Dönüşüm Faktörleri (Lima vd 2004*)	Etkin Doz ED (mSv)	Eff.Dose Programı (ED) (mSv)	%Sapma
70	10,0	0,273±0,006	0,100	0,027	0,030	% 10
80	8,0	0,288±0,012	0,115	0,033	0,040	% 17
90	5,0	0,218±0,008	0,128	0,028	0,030	% 7
100	3,2	0,190±0,009	0,142	0,027	0,030	% 10
120	2,0	0,171±0,003	0,163	0,028	0,030	% 7



Şekil 4.6 Deneysel ve Eff.Dose programıyla elde edilen etkin doz değerlerinin tüp voltajı (kVp) ile değişimi

Elde edilen her bir organ dozu çizelge 2.1’de verilen radyasyon ağırlık faktörü ile çarpılarak eşdeğer doz hesaplanmıştır. Farklı tüp voltajlarında elde edilen eşdeğer doz değerleri çizelge 4.3’de verilmiştir.

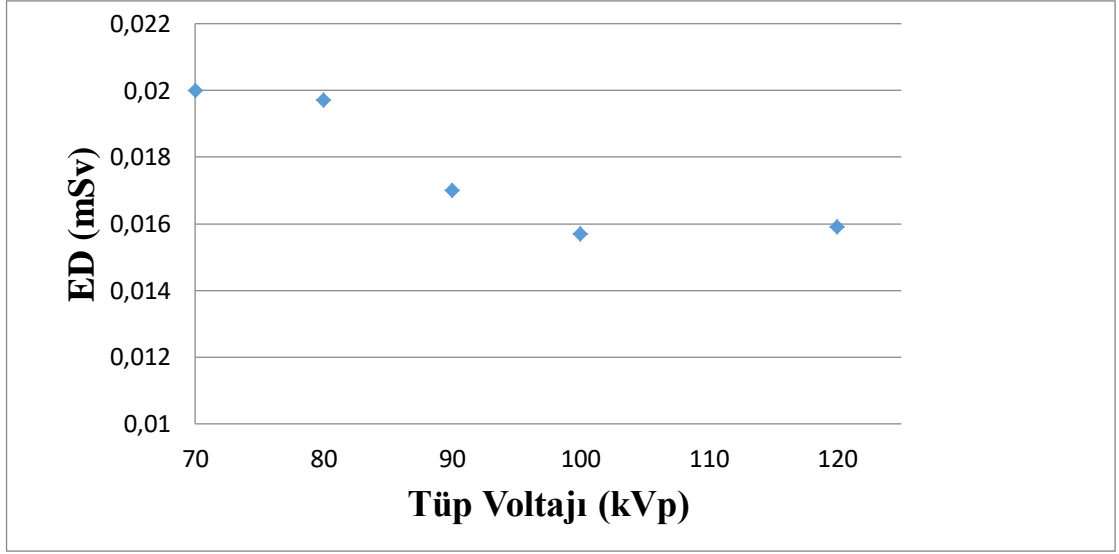
Çizelge 4.3 Hesaplanan eşdeğer doz değerleri

<b>Tüp Voltajı (kVp)</b>	<b>Eşdeğer Doz (mSv)</b>		
	<b>Akciğer</b>	<b>Karaciğer</b>	<b>Mide</b>
70	0,0126	0,0028	0,0049
80	0,0126	0,0025	0,0046
90	0,0098	0,0016	0,0056
100	0,0091	0,0024	0,0042
120	0,0089	0,0022	0,0048

Hesaplanan eşdeğer doz değerleri, ilgili organa ait çizelge 2.2’de verilen organ/doku ağırlık faktörleri ile çarpılarak, farklı tüp voltaj değerlerinde etkin doz (ED) değerleri elde edilmiştir (Çizelge 4.4) (Şekil 4.7).

Çizelge 4.4 Hesaplanan etkin doz (ED) değerleri

<b>Tüp Voltajı (kVp)</b>	<b>ED (mSv)</b>
70	0,0200
80	0,0197
90	0,0170
100	0,0157
120	0,0159



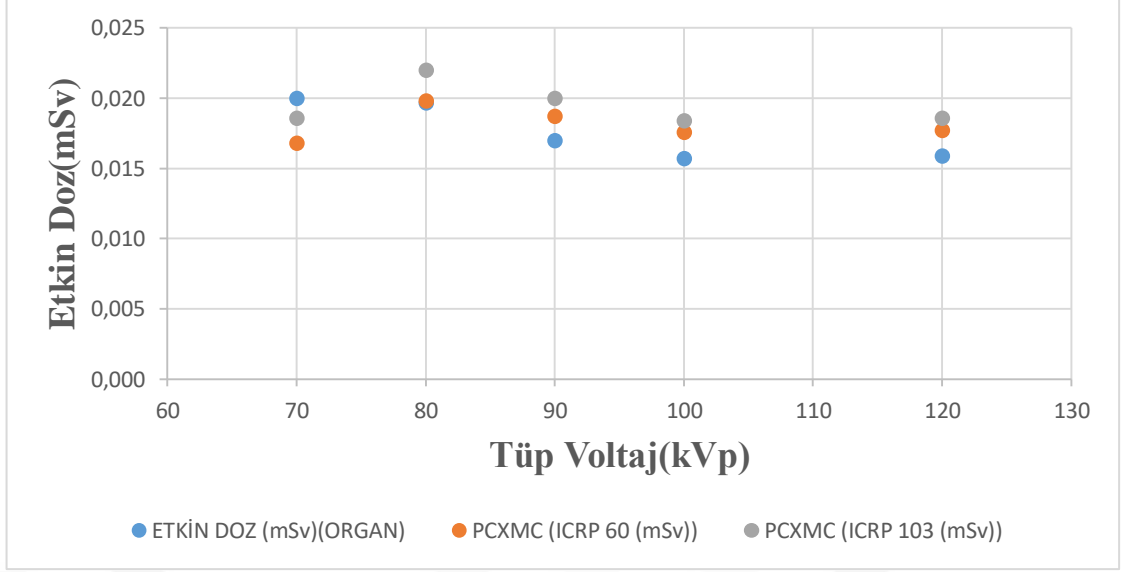
Şekil 4.7 Etkin dozun tüp voltajı (kVp) ile değişimi

Çizelge 4.5 Etkin dozun PCXMC programından hesaplanan ICRP Protokolü ile kıyaslanması

Tüp Voltajı (kVp)	ED (mSv)	PCXMC'den hesaplanan ICRP 103 (mSv)	PCXMC'den hesaplanan ICRP 60 (mSv)	%Sapma (ICRP 103'e göre)	%Sapma (ICRP 60'a göre)
70	0,020	0,019	0,017	%5	%17
80	0,020	0,022	0,020	%9	%0
90	0,017	0,020	0,019	%15	%10
100	0,016	0,018	0,018	%11	%11
120	0,016	0,019	0,018	%16	%11

Tez çalışmasında etkin doz hesabı ICRP 103 (2007) raporunda önerilen doku/organ ağırlık faktörleri kullanılarak hesaplanmıştır. Bu nedenle %hata hesabı TLD ile elde edilen ED değerleri ile PCXMC doz hesaplama programında, ICRP 103 (2007) raporuna göre elde edilen ED değerleri arasında yapılmıştır (Çizelge 4.5) (Şekil 4.8).





Şekil 4.8 Etkin dozun PCXMC programı ile karşılaştırılması

Çalışma kapsamında göğüs incelemeleri için üç kritik organ (akciğer, karaciğer, mide) belirlenerek eşdeğer doz hesabı yapılmış ve belirlenen her bir organ için uygun dönüşüm faktörleri kullanılarak etkin doz hesabı yapılmıştır. Elde edilen etkin doz değerleri PCXMC Monte Carlo doz hesaplama programıyla hesaplanıp karşılaştırılmıştır. PCXMC programı organ bazında seçim yapılmasına olanak sağlar. Bu nedenle programda deneysel olarak baz alınan kritik organlar seçilerek hesaplama yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, deneysel olarak hesaplanan etkin doz değerleri ile programdan elde edilen etkin doz değerlerinin tüp voltajı ile değişimi arasında uyum olduğu görülmektedir. Şekil 4.3’de verilen grafik bu sonucu doğrulamaktadır.

#### 4.4 Görüntü Kalitesi Ölçümleri

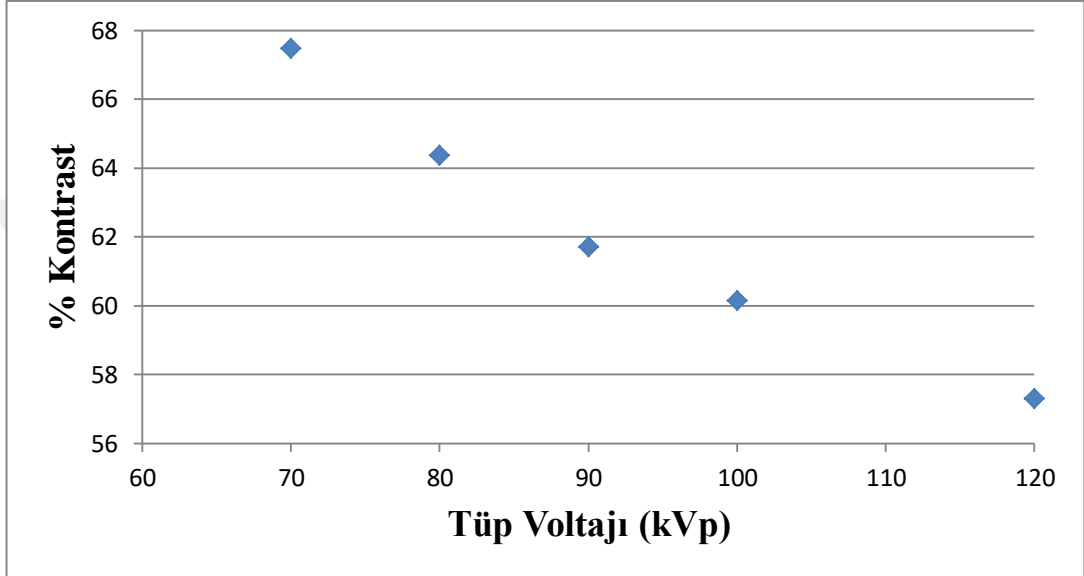
Görüntü kalitesi değerlendirmesinin ilk aşamasında klinik şartlarda farklı demet kalitelerinde RANDO fantom üzerinde akciğer görüntüleri alınarak yüzde kontrast değerleri hesaplanmıştır (Eşitlik 4.1). Kontrast hesabı yapılırken alınan görüntüler üzerinde farklı yapılar belirlenmiştir. Bu yapılar kemik, yumuşak doku, kas gibi yapılardır. Çalışma kapsamında yumuşak doku-kemik arasındaki kontrast farklılıkları hesaplanarak kVp ile görüntü kalitesi değişimi incelenmiştir. Elde edilen kontrast değerleri Şekil 4.9’da verilmiştir.

$$\%C = \frac{m_{(y.d)} - m_{(k)}}{m_{(y.d)}} \times 100 \quad (4.1)$$

C= Kontrast

$m_{(y.d)}$ = yumuşak dokudaki ortalama pixel değeri

$m_{(k)}$ = kemikteki ortalama pixel değeri



Şekil 4.9 Kontrastın farklı tüp voltajları ile değişimi

Şekil 4.9’da elde edilen sonuçlara göre artan tüp voltajı ile görüntü kontrastı düşmüştür. Bu sonuç, dijital radyografide, anatomik yapıların ve genel görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde düşük tüp voltajı tekniğinin kullanımının, daha üstün bir kontrast sağladığını ve buna bağlı olarak görüntü kalitesinin düşük voltajı ile arttığını göstermektedir.

Buna bağlı olarak çalışmada görüntü kalitesinin (IQ) bir göstergesi olarak farklı demet kalitelerinde ve farklı dedektör dozlarında görünürlük indeksi (Visibility Index ,VI) hesaplanmıştır. VI, beş farklı detay (bakır) grubunun sayısı (N) , referans görüntü ve ilgilenilen görüntüdeki görünür en küçük detay boyutunun eşik kalınlığının ortalamaları alınarak hesaplanmıştır (Eşitlik 4.2) (Pascoal 2005, Honey 2005). Elde edilen sonuçlara dayanarak, VI değerlerinin, farklı demet kalitelerinde, farklı dedektör dozlarında ve

ESD yöntemiyle elde edilen ED değerlerine göre değişimi incelenerek görüntü kalitesi değerlendirilmesi yapılmıştır.

$$VI = \frac{1}{N} \sum_{A=1}^N \frac{Kalınlık (A)_{image}}{Kalınlık (A)_{referans}} \quad (4.2)$$

Referans görüntü verisi olarak klinik şartlarda kullanılan 120 kVp ve 2,5 µGy dedektör dozu seçilmiştir ve her bir kVp değerinde (70 kVp, 80 kVp, 90 kVp ve 100 kVp) fantom görüntüleri alınarak VI değerinin sabit dedektör dozunda farklı tüp voltajlarında değişimi incelenmiştir (Şekil 4.11). Sonrasında sırasıyla 5 µGy, 10 µGy ve 15 µGy dedektör dozlarına karşılık gelen mAs değerleri bulunmuştur. İlgilenilen görüntüye ait ışınlama parametreleri çizelge 4.7’de verilmiştir. Farklı dedektör dozlarında hesaplanan VI sonuçları Çizelge 4.8’de verilmiştir.

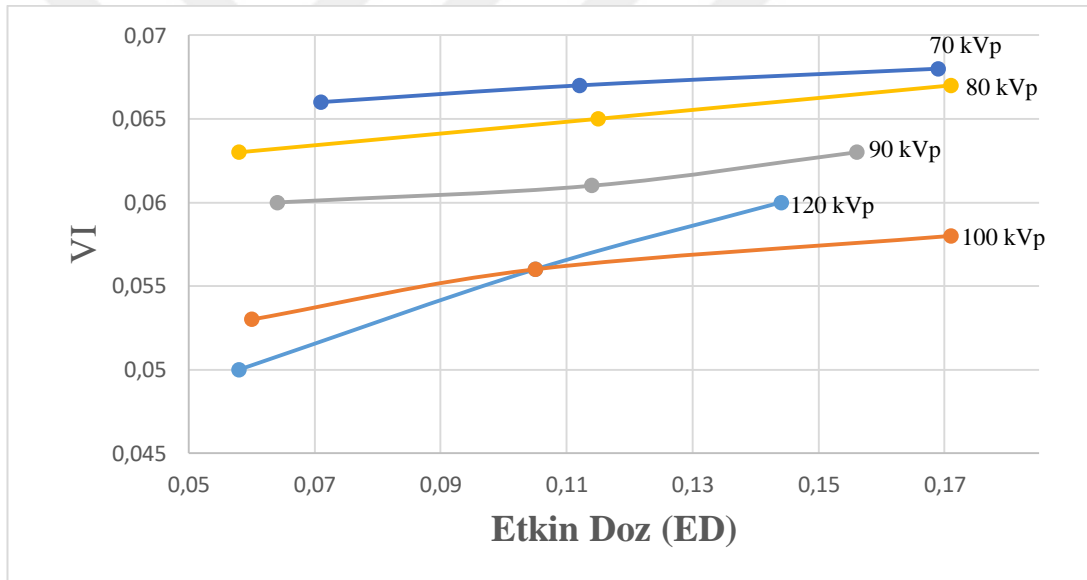
Çizelge 4.6 Farklı dedektör dozlarına karşılık gelen mAs değerleri

Referans Görüntü (2.5 µGy)		İlgilenilen Görüntü <sub>(1)</sub> (5 µGy)		İlgilenilen Görüntü <sub>(2)</sub> (10 µGy)		İlgilenilen Görüntü <sub>(3)</sub> (15 µGy)	
kVp	mAs	kVp	mAs	kVp	mAs	kVp	mAs
70	10,0	70	31,3	70	50	70	80,0
80	8,0	80	16,0	80	32	80	51,2
90	5,0	90	12,5	90	25	90	32,0
100	3,2	100	8,00	100	16	100	25,0
120	2,0	120	5,00	120	10	120	12,8

Çizelge 4.7 VI değerlerinin dedektör dozu ile değişimi

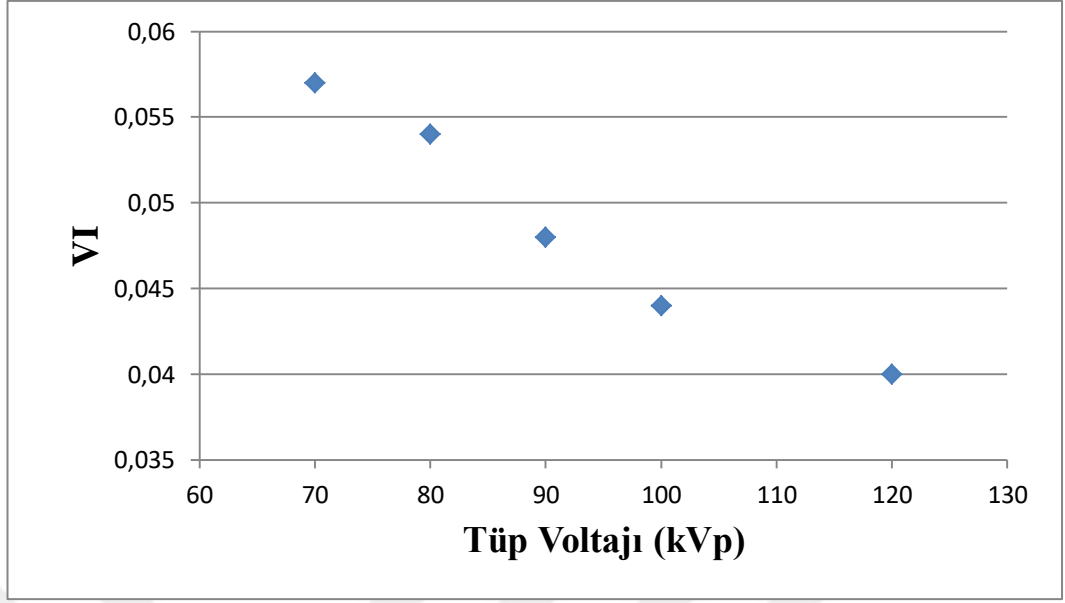
Tüp Voltajı (kVp)	VI <sub>(5μGy)</sub>	VI <sub>(10μGy)</sub>	VI <sub>(15μGy)</sub>
70	0,066	0,067	0,068
80	0,063	0,065	0,067
90	0,060	0,061	0,063
100	0,053	0,056	0,058
120	0,050	0,056	0,060

Hesaplanan VI değerlerinin farklı tüp voltajlarında ve farklı dedektör dozlarında elde edilen ED değerleri ile değişimi Şekil 4.10'da verilmiştir.



Şekil 4.10 Farklı dedektör dozlarında elde edilen VI değerleri ile etkin dozun değişimi

Klinik şartlarda kullanılan sabit 2,5 μGy dedektör dozunda VI değerinin farklı tüp voltajları ile değişimi Şekil 4.11'de verilmiştir. VI değerinin artan tüp voltajı ile azaldığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.11 VI değerlerinin sabit 2,5  $\mu$ Gy dedektör dozunda tüp voltajı ile değişim

## 5. SONUÇ ve TARTIŞMA

Tezin sonuç ve tartışma bölümünde, çalışma kapsamında elde edilen dozimetrik ve görüntü kalitesi ile ilgili bulgular literatürle karşılaştırılmıştır. Birçok çalışmada uluslararası komisyonların önerdiği ışınlama parametrelerini kullanılarak, görüntü kalitesi ve doz optimizasyonu kapsamında farklı demet kalitelerinde ve farklı sistemlerde cilt giriş dozu ve etkin doz hesaplanmıştır. Aynı zamanda görüntü kalitesi kriterlerini oluşturmuşlardır. EC 16260 EN numaralı raporda, referans doz sınırları ve görüntü kalitesiyle ilgili öneriler mevcuttur. Klinikte sıklıkla yapılan göğüs PA incelemeleri için referans doz seviyesi 0,3 mGy olarak belirtmiştir. EUR 16260 EN Raporu, aynı zamanda farklı klinik incelemeler için, kullanılacak demet kalitesiyle ilgili öneriler sunmuştur. Geniş dinamik aralık sunan dijital dedektörlerde düşük tüp voltajlarında iyi kalitede görüntü elde edilebilmektedir. Akciğer incelemelerinde yüksek kVp tekniği kullanılmaktadır. Göğüs bölgesinde hareketli organlar olduğundan yüksek kVp kullanımı ile ışınlama süresi azaltılabilmektedir. Böylece hareket nedeniyle meydana gelebilecek görüntü kusurları engellenmiş olmaktadır. 120-140 kVp mertebesindeki tüp voltajlarında, kaburgaların kontrastı azalmakta ve bu akciğer alanı altında kalan yumuşak doku yapılarının değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (ICRU 70). Ancak, dünyada bazı ülkelerde akciğer incelemelerinin düşük kVp tekniği ile yapılabileceğine yönelik çalışmalar vardır (Uffman 2005, Tinberg ve Sjöström 2003, Moore vd. 2003). Düşük kVp kullanımı, dokularda saçılımın azalmasıyla soğurulmanın artması nedeniyle, kontrastın artmasına ve klinik görüntü kalitesinin iyileşmesine olanak sağlamaktadır. Aynı zamanda düşük kVp değerlerinde dedektör-kuantum etkinliği artmaktadır ve saçılan radyasyonla ilgili kontrast kaybı önlenmektedir (Tinberg ve Sjöström 2003, Sandborg vd 2006). Bu çalışmanın amacı farklı demet kaliteleriyle görüntü kalitesinin değişimini araştırmaktır. Buna ek olarak çalışmada, görüntü kalitesinin doza bağlı değişimi de incelenmiştir. Farklı dedektör dozlarında görüntüler alınarak, etkin dozdaki değişime karşılık, klinik görüntü kalitesinin ne kadarlık bir iyileşme gösterdiği, kontrast detay analizi yapılarak incelenmiştir.

Çalışmanın ilk aşamasında RANDO fantom üzerinde cilt girişine konumlandırılan TLD'lerden cilt giriş dozları hesaplanmıştır. Her seferinde yan yana 3 adet gelecek

şekilde paketlenerek cilt yüzeyine yerleştirilen TLD-100H dozimetrelerinden doz değerine geçmek için bu üç TLD'nin ortalaması alınmıştır. Çalışmada kullanılan en düşük tüp voltajında (70 kVp) elde edilen cilt giriş dozu  $0,273 \pm 0,006$  mGy bulunmuştur. En yüksek tüp voltajında (120 kVp) elde edilen cilt giriş dozu ise  $0,171 \pm 0,003$  mGy'dir. Elde edilen bu sonuç, şekil 4.5'de gösterildiği gibi tüp voltajı azaltıldığında cilt giriş dozunun arttığını göstermektedir. Azalan tüp voltajıyla, x-ışın demetinin giriciliği azalmaktadır. Dolayısıyla ciltte soğurulan düşük enerjili fotonların sayısı artmaktadır. Göğüs bölgesi için en yüksek tüp voltajı ile en düşük tüp voltajı arasındaki cilt giriş dozu farkı %37 çıkmıştır. Çalışmada etkin doz, ilgili dönüşüm katsayıları kullanılarak ESD değerlerinden hesaplanmıştır. Bu dönüşüm faktörleri çizelge 4.2'de verilmiştir. Çalışmada kullanılan kVp aralığı (70 kVp-120 kVp) için etkin doz değerleri yaklaşık 0,027 mSv çıkmıştır. Ölçümler klinik koşullar esas alınarak gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle 2,5  $\mu$ Gy sabit dedektör dozunda ölçümler alınmıştır. Tüp voltajı artarken, mAs değerleri azaltılarak, kVp ile mAs'ın birbirini dengelemesi sağlanmıştır. Tüm kVp değerlerinde etkin doz mümkün olduğunca aynı tutulmaya çalışılmıştır. mAs değerleri, cihazın izin verdiği belirli mAs aralıklarında ayarlanabildiğinden, tüm kVp'lerde birebir aynı etkin doz elde edilememiştir. Sabit dedektör dozunda, etkin doz değerlerinde gözle görülen bir fark olmamalıdır. Dedektör dozu, her kVp değerinde sabit tutulduğundan ve mAs değerleri etkin doz aynı olacak şekilde seçildiğinden, etkin doz değerleri birbirine olabildiğince yakın çıkmalıdır. Çizelge 4.2'de gösterildiği gibi elde edilen sonuçlar bu bulguyu destekler niteliktedir. Tinberg ve Sjöström farklı görüntü plakaları kullanarak göğüs ve pelvis incelemeleri için etkin doz başına düşen en yüksek klinik görüntü kalitesini veren tüp voltajını araştırmışlardır. Bunun için farklı tüp voltajları ve iki farklı anatomik fantom kullanmışlardır. Göğüs fantomu için tüp voltajı 70 ile 150 kVp arasında değiştirilmiştir. mAs değerleri tüp voltajından bağımsız iki fantom için de etkin doz aynı olacak şekilde seçilmiştir. Göğüs için standart tüp voltajı (125 kVp) referans olarak belirlenmiştir. Çalışmalarında akciğer incelemeleri için 7 mm Al filtre kullanılmıştır. Etkin doz, ilgili dönüşüm faktörleri ile DAP (Dose Area Product)'dan hesaplanmıştır. En düşük tüp voltajında (70 kVp, 32 mAs) elde edilen etkin doz (ED) değeri ile en yüksek tüp voltajında (125 kVp, 6,3 mAs) elde edilen etkin doz değeri 18,9  $\mu$ Sv ile 20,6  $\mu$ Sv aralığında değişim göstermiştir. Bizim çalışmamızda olduğu gibi seçilen mAs değeri

aralıklarına göre ED değeri ufak farklılıklar göstermiştir. Aynı zamanda çalışmada elde edilen ED değeri tüm kVp'lerde ortalama 19,4  $\mu$ Sv bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ED değerleri ortalama 28,6  $\mu$ Sv 'dir. Aradaki bu farkın sebebi, Tinberg ve vd.'nin yaptığı çalışmada 7 mm Al ek filtre kullanmış olmaları ve dedektör dozlarının farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmada her iki bölge için de azalan kVp ile sabit bir etkin doz seviyesinde görüntü kalitesinin arttığı bulunmuştur. Görüntü kalitesi değerlendirmesi VGA (visual grading analysis- görsel derecelendirme analizi) yöntemi ile yapılmıştır ve düşük kVp ile VGA'ların daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu, tüp voltajı düştüğünde klinik görüntü kalitesinin iyileştiği anlamı taşımaktadır (Tinberg ve Sjöström 2003).

Tez kapsamında ESD yöntemiyle elde edilen ED değerleri Eff.Dose programı kullanılarak her bir kVp için tekrar hesaplanmıştır. Deneysel olarak elde edilen ED değerleri, en düşük tüp voltajında (70 kVp) 0,027 mSv ve en yüksek tüp voltajı (120 kVp) 0,028 mSv bulunmuştur. Programın verdiği ED değerleri ise 0,030 mSv olarak bulunmuştur. Elde edilen deneysel sonuçlar ile teorik olarak bulunan etkin doz değerleri arasında yaklaşık olarak %7,1 fark bulunmuştur.

Tez çalışmasında ayrıca organ dozları üzerinden etkin doz hesabı yapılmıştır. TLD-100H dozimetreleri paketlenerek RANDO fantom üzerinde bulunan her bir kesitteki ilgili organa ait deliklere 3'er adet yerleştirilmiştir. Göğüs incelemeleri için 3 kritik organ belirlenmiştir. Bu organlar akciğer, karaciğer ve mide olarak seçilmiştir. Akciğer için yapılan doz hesapları en düşük (70 kVp) ve en yüksek (120 kVp) tüp voltajlarında 0,0126 mSv ile 0,0089 mSv aralığında değişim gösterdiği bulunmuştur. Organ dozlarının akciğer bölgesinde farklılık göstermesi beklenen bir sonuçtur. Çünkü akciğerler havadan oluşmaktadır ve artan kVp ile demet giriciliğinin artmasına dolayısıyla da soğurulan dozun azalmasına neden olmaktadır. Karaciğer bölgesinde elde edilen eşdeğer doz değerleri en düşük tüp voltajında (70 kVp) 0,0028 mSv ve en yüksek tüp voltajında (120 kVp) 0,0022 olarak bulunmuştur. Mide bölgesinde elde edilen eşdeğer doz değerleri ise en düşük ve en yüksek tüp voltajlarında ortalama 4,9  $\mu$ Sv bulunmuştur. Karaciğer ve mide bölgelerinde belirgin bir artış azalış yoktur. Bunun sebebi olarak akciğere göre daha yoğun olmaları düşünülmektedir.



Bununla birlikte, seçilen kritik organlara ait hesaplanan eşdeğer doz değerleri, her bir organ için uygun dönüşüm faktörleri kullanılarak etkin doz hesaplanmıştır. Organ dozundan elde edilen ED değerleri ortalama 17  $\mu$ Sv bulunmuştur. Organ dozlarından elde edilen etkin doz değerleri, ESD yöntemiyle elde edilen etkin doz değerlerine göre daha düşük çıkmıştır. Bunu sebebi çalışmada, göğüs bölgesinde 3 kritik organın hesaba katılmış olmasıdır.

Çalışmada ayrıca deneysel olarak hesaplanan etkin doz değerleri, PCXMC Monte Carlo doz hesaplama programıyla hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır. Buna göre, programda ICRP 103 raporuna göre elde edilen etkin doz değerleri ortalama 19  $\mu$ Sv bulunmuştur.

Deneysel olarak elde edilen ED değerleri ile programdan elde edilen ED değerleri birbirini ile uyumludur. PCXMC programında organ bazında seçim yapılabilmektedir. Dolayısıyla deneysel olarak seçilen kritik organlar, programda da seçilmiştir. Bu nedenle programda elde edilen ED değerleri, ESD yöntemiyle elde edilen ED değerlerinden düşüktür.

Moore ve arkadaşları klinik göğüs incelemelerinde görüntü kalitesini, bilgisayarlı radyografi sistemlerinde fiziksel PMMA fantom ve hasta üzerinde değerlendirmişlerdir. Göğüs incelemeleri için tüp voltajı 50 ile 125 kVp arasında seçilmiştir. mAs değerleri yaklaşık olarak 0,011 mSv etkin doz üretecek şekilde ayarlanmıştır. Farklı ışınlama parametrelerinde elde edilen ED değerleri en düşük tüp voltajı ile en yüksek tüp voltajında 11,0  $\mu$ Sv ile 10,6  $\mu$ Sv'dir arasında değişim göstermiştir. ED değerlerinin kVp ile değişimi, bizim çalışmamızda elde edilen değişimle uyumludur. ED değerleri arasında gözle görülen bir fark yoktur. ED değerlerinin bizim çalışmamızda elde edilen ED değerlerine göre düşük çıkması seçilen ışınlama mAs değerlerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Yüksek tüp voltajlarında fotoelektrik etkinin azalması nedeniyle kontrastta bir azalma meydana gelebilmektedir. Çalışmada 102 kVp referans tüp voltajı olarak seçilmiştir ve fiziksel ve klinik görüntü kalitesi arasında iyi bir ilişki olduğu bulunmuştur. Çalışma ayrıca düşük tüp voltajlarının eşleştirilmiş etkin doz için üstün görüntü kalitesi sağladığını vurgulamıştır (Moore vd. 2003).

Bu tez çalışmasının ikinci aşaması olarak görüntü kalitesi değerlendirmeleri yapılmıştır. Sabit dedektör dozunda (2,5  $\mu$ Gy) farklı tüp voltajlarının görüntü kalitesi üzerine etkisi incelenmiştir. Ayrıca değişen dedektör dozlarının (5  $\mu$ Gy, 10 $\mu$ Gy ve 15 $\mu$ Gy) farklı tüp voltajı değerlerinde, etkin doz ve görüntü kalitesi ile değişimi araştırılmıştır. İlk aşamada, RANDO fantom üzerinde sabit dedektör dozu için farklı demet kalitelerinde kontrast hesabı yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, en düşük tüp voltajı (70 kVp) ile en yüksek tüp voltajı (120 kVp) arasındaki kontrast farkı %67,48 ile %57,29 aralığında değişmiştir. Azalan tüp voltajı ile fotoelektrik etki daha baskın hale gelmiştir ve saçılan foton miktarı azalmıştır. Saçılan fotonların azalması görüntü kontrastının iyileşmesini sağlamıştır. İkinci aşamada düşük kontrast detay analizi için göğüs bölgesine karşılık gelen 15 cm PMMA fantom kullanılmıştır. 5 farklı boyut ve kalınlıkta bakır diskler, fantom yüzeyinin merkezine gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Algılanabilen en küçük bakır test objesinin, referans dedektör dozu ve referans tüp voltajına (2,5  $\mu$ Gy dedektör dozu, 120 kVp) göre, farklı demet kalitelerinde ve farklı dedektör dozlarında VI değeri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, artan tüp voltajı ile VI değerinin azaldığı görülmüştür. Bu, azalan tüp voltajlarında görüntü kalitesinin iyileştiği anlamı taşımaktadır. Ayrıca farklı dedektör dozlarında elde edilen sonuçlara göre, artan etkin doz ile VI değerinde artış olduğu görülmüştür. Pascoal ve arkadaşları üç farklı dijital sistem (photostimuable phosphor (PSP), scanning-slot/charge-coupled device (CCD) and a-Si/TFT flat-panel detector) için PA projeksiyonda göğüs radyografisini değerlendirmişlerdir. Bunun için geometrik göğüs fantomu kullanmışlardır. Tüm görüntüleme sistemlerinde 125 kVp ve 4  $\mu$ Gy dedektör dozu referans görüntü verisi olarak belirlenmiştir. 2 ve 8  $\mu$ Gy dedektör dozlarında görüntü kalitesi değişimi incelenmiştir. Tüm göğüste ortalama bir visibility indeks (VI) üretmek için çalışmada karın, kalp ve akciğerlerin ortalaması alınmıştır. Bütün görüntüleme sistemlerinde tüm dedektör dozlarında ve ESD ölçümlerinden elde edilen ED değerleri için bir VI hesaplanmıştır. Sonuçlar, tüm sistemlerde ED ile VI'de sürekli bir artış olduğunu vurgulamıştır. Ayrıca görüntü kalitesi ve etkin doz arasındaki en iyi denge a-Si/TFT FPD sistemlerde sağlanmıştır. Çalışmada benzer dedektör teknolojilerinin farklı performanslar gösterdiği sonucuna varılmıştır.

Uffmann vd (2005) göğüs radyografilerinde sabit etkin doz ile farklı tüp voltajlarında elde edilen anatomik yapıların gözlenebilirliğini incelemişlerdir. Çalışmada 5 farklı radyolog, radyolojik görüntü üzerinde seçilen ilgi alanlarının gözlenebilirliğini derecelendirmişlerdir. Çoğu anatomik yapının tanımlanması ve genel görüntü kalitesi bakımından 90 kVp'nin en iyi sonucu verdiği vurgulanmıştır.

Honey vd (2005) yetişkin göğüs incelemeleri için film ekran sistemler ve CR sistemlerde görüntü kalitesini değerlendirmişlerdir. Görüntü kalitesi değerlendirmeleri için CDRAD fantomu kullanılmıştır. Görüntüler 75 kVp, 90 kVp, 125 kVp tüp voltajlarında ve 0,5 mGy-20mGy arasında farklı dedektör dozlarında alınmıştır. Film ekran sistemlerde optik yoğunluğun satüre olması nedeniyle artan ışınlama ile ayrıntı görünürlüğünde azalma meydana gelmiştir. Ancak CR potansiyeli ve VI, azalan kuantum gürültüsü nedeniyle düşük kontrast ayrıntıları artan ışınlama ile daha görülebilir hale gelmiştir. Bu nedenle her iki sistem için aynı ışınlama parametrelerini kullanarak görüntü elde edilmesinin uygun olmadığını belirtilmiştir. Çalışmada incelenen ED aralığında, CR sistemler için optimum görüntü kalitesinin 125 kVp'den ziyade, 75 ile 90 kVp aralığında olduğu gösterilmiştir.

Çizelge 5.1 Literatürde farklı ışınlama parametrelerinde ve farklı sistemlerde göğüs PA incelemelerinde elde edilen ED ( $\mu\text{Gy}$ ) değerleri

Bu Çalışma			Moore vd. 2013*			Tinberg ve Sjöström 2003**			Uffmann vd. 2005***			% Fark		
kVp	mAs	ED ( $\mu\text{Sv}$ )	kVp	mAs	ED ( $\mu\text{Sv}$ )	kVp	mAs	ED ( $\mu\text{Sv}$ )	kVp	mAs	ED ( $\mu\text{Sv}$ )	*	**	***
70	10,0	27	70	5,00	11,0	70	32	18,9	-	-	-	145	43	-
80	8,0	33	81	3,20	12,2	81	22	20,5	-	-	-	170	61	-
90	5,0	28	90	2,00	11,1	90	14	18,7	90	4,2	21,3	152	50	31
100	3,2	27	102	1,25	10,5	102	10	19,3	121	1,8	20,6	157	40	31
120	2,0	28	125	0,80	10,6	125	6,3	20,6	150	1,1	19,5	164	36	44

Bu tezdeki çalışmalara ek olarak, görüntü kalitesi değerlendirmesi için farklı demet kaliteleri ve değişen dedektör dozları, farklı kalınlıklarda ek filtrasyon kullanılarak araştırılabilir. Ayrıca çalışmada kullanılan TLD-100H dozimetrelerin literatürde farklı okuma parametreleri mevcuttur. Bu okuma parametreleri değiştirilerek doz aralığının değişimi incelenebilir.

## KAYNAKLAR

- Aliasgharzadeh, A., Mihandoost, E., Masoumbeigi, M., Salimian, M., Mohseni, M. 2015. Measurement of Entrance Skin Dose and Calculation of Effective Dose for Common Diagnostic X-Ray Examinations in Kashan, Iran. *Glob J Health Sci.* 7(5); 202-207.
- Anonymous. IEC (1994) International Electrotechnical Commission. IEC 60601-1-3: Medical electrical equipment. Part 1: General requirements for safety - 3: Collateral standard: General requirements for radiation protection in diagnostic X-ray equipment. Geneva: IEC.
- Anonymous. EUR 16260 EN. (European Commission). 1996. European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images, 88, Luxembourg.
- Anonymous. EC 109 (Europe Commission). 1999. Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures.
- Bacher K, Smeets P, Vereecken L, Hauwere AD, Duyck P, De Man R, Verstraete K, Thierens H. 2005. Image quality and radiation dose on digital chest imaging: Comparison of amorphous silicon and amorphous selenium flat-panel systems. *AJR*, September; 187:630-637
- Bacher, K. 2006. Evaluation of image quality and patient radiation dose in digital radiology. Doctoral thesis. Ghent University, p.140, Belgium.
- Bhatt, B.C., Kulkarni, M.S. 2014. Thermoluminescent Phosphors for Radiation Dosimetry. *Defect and Diffusion Forum Vol. 347*; 179-227. Switzerland.
- Bor, D. 2014. Diagnostik Radyoloji Fiziği Ders Notları. Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, Ankara.
- Bor, D., Guven, A., Yusuf, A.R., Birgul, O. Yuksel, S., Yalcın, A., Marshall, N., Olgar, T. 2019. A modified formulation of eDQE for digital radiographic imaging. *Radiation Physics and Chemistry* ,156:6-14.
- Bos, A.J.J. 2007. Theory of Thermoluminescence. *Radiation Measurement* 41. S45-S56.
- Bushberg, J.T, Seibert, J.A, Leidholdt JR, E.M., Boone, J.M. 2012. *The Essential of Physics of Medical Imaging*, California.
- Cember, H., Johnson, T.E. 2009. *Introduction to Health Physics* Fourth edition. McGraw-Hill.
- Chen, R., McKeever, S.W.S. 1997. *Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena*. World Scientific Publishing, Singapore, 559s.

- Del Sol Fernandez, S., Garcia-Salcedo, R., Mendoza, J.G., Sanchez-Guzman, D., Rodriguez, G.R., Gaona, E., Montalvo, T.R. 2016. Thermoluminescent characteristics of  $\text{LiF:Mg,Cu,P}$  and  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  for low dose measurement. arXiv:1604.00098v1 (physics.ins-det).
- DeWerd, L.A., Kissick, M. 2014. The Phantom of Medical and Health Physics, USA.
- DIAMOND III. 2004. Image Quality and Dose Management for Digital Radiography Final Report
- Dowsett, D. J., Kenny P.A., Johnstone, R.E. 2006. The Physics of Diagnostic Imaging, Ireland. Hodder Arnold Publication.
- Effdose software V1.02. 1995. National Board of Health. Denmark: National Institute of Radiation Hygiene.
- Floyd, C.E. Jr, Baker, J.A., Lo, J.Y., Ravin, C.E. 1992. Measurement of scatter fractions in clinical bedside radiography. *Radiology*. 183; 857–861.
- Furetta, C. 2003. Handbook of Thermoluminescence. World Scientific Publishing. Singapore.
- Hart, D., Hillier, M.C., Shrimpton, P.C. 2012. Doses to Patients from radiographic and fluoroscopic X-ray imaging procedures in the UK-2005 Review. Tech Rep HPA-RPD-029.
- Hartman, T.E. 1997. Dual-energy radiography. *Semin Roentgenol*. 32; 45–49
- Honey, I.D., MacKenzie, A., Evans, D.S. 2005. Investigation of optimum energies for chest imaging using film-screen and computed radiography. *The British Journal of Radiology*, 78 (2005); 422-427.
- Hörnlund, M. 2013. Estimation of dose conversion factors. Master of science thesis. Department of Radiation Physics, University of Gothenburg.
- ICRP. International Commission on Radiological Protection. Report the task group on Reference Man. Oxford: Pergamon Press. Publication No.23; 1975.
- ICRP. International Commission on Radiological Protection. Publication 93. 2003. Managing Patient Dose in Digital Radiology.
- ICRP. International Commission on Radiological Protection. Publication 103, 2007. The Recommendations of International Commission on Radiological Protection.
- ICRU Report 70. 2003. Image Quality in Chest Radiography, Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements.

- International Atomic Energy Agency 2007. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna.
- Körner, M., Weber, CH., Wirth, S., Pfeifer, KJ., Reiser, MF., Treitl, M., 2007. Advances in digital radiography: physical principles and system overview, RSNA, p. 675-686.
- Lança, L., Silva, A., 2013. Digital Imaging Systems for Plain Radiography. Springer, p. 161.
- Lima, F.R.A., Kramer, R., Vieira, J.W., Khoury, H.J. 2004. Effective Dose Conversion Coefficients for X-Ray Radiographs of the Chest and the Abdomen. International Joint Meeting Cancun 2004 LAS/ANS-SNM-SMSR Annual Meeting and XXII SMSR Annual Meeting Mexico, July 11-14, 2004.
- Lucas, P.A., Aubineau-Laniece, I., Lourenço, V., Vermesse, D., Cutarella, D. 2014. Using LiF:Mg,Cu,P TLDs to estimate the absorbed dose to water in liquid water around an  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy source. Medical physics American Association of Physicists in Medicine. 41, pp.011711.
- Mah, E., Samai, E., Peck, D.J. 2001. Evaluation of a quality control phantom for digital chest radiography. Journal of Applied Clinical Medical Physics. Vol 2 Number 2.
- Marshall, N.W. 2009. Calculation of quantitative image quality parameters. NHSBSP equipment report, 902.
- McAdams, H. P., Samai, E., Dobbins, J., Tourassi, G.D., Ravin, C.E. 2006. Recent Advances in Chest Radiography. Radiology. Volume 241 Number 3.
- McKeever, S.W.S., Moscovitch, M., Townsend, P.D. 1995. Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses. Nuclear Technology Publishing. England.
- Meriç, N. 2014. Radyasyon Fiziği Ders Notları. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara.
- Model 3500 Manuel TLD Reader with WinREMS™.2005.Operator's Manuel. Publication No: 3500-W-O-0805-005
- Moore, C.S., Wood, T.J., Beavis, A.W., Saunderson, J.R. 2013. Correlation of the clinical and physical image quality in chest radiography for average adults with a computed radiography imaging system. Br J Radiol 86;20130077.
- Nakajima, T., Murayama, Y., Matsuzawa, T., and Koyano, A. 1978. Development of a New Highly Sensitive LiF Thermoluminescent Dosimeter and its Application, Nucl. Instrum. Methods 157;155-162.

- Niklason, L.T., Sorenson, J.A., Nelson, J.A. 1981. Scattered radiation in chest radiography. *Med Phys.* 8;677–681.
- Olğar, T. 2019. Görüntüleme Teknikleri 1 Ders Notları. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara.
- Oliveira, L.J, Lança, C. 2011. Radiological imaging in digital systems: the effect of exposure parameters in diagnostic quality and patient dose. Doctoral thesis. University of Aveiro, p, 209.
- Pascoal, A., Lawinski, C.P., Mackenzie, A., Tabakov, S., Lewis, C.A. 2005. Chest Radiography: A Comparison of Image Quality and Effective Dose Using for Digital Systems. *Radiation Protection Dosimetry.* Vol.114, Nos 1-3; 273-277.
- Paydar, R., Takavar, A., Kardan, M.R., Babakhani, A., Deevband, M.R., Saber, S. 2012. Patient effective dose evaluation for chest x-ray examination in three digital radiography centers. *Iran.J.Radiat.Res.* 10(3-4); 139-143.
- Ravin, C.E, Chotas, H.G.1997. Chest radiography. *Radiology;* 204(3); 593–600.
- Rubai, S.S., Rahman, Md. S., Purohit, S., Patwary, Md. K. A., Meaze, AKM. M.H., AA, M. 2018. Measurements of Entrance Surface Dose and Effective Dose of Patients in Diagnostic Radiography. Md Shakilur Rahman, *Biomed J Sci & Tech Res.*
- Sandborg, M., Tinberg, A., Ullman, G., Dance, D.R., Carlsson, G.A. 2006. Comparison of clinical and physical measures of image quality in chest and pelvis computed radiography at different tube voltages. *American Association of Physicists in Medicine.* Sweden.
- Shinde, S.S., Dhabekar, B.S., Gundu Rao, T.K., Bhatt, B.C. 2001. Preparation, thermoluminescent and electron spin resonance characteristics of LiF:Mg,Cu,P phosphor, *J. Phys. D: Appl. Phys.* 34; 2683-2689.
- Sina, S., Zeinali, B., Karimipourfard, R.M., Lotfalizadeh, F., Sadeghi, M., Zamani, E., Zehtabian, M., Faghihi, R. 2014. Comparison of the response of TLD-100 and TLD-100H dosimeters in diagnostic radiology. *World Academy of Science, Engineering and Technology Biomedical and Biological Engineering.* Vol:1, No:9.
- STUK-A231, Tapiovaara, M. Siiskonen, T. 2008. PCXMC – A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations 2nd ed., Helsinki.
- Şahiner, E. 2015. Paleosismolojik Çalışmalarda TL/OSL ve ESR Yöntemlerinin Kullanılması: Kütahya-Simav ve Kuzey Anadolu Fay Hattı. Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara. Doktora Tezi.



- TAEK. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu. Web sitesi. <http://www.taek.gov.tr>. Erişim Tarihi: 22.11.2019.
- Tingberg, A., Sjöström, D. 2003. Search for optimal tube voltage for image plate radiography. Conference Paper in Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering.
- Uffmann, M., Neitzel, U., Prokop, M., Kabalan, N., Weber, M., Herold, C.J. 2005. Flat-Panel-Dedector Chest Radiography: Effect of Tube Voltage on Image Quality. *Radiology*. 235; 642-650.
- Yalçın, A., Olğar, T. 2018. Characterizing the digital radiography system in terms of effective detective quantum efficiency and CDRAD measurements. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 896; 113-121.
- Yaman, B. 2015. Etkin doz ve görüntü kalitesinin hastaya spesifik olarak belirlenmesi ve diagnostik referans doz seviyeleri ile karşılaştırılması. Yüksek lisans tezi.
- Wu, D.K., Sun, F.Y., Dai, H.C. 1984. A High Sensitivity LiF Thermoluminescent Dosimeter- LiF(Mg, Cu, P). *Health Phys.* 46; 1063-1063.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Duygu Yavuz  
Doğum Yeri : Polatlı / Ankara  
Doğum Tarihi : 06/05/1989  
Medeni Hali : Evli  
Yabancı Dili : İngilizce

### Eğitim Durumu

Lise : İnönü Lisesi (YDA)-(2004-2008)  
Lisans : Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü (2009-2014)  
Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik  
Anabilim Dalı (2018-2020)