

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DIAGNOSTİK VE MAMOGRAFİK X-IŞIN DEMETLERİNE KARŞI
KORUYUCU MALZEMELERİN, PLAKALARIN VE FARKLI İNSAN
DOKULARINI TEMSİL EDEN FANTOMLARIN FARKLI DEMET
KALİTELERİNDE X-IŞINLARINI ZAYIFLATMA ÖZELLİKLERİNİN
BELİRLENMESİ**

Emre GÜLLÜOĞLU

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

**ANKARA
2013**

Her hakkı saklıdır

Prof. Dr. Haluk YÜCEL danışmanlığında, Emre GÜLLÜOĞLU tarafından hazırlanan 'Diagnostik ve mamografik X-ışın demetlerine karşı koruyucu malzemelerin, plakaların ve farklı insan dokularını temsil eden fantomların farklı demet kalitelerinde X-ışınlarını zayıflatma özelliklerinin belirlenmesi' adlı tez çalışması 21 Ekim 2013 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı / Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programında **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Doç. Dr. Mustafa KARADAĞ

İmza: 

Üye : Prof. Dr. Haluk YÜCEL

İmza: 

Üye : Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

İmza: 

Yukarıdaki sonucu onaylarım.



Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DIAGNOSTİK VE MAMOGRAFİK X-IŞIN DEMETLERİNE KARŞI KORUYUCU MALZEMELERİN, PLAKALARIN VE FARKLI İNSAN DOKULARINI TEMSİL EDEN FANTOMLARIN FARKLI DEMET KALİTELERİNDE X-IŞINLARINI ZAYIFLATMA ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ

EMRE GÜLLÜOĞLU

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Prof.Dr.Haluk YÜCEL

Son yıllarda, özellikle radyolojik enerji aralığında kullanılan ve radyasyonun olası zararlı etkilerine karşı üretilen koruyucu malzemelerin kullanımı artmıştır. Bu nedenle, iyonlaştırıcı radyasyona karşı hasta dozu ölçülmesi ve radyasyon çalışanlarına koruyucu olarak geliştirilen farklı malzemelerin azalım (zayıflatma) özelliklerinin belirlenmesi önemlidir. Bu tezde, koruyucu malzemelerin azalım özelliklerinin belirlenmesinde, standart bir yöntem test edilmiş ve geçerli kılınmıştır. Örneğin, X-ışınlarına karşı koruyucu malzemelerin kabul testinde, azalım oranı, kurşun eşdeğeri ve doz birikim (build up) faktörünün IEC (International Electrotechnical Commission) protokolüne uygunluğu, kurşun tiroid koruyucu için dar ve geniş X-ışın demetleri (80 kVp ve 100 kVp tüp gerilimlerinde) kullanılarak deneysel olarak gösterilmiştir. Ayrıca, mamografik enerji aralığında (20-35 kVp) %47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip plakanın ve alüminyumun azalım katsayıları belirlenmiştir. Diagnostik enerji aralığında (40-150 kVp) insan dokusunu temsil eden PMMA ve ANSI fantomlarının X-ışın geçirgenlik özellikleri ölçülmüştür. Bir malzemenin azalım katsayısını ve kurşun eşdeğerini belirlerken dar demet şartları sağlanmışken geriye kalan bütün ölçümlerde sadece geniş demet şartları sağlanmıştır. Bu tezde saçılan ışınların X-ışın spektrumuna olan etkisi de farklı dedektörler kullanılarak geniş demet şartlarında ölçülmüştür. Yukarıda bahsedilen organ fantomlarından (PMMA, ANSI) dolayı oluşan saçılan ışın etkisi, sayım dedektörleri (CdZnTe ve NaI(Tl)) ve dijital görüntüleme dedektörü (DRX) kullanılarak yapılan kontrast ölçümleriyle araştırılmıştır. Kontrast ölçümlerinin yanısıra, bu saçılan ışın etkisi sayım dedektörleri kullanılarak yapıldığında dedektör enerji ayırma gücü ölçümleriyle (YYTG ve OYTG değerleri) değerlendirilmiştir. Buna ek olarak, foton saçılma kesirleri demet durdurucu (Beam Stop) fantom ve hava boşluğu gibi farklı teknikler kullanılarak hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar ayrıntılı biçimde tartışılmıştır.

2013, 118 sayfa

Anahtar Kelimeler: X-ışınları, koruyucu malzeme, azalım özellikleri, PMMA, ANSI, dar demet, geniş demet, kontrast, foton saçılma kesri, YYTG, OYTG, Beam Stop, fantom, hava boşluğu tekniği

ABSTRACT

Master Thesis

DETERMINATION OF ATTENUATION PROPERTIES OF PROTECTIVE MATERIALS,
SLABS AND PHANTOMS SIMULATING DIFFERENT HUMAN ORGANS FOR
VARIOUS X-RAY BEAM QUALITIES IN DIAGNOSTIC AND MAMMOGRAPHIC
ENERGY RANGE
EMRE GÜLLÜOĞLU

Ankara University, Institute of Nuclear Science
Department of Medical Physics

Supervisor: Prof.Dr.Haluk YÜCEL

In recent years, there has been a significant increase in use of the newly developed protective materials against radiation, especially used for radiologic X-ray energy range which is frequently employed in medical applications. Therefore, there is a great interest in determination of the attenuation properties of different materials developed for radiation workers' protection against ionizing radiation and measurement of the dose to be given the patient during the medical investigations. In this thesis, a standard method has been tested and validated for the determination of the attenuation properties of any protective materials. For instance, the compatibility of attenuation coefficient, lead equivalent and build-up factor for a lead thyroid protector with an IEC (International Electrotechnical Commission) protocol covering "protective materials against diagnostic medical X-radiation test" was shown experimentally using narrow and broad X-ray beams at 80 and 100 kV_p. As well, attenuation properties of a mamographic slab consisting of %47 glandularity+%53 adipose tissue) and an aluminium sheet were determined in mamographic energy range of 20-35 kV_p, respectively. PMMA and ANSI phantoms simulated to a human tissue were used in diagnostic energy range of 40-150 kV_p in order to measure their X-ray transmittance properties. Both of the narrow and broad X-ray beam conditions were provided for the determination of lead equivalent and attenuation coefficient of a material, however, the remaining measurements were carried out only broad beam conditions. In this thesis, the scatter effect on the X-ray spectra was also measured under broad beam conditions by using different detectors. The scatter effect caused by the above mentioned organ phantoms such as PMMA and ANSI were investigated based on the contrast measurements with use of CdZnTe and NaI(Tl) counting detectors and a DRX digital imaging detector. In addition to the contrast measurements, this scatter effect was also evaluated by the detector energy resolution in terms of FWHM and FWTM in the case of the counting detectors used. Additionally, the scatter fractions were calculated using different methods such as Beam Stop phantom and air gap technique. The obtained results were discussed in detail.

2013, 118 pages

Key Words: X-ray, protective material, attenuation properties, PMMA, ANSI, narrow beam, broad beam, contrast, FWHM, FWTM, scatter fraction, Beam Stop, phantom, air gap technique

TEŞEKKÜRLER

Bu çalışmada her konuda bana yardım eden danışmanım Prof.Dr.Haluk YÜCEL'e, desteklerinden ve emeklerinden dolayı Prof.Dr.Doğan BOR'a, katkılarından dolayı Yrd. Doç.Dr.Özlem BİRGÜL, Elif ÜNAL, Yiğit Ali ÜNCÜ, Alptuğ Özer YÜKSEL, M. Anıl USLU, Aytaç BARIŞ, Sanaz HENDİ, Ümran ÖNAL, Selcan ÇELİK, Uzman Şule Kaya KELEŞ ve Arş.Gör. Şölen Yüksel ÇUBUKÇU'ya ve en önemlisi de çalışmalarım boyunca varlıklarını ve desteklerini esirgemeyen annem Serpil GÜLLÜOĞLU, babam Adnan GÜLLÜOĞLU ve ablam Seda ARAT'a sonsuz teşekkürler.

Emre GÜLLÜOĞLU
Ankara, Ekim 2013

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜRLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	4
2.1 Tanımlamalar	4
2.1.1 Kerma, K_{ortam}	4
2.1.2 Kerma hızı	4
2.1.3 Birinci yarı değer kalınlığı, 1.HVL	4
2.1.4 İkinci yarı değer kalınlığı, 2.HVL	4
2.1.5 Homojenlik katsayısı, h	5
2.1.6 Kolimatör	5
2.1.7 Ortalama foton enerjisi, E	5
2.1.8 Birincil (Primer) radyasyon	6
2.1.9 Saçılan radyasyon	6
2.1.10 Soğurulan doz, D	6
2.1.11 Soğurulan doz hızı	6
2.1.12 Işınlama (Exposure), X	7
2.1.13 Işınlama hızı, X	7
2.1.14 Spektral ayırma gücü, R_E (Yarı yükseklikteki tam genişlik, YYTG)	7
2.1.15 X-ışın tüpü	8
2.1.16 Voltaj bölücüsü (Dynalyzer)	8
2.2 Radyasyon Kaynakları	9
2.2.1 Tek enerjili (Monokromatik) radyasyon kaynakları	9
2.2.2 Çok enerjili (Polikromatik) radyasyon kaynakları	9
2.2.2.1 X-ışınları	9
2.2.2.1.1 IEC 61267’de tanımlanan X-ışın demet kaliteleri	12
2.2.2.1.2 Koruyucu malzemelerin radyasyon azalım özelliklerini belirleme yöntemi	13
2.2.2.1.3 X-ışın spektrumu	18
2.2.2.1.4 Diagnostik ve mamografik görüntüleme X-ışın spektrumlarına etki eden faktörler	18
2.3 Tez Kapsamında da Kullanılan Bazı Dedektörlerin Özellikleri	28
2.3.1 İyon odaları	28
2.3.2 Sintilasyon dedektörleri	29
2.3.3 Geniş alan (flat panel) dedektörler	30
2.4 X-ışın Görüntü Kontrastı ve Saçılan Işınlara Önlenmesi	32
2.4.1 Kontrast	32
2.4.1.1 Kontrast çeşitleri	33
2.4.1.2 Kontrasta X-ışın demetinin giricilik (foton enerji spektrumu) özelliğinin etkisi	34

2.4.1.3	Saçılan radyasyonun kontrasta etkisi	35
2.4.2	Saçılan ışınların önlenmesi	35
2.4.2.2	Gridler	36
2.4.2.3	Hava boşluğu tekniği	36
2.5	Tez Kapsamında Kullanılan Fantomlar	37
2.5.1	Vücut kalınlığını temsil eden fantomlar	37
2.5.1.1	PMMA	37
2.5.1.2	ANSI fantomu	37
2.5.2	Görüntü kalitesi ölçümünde kullanılan fantomlar	37
2.5.2.1	LCD 4 fantomu	37
2.5.2.2	Demet durdurucu (Beam Stop) fantomu	38
2.6	Tez Kapsamında Kullanılan Yazılımlar	39
2.6.1	Xcomp5r yazılımı	39
2.6.2	ImageJ yazılımı	40
3.	MATERYAL VE YÖNTEM	42
3.1	Tez Kapsamında Kullanılan X-Işın Sistemleri, Dedektörler ve Diğer Donanımlar	42
3.1.1	X-ışın sistemleri	42
3.1.1.1	Mamografik X-ışın sistemi	42
3.1.1.2	X-ışın kalibrasyon sistemi	43
3.1.1.3	Konvansiyonel X-ışın sistemi	45
3.1.2	Dedektörler	47
3.1.2.1	CdTe yarıiletken dedektörü	47
3.1.2.2	CdZnTe yarıiletken dedektörü	48
3.1.2.3	NaI(Tl) sintilasyon dedektörü	48
3.1.2.4	Yüksek saflıkta germanyum (HPGe) dedektörü	48
3.1.2.5	İyon odası	49
3.1.2.6	Dijital dedektör	50
3.1.3	Mamografik enerji aralığında (20-35 kVp) azalım katsayısı ölçümlerinde kullanılan plakalar	51
3.1.3.1	Mamografik plaka	51
3.1.3.2	Alüminyum plaka	52
3.1.4	Kontrast ölçümlerinde kullanılan fantom	52
3.1.4.1	LCD 4 fantomu	52
3.2	Ölçümler	53
3.2.1	Işınlama geometrilerinin kurulması	53
3.2.1.1	ISO 4037-1 standardında tanımlanan RQR demet kalitelerinin elde edilmesi	53
3.2.1.2	TS-EN 61331-1 standardında belirtilen dar ve geniş demet geometrilerinin kurulması	55
3.2.2	Bazı soğurucu malzemelerin farklı demet kalitelerinde azalım katsayılarının hesaplanması	56
3.2.2.1	Mamografik enerji aralığında mamografik plakanın ve alüminyumun azalım katsayılarının hesaplanması	56
3.2.2.2	Diagnostik enerji aralığında (40-150 kVp) RQR 5 demet kalitesi kullanılarak PMMA malzemesinin azalım katsayısının hesaplanması ...	59
3.2.2.3	TS EN 61331-1 standardına uygun olarak koruyucu malzemelerin azalım özelliklerinin belirlenmesi	59

3.2.3	LCD 4 fantomundan kontrast ölçümleri.....	60
3.2.3.1	X-ışın kalibrasyon sisteminde sayım dedektörleri kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri	60
3.2.3.2	Konvansiyonel X-ışın sisteminde farklı dedektörler kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri.....	63
3.2.4	Konvansiyonel X-ışın sisteminde farklı teknikler kullanılarak foton saçılma kesirlerinin hesaplanması	66
3.2.4.1	Demet durdurucu (Beam Stop) fantomu kullanılarak foton saçılma kesirlerinin hesaplanması	66
3.2.4.2	Hava boşluğu tekniği kullanılarak foton saçılma kesirlerinin hesaplanması	67
4.	BULGULAR	69
4.1	Mamografik Enerji Aralığında (20-35 kVp) %47 Glandüler+%53 Yağ Dokuya Sahip Plakanın ve Alüminyumun Hesaplanan Azalım Katsayıları	69
4.1.1	%47 glandüler+53 yağ dokuya sahip plakanın hesaplanan azalım katsayısı	69
4.1.2	Alüminyumun hesaplanan azalım katsayısı.....	71
4.2	Diagnostik Enerji Aralığında (40-150 kVp) Elde Edilen RQR Demet Kaliteleri	73
4.2.1	PMMA malzemesinin RQR 5 demet kalitesi kullanılarak hesaplanan azalım katsayısı.....	74
4.3	TS EN 61331-1 Standardına Uygun Olarak Belirlenen Koruyucu Malzemelerin Azalım Özellikleri	75
4.4	Spektrum Ölçümlerine Saçılan Işımların Etkisinin İncelenmesi	79
4.4.1	Farklı organ fantomlarındaki (PMMA, ANSI) saçılan ışın etkisinin sayım dedektörleri kullanılarak elde edilen spektrumlardan belirlenen YYTG, OYTG ve kontrast ölçümleri ile incelenmesi	79
4.4.1.1	Saçılan ışın etkisinin kontrast ölçümleri ile incelenmesi.....	79
4.4.1.2	Saçılan ışın etkisinin YYTG ve OYTG ölçümleri ile incelenmesi	91
4.4.2	Organ fantomlarındaki saçılan ışın etkisinin görüntüleme dedektörleri kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri ile incelenmesi	93
4.5	Farklı teknikler kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerleri	103
5.	TARTIŞMA VE SONUÇ	107
	KAYNAKLAR	115
	ÖZGEÇMİŞ	118

SİMGELER VE KISALTMALAR

Φ	Foton akısı
μ	Doğrusal azalım katsayısı
ρ	Yoğunluk
μ/ρ	Kütle azalım katsayısı
AAPM	The American Association of Physicists in Medicine
ANSI	American National Standards Institute
LCD 4	Low Contrast Detail
HVL	Half Value Layer, Yarı Kalınlık Değeri
PMMA	Polimetil metakrilat
YYTG (FWHM)	Yarı yükseklikteki tam genişlik
OYTG (FWTM)	Onuncu yükseklikteki tam genişlik
h	Homojenlik katsayısı
EVP	Enhanced Visualization Processing
ROI	Region of Interest
NIST	National Institute of Standards and Technology
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units
IEC	International Electrotechnical Commission
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine
NCRP	National Council on Radiation Protection & Measurements

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 1.HVL ve 2.HVL örneği	5
Şekil 2.2 ΔE , spektrumun yarı yükseklikteki tam genişliği	8
Şekil 2.3 X-ışın tüpü	8
Şekil 2.4 Voltaj bölücüsü	9
Şekil 2.5 X-ışınları oluşumu	10
Şekil 2.6 Bremsstrahlung X-ışını oluşumu	11
Şekil 2.7 Karakteristik X-ışın oluşumu.....	11
Şekil 2.8 Geniş demet geometrisi (TS EN 61331-1 2004).....	14
Şekil 2.9 Dar demet geometrisi (TS EN 61331-1 2004).....	15
Şekil 2.10 Xcomp5r programından 100 kV tüp gerilimi, 12° anot açısı, 100 cm odak noktası-dedektör mesafesi ve 2,8 mm Al toplam filtrasyon değerleri girilerek elde edilen X-ışın spektrumu örneği	18
Şekil 2.11 25 kVp tüp geriliminde X-ışın tüpü anot malzemesi molibden iken alınan spektrum	19
Şekil 2.12 80 kVp tüp geriliminde X-ışın tüpü anot malzemesi tungsten iken alınan spektrum	19
Şekil 2.13 80 kVp 100 cm mesafe ve 2 mm Al kullanılarak elde edilen spektrum	20
Şekil 2.14 80 kVp 100 cm mesafe ve 4 mm Al kullanılarak elde edilen spektrum	21
Şekil 2.15 70 kVp 100 cm mesafe ve 2,5 mm Al kullanılarak elde edilen spektrum	23
Şekil 2.16 80 kVp 100 cm mesafe ve 2,5 mm Al kullanılarak elde edilen spektrum	23
Şekil 2.17 Bir ⁵⁵ Fe kaynağı ile alınan X-ışını spektrumlarında kolime edilmiş ve kolime edilmemiş dedektörlerin karşılaştırması.....	26
Şekil 2.18 90 kVp’de CdZnTe ve HPGe yarıiletken dedektörleri kullanılarak elde edilen spektrum	27
Şekil 2.19 Yüksek saflıkta germanyum (HPGe) yarıiletken dedektör	28
Şekil 2.20 Sintilasyon dedektörü çalışma şeması	29
Şekil 2.21 Direkt sistem (Bor 2002)	30
Şekil 2.22 TFT’lerin dizilimi ve okunması (Bor 2002)	31
Şekil 2.23 İndirekt sistemlerin çalışma şeması (Bor 2002)	32
Şekil 2.24 Demet durdurucu (Beam Stop) fantomu görüntüsü.....	38
Şekil 2.25 80 kV’de 12° anot açısında 75 cm mesafede ve 2,5 mm Al kullanılarak elde edilen spektrum	39
Şekil 2.26 ImageJ yazılımının ana menüsü.....	40
Şekil 2.27 Image J yazılımının görüntü (Image) menüsü	40
Şekil 2.28 Image J yazılımının analiz (Analyze) menüsü.....	41
Şekil 3.1 Mamografik X-ışın sistemi	43
Şekil 3.2 X-ışın kalibrasyon sistemi.....	45
Şekil 3.3 Konvansiyonel X-ışın sistemi	47
Şekil 3.4 Dijital dedektör	50

Şekil 3.5 %47 glandüler ve %53 yağ dokuya sahip mamografik plakalar	51
Şekil 3.6 1 mm kalınlığındaki Al plaka	52
Şekil 3.7 RQR demet kalitelerini elde etmek için kurulan ölçüm geometrisi.....	53
Şekil 3.8 Kurulan geniş demet geometrisi	55
Şekil 3.9 Kurulan dar demet geometrisi.....	56
Şekil 3.10 Mamografi sisteminde %47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip plakanın azalım katsayısının hesaplanması için kurulan ölçme geometrisi	57
Şekil 3.11 RQR 5 demet kalitesi kullanılarak PMMA malzemesinin azalım katsayısının belirlenmesi için kurulan geometri	59
Şekil 3.12 LCD 4 fantomundan spektrum toplanan bölgelerin görüntüsü.....	61
Şekil 3.13 LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının hesaplanması için kurulan geometri	62
Şekil 3.14 LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının hesaplanması için kurulan geometri	62
Şekil 3.15 Dijital dedektör buckyde iken LCD 4 fantomundan PMMA kullanılarak obje kontrastlarının hesaplanması için kurulan geometri	63
Şekil 3.16 Dijital dedektör bucky konumunda iken LCD 4 fantomundan ANSI fantomu kullanılarak obje kontrastlarının hesaplanması için kurulan geometri	65
Şekil 3.17 Dijital dedektör bucky içinde iken demet durdurucu (Beam Stop) fantom kullanılarak foton saçılma kesirlerinin hesaplanması için kurulan geometri .	66
Şekil 3.18 Image J programında demet durdurucu (Beam Stop) fantomundan ilgi alanları seçilen bölgelerin görüntüsü	67
Şekil 3.19 Saçılan dozların ölçüm geometrisi.....	68
Şekil 3.20 Toplam dozların (primer+saçılan) ölçüm geometrisi	68
Şekil 4.1 Mo-Mo hedef-filtre kombinasyonunda, 28 kVp 100 mAs X-ışın tüp parametrelerinde ardı ardına 5 ışınlama yapılarak ve X-ışın tüpünün önünde plaka olmadan (I_0) elde edilen spektrum	69
Şekil 4.2 Mamografik plakalarla belirli bir gerilimde elde edilen X-ışını azalımı	70
Şekil 4.3 Mo-Mo hedef-filtre kombinasyonunda, 30 kVp 100 mAs X-ışın tüp parametrelerinde ardı ardına 5 ışınlama yapılarak ve X-ışın tüpünün önünde plaka olmadan (I_0) elde edilen spektrum	71
Şekil 4.4 Alüminyum plakalarla belirli bir gerilimde elde edilen X-ışını azalımı.....	72
Şekil 4.5 RQR 5 (70 kVp) demet kalitesinde PMMA doz azalım değerleri.....	74
Şekil 4.6 79,2 kVp için X-ışın tüpü ile dedektör arasına Çizelge 4.4'te yer alan yer alan referans kurşun kalınlıkları yerleştirilerek ölçülen doz değerlerinden elde edilen doz (μGy)-kalınlık (mm Pb) grafiği.....	76
Şekil 4.7 99,2 kVp için X-ışın tüpü ile dedektör arasına Çizelge 4.4'te yer alan yer alan referans kurşun kalınlıkları yerleştirilerek ölçülen doz değerlerinden elde edilen doz (μGy)-kalınlık (mm Pb) grafiği.....	76
Şekil 4.8 80 kVp'de CdZnTe yarıiletken dedektörüyle X-ışın tüpü arasına LCD 4 fantomunun homojen bölgesi yerleştirilerek toplanan spektrum	79

Şekil 4.9 80 kVp’de NaI(Tl) sintilasyon dedektörüyle X-ışın tüpü arasına LCD 4 fantomunun homojen bölgesi yerleştirilerek toplanan spektrum	83
Şekil 4.10 Artan X-ışın tüp gerilimiyle (kVp) LCD 4 fantomunun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği	87
Şekil 4.11 Artan X-ışın tüp gerilimiyle (kVp) LCD 4 fantomunun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği	88
Şekil 4.12 Artan X-ışın tüp gerilimiyle (kVp) LCD 4 fantomunun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği	88
Şekil 4.13 Artan X-ışın tüp gerilimi (kVp) ve saçıcı (PMMA) kalınlıklarıyla LCD 4 fantomunun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği	89
Şekil 4.14 Artan X-ışın tüp gerilimi (kVp) ve saçıcı (PMMA) kalınlıklarıyla LCD 4 fantomunun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği	89
Şekil 4.15 Artan X-ışın tüp gerilimi (kVp) ve saçıcı (PMMA) kalınlıklarıyla LCD 4 fantomunun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği	90
Şekil 4.16 Farklı sayım dedektörleri kullanılarak hesaplanan kontrast değerlerinin birbirleri arasındaki değişim grafiği	90
Şekil 4.17 Farklı sayım dedektörlerinde kVp-YYTG ve kVp+saçıcı (PMMA)-YYTG ilişkisi	92
Şekil 4.18 Farklı sayım dedektörlerinde kVp-OYTG ve kVp+saçıcı (PMMA)-OYTG ilişkisi	92
Şekil 4.19 DRX dedektörü farklı konumlarda iken kontrastın kVp ile değişimi.....	96
Şekil 4.20 DRX dedektörü farklı konumlarda iken kontrastın kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi	97
Şekil 4.21 DRX dedektörü farklı konumlarda iken kontrastın kVp ve kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi	97
Şekil 4.22 Farklı dedektörlerde kVp-kontrast ve kVp+saçıcı (PMMA)-kontrast ilişkisi	98
Şekil 4.23 DRX dedektörü buckyde iken farklı fantomlar kullanılarak hesaplanan kontrast değerlerinin kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi	102
Şekil 4.24 DRX dedektörünün yazılımında farklı modlar seçilerek hesaplanan kontrast değerlerinin kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi	102
Şekil 4.25 DRX dedektörünün yazılımında farklı modlar seçilerek hesaplanan kontrast değerlerinin kVp+saçıcı (ANSI fantomu) ile değişimi.....	103
Şekil 4.26 DRX dedektörü farklı konumlardayken demet durdurucu (Beam Stop) fantom kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerlerinin kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi	104
Şekil 4.27 PTW marka iyon odası ve hava boşluğu tekniği kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerlerinin kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi	106
Şekil 4.28 Foton saçılma kesri değerlerinin farklı tekniklere göre değişimi	106

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 RQR X-ışın demet kaliteleri (IEC 61267 2005)	13
Çizelge 2.2 Standart X-ışın demet kaliteleri (TS EN 61331-1 2004)	17
Çizelge 3.1 X-ışın kalibrasyon sisteminin genel özellikleri.....	44
Çizelge 3.2 Konvansiyonel X-ışın sisteminin genel özellikleri.....	46
Çizelge 3.3 HPGe dedektörünün genel özellikleri.....	49
Çizelge 3.4 PTW marka iyon odasının genel özellikleri.....	50
Çizelge 3.5 Dijital dedektörün genel özellikleri	51
Çizelge 3.6 LCD 4 fantomunda bulunan disklerin kontrast değerleri (70 kVp ve 1 mm Cu)	53
Çizelge 4.1 Mamografik plakanın azalım katsayısının hesaplanması için toplanan spektrumlardan elde edilen sayım değerleri	70
Çizelge 4.2 Alüminyumun azalım katsayısının hesaplanması için toplanan spektrumlardan elde edilen sayım değerleri	71
Çizelge 4.3 RQR demet kaliteleri (IEC 61267 2005)	73
Çizelge 4.4 PTW marka iyon odasından farklı PMMA kalınlıklarına göre alınan ölçümler	74
Çizelge 4.5 Standarda uygun olarak belirlenen demet kaliteleri.....	75
Çizelge 4.6 Kurşun tiroid koruyucu malzemenin kurşun eşdeğerinin hesaplanması için X-ışın tüpü ile dedektör arasına referans kurşun malzemeler yerleştirilerek alınan doz ölçümleri (K_e).....	75
Çizelge 4.7 Kurşun tiroid koruyucunun kurşun eşdeğerinin hesaplanması için X-ışın tüpü ile dedektör arasına kurşun tiroid koruyucu yerleştirilerek alınan doz ölçümleri (K_e).....	77
Çizelge 4.8 Ölçülen K_0 , K_i değerleri ve Eşitlik 2.13 ve Eşitlik 2.14 kullanılarak hesaplanan azalım oranları ve doz birikim (build up) faktörleri	77
Çizelge 4.9 TS EN 61331-1 standardında tanımlı olan ölçülmüş diğer parametreler	78
Çizelge 4.10 CdZnTe yarıiletken dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	80
Çizelge 4.11 CdZnTe yarıiletken dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	81
Çizelge 4.12 CdZnTe yarıiletken dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	82
Çizelge 4.13 CdZnTe yarıiletken dedektörü ve 1 mm bakır kullanılarak fantomun 3 farklı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri.....	83

Çizelge 4.14 NaI(Tl) sintilasyon dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	84
Çizelge 4.15 NaI(Tl) sintilasyon dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	85
Çizelge 4.16 NaI(Tl) sintilasyon dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	86
Çizelge 4.17 NaI(Tl) sintilasyon dedektörü ve 1 mm bakır kullanılarak fantomun 3 farklı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri.....	87
Çizelge 4.18 Farklı sayım dedektörleri kullanılarak toplanan spektrumların farklı kVp ve saçıcı (PMMA) kalınlıklarına karşı bulunan YYTG ve OYTG değerleri	91
Çizelge 4.19 Farklı sayım dedektörleri kullanılarak toplanan spektrumların 70 kVp ve 1 mm bakıra karşı bulunan YYTG ve OYTG değerleri.....	91
Çizelge 4.20 DRX dedektörü masa üstü konumundayken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	93
Çizelge 4.21 DRX dedektörü masa üstü konumundayken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	94
Çizelge 4.22 DRX dedektörü masa üstü konumundayken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri.....	94
Çizelge 4.23 DRX dedektörü bucky konumunda iken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri.....	95
Çizelge 4.24 DRX dedektörü bucky konumunda iken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri.....	95
Çizelge 4.25 DRX dedektörü bucky konumunda iken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri.....	96
Çizelge 4.26 Farklı sistemler ve fantomlar kullanılarak LCD fantomunun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	99
Çizelge 4.27 Farklı sistemler ve fantomlar kullanılarak LCD fantomunun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	100
Çizelge 4.28 Farklı sistemler ve fantomlar kullanılarak LCD fantomunun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri	101
Çizelge 4.29 DRX dedektörü masaüstüdeyken demet durdurucu (Beam Stop) fantom kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerleri.....	103

Çizelge 4.30 DRX dedektörü buckyde iken demet durdurucu (Beam Stop) fantom kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerleri	104
Çizelge 4.31 PTW marka iyon odası ve hava boşluğu tekniği kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerleri	105

1. GİRİŞ

Son yıllarda, iyonlaştırıcı radyasyona karşı koruyucu özelliği olduğu ileri sürülen yeni malzemeler geliştirilmiştir. Bu malzemeler, medikal alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle radyolojik enerji aralığında (40-300 kVp) kullanılan X-ışınlarının teşhis ve tedavi amaçlı kullanımının günümüzde de devam etmesi, bu tür malzemelerin radyasyonu zayıflatma özelliklerinin ve ticari bir malzeme olarak pazarda yer bulabilmesi için de standarda uygunluğunun belirlenmesi, yani kurşun eşdeğeri, doz birikim (build-up) faktörü ve azalım katsayısı gibi parametrelerin doğrulanarak rapor edilmesinin önemi giderek artmaktadır. Bu bağlamda, bu tezin bir amacı, medikal alanda en yaygın kullanılan diagnostik enerji aralığı (40-150 kVp) ve mamografik enerji aralığında (20-35 kVp) yer alan X-ışın demetlerine karşı koruyucu malzemelerin, plakaların ve fantomların zayıflatma (azalım) özelliklerinin belirlenmesidir. Azalım özelliklerinin belirlenmesi hasta dozu ölçümü, X-ışın görüntüleme sistemlerinin kalite kontrol uygulamaları, belirli X-ışın demet kalitelerinin elde edilmesi ve radyasyondan korunma açısından önemlidir. Hasta dozu ölçümlerinde insan kullanılmayacağı için bunun yerine insanı simüle eden fantomlar kullanılır. Bu fantomların doku eşdeğeri olup olmadığını sınamak için azalım katsayılarının bilinmesi gerekmektedir. Bu amaçla tez çalışmasının birinci aşamasında mamografik enerji aralığında (20-35 kVp) kullanılan X-ışınlarıyla, %47 glandüler+ %53 yağ dokuya sahip malzemedan yapılmış plakanın ve düşük enerjili fotonları filtrasyonu bilinen alüminyum plakanın azalım katsayısı belirlenmiştir. Özellikle, %47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip olan bir malzeme insanı temsil eden bir fantom olduğundan, memenin alacağı doz hakkında önemli bir bulgu sağlayabilecektir. Alüminyum ise saçılan ışınları engellemek amacıyla filtre olarak kullanılan bir malzemedir. Saçılan ışınlar düşük enerjili fotonlar olduklarından, bu ışınları engellemek amacıyla atom numarası ($Z=13$) düşük olan bir malzeme kullanmak uygun olduğundan, mamografik enerji aralığında alüminyumun azalım katsayısının belirlenmesi de önemlidir. İkinci aşamada, A.Ü. Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde mevcut X-ışın kalibrasyon sisteminde IEC 61267 standardında tanımlanan RQR demet kaliteleri (40-100 kVp) elde edilerek, bu tanımlı standart demet kalitelerinde ışınlamalar yapılmıştır. Daha sonra, RQR 5 (70 kVp+2,9 mm Al toplam filtrasyon) demet kalitesinde PMMA (polimetil metakrilat) fantom malzemesinin

azalım katsayısı hesaplanmıştır. PMMA malzemesinin farklı kalınlıkları, farklı kalınlıklardaki hastaları temsil ettiğinden bu malzemenin azalım katsayısı hasta dozu açısından önemlidir. Literatürde, çok çeşitli malzemelerin, yumuşak doku, kemik, kurşun, v.b azalım katsayıları, X-ışınları kullanılarak 10 keV-100 MeV enerji aralığında belirlenmiştir (NIST 2009). Azalım katsayıları hesaplanırken, azalım katsayısının fotoelektrik, Compton ve çift oluşum bileşenleri ayrı ayrı hesaplanarak toplam azalım katsayısı değerleri elde edilmiştir (Grodstein 1956). Tezin üçüncü aşamasında kurşun tiroid koruyucunun X-ışını dar demet kullanılarak kurşun eşdeğeri, geniş demet şartlarında ise doz birikim (build-up) faktörü ve azalım oranı TS EN 61331-1 standardına göre belirlenmiştir. Bu çalışmada medikal merkezlerde iyonlaştırıcı X-ışınlarıyla çalışanların radyasyondan korunmasında kullanılan ve çeşitli bileşimlerde üretilen koruyucu bir malzemenin standarda uygunluğunu göstermek açısından, özel bir öneme sahiptir.

Tez kapsamında azalım katsayıları ve kurşun eşdeğeri ölçümlerinde “dar demet” kullanılarak sadece birincil (primer) demetlerin etkileşmesi ölçülürken, diğer çalışmalarda “geniş demet” kullanılarak primer ve saçılan demetlerin etkileşmesi ölçülmüştür. Bu nedenle saçılan ışınların, primer demetten elde edilen X-ışın spektrumunu nasıl etkilediğinin araştırılması önemlidir. Çünkü saçılan X-ışınları, doz birikimini artıracak gibi, görüntü amaçlı kullanılan dedektörlerde görüntü kontrastını etkileyebilir. Bu amaçla, önce farklı organ fantomlarıyla (PMMA, ANSI) saçılan ışın etkisi, sayım dedektörleriyle (CdZnTe ve NaI(Tl)) ve görüntüleme dedektörü (Dijital DRX) kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri ile ve sayım dedektörleri kullanılarak yapılan enerji ayırma gücü (Yarı yükseklikteki tam genişlik, YYTG ve onda bir yükseklikteki tam genişlik, OYTG değerleri) ölçümleri ile araştırılmıştır. Bundan önce yapılan çalışmada X-ışınları, NaI(Tl) sayım dedektörü ve PMMA malzemesi kullanılarak saçılan kesir değerleri hesaplanmış ve bu değerlerin PMMA kalınlığı, dedektör-PMMA mesafesi, X-ışın demet genişliği ve X-ışın tüpüne uygulanan gerilim (kVp) değerleriyle nasıl değiştiği incelenmiştir (Dick *et al.* 1978). Foton saçılma kesirlerinin belirlenmesi ile ilgili, yapılan ölçümlerin ikinci aşamasında, görüntü kontrastının (yani, çevre bölgeye göre X-ışın soğurma farklılığının oluşması), bucky ve görüntü işleme etkileriyle nasıl etkilendiği araştırılmıştır. Son aşamada, saçılan kesir

değerleri farklı iki teknik (Demet durdurucu (Beam Stop) fantom ve hava boşluğu tekniği) kullanılarak hesaplanmış ve bu iki teknikten elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Bu konuda daha önce yapılan bir çalışmada X-ışınları, su eşdeğeri fantom, iyon odası ve hava boşluğu tekniği kullanılarak saçılan kesir değerleri hesaplanmış ve bu değerlerin X-ışın tüpüne uygulanan gerilim (kV_p), hava boşluğu (fantom-dedektör) mesafesi ve fantom kalınlığıyla nasıl değiştiği incelenmiştir (Gould and Hale 1974).

Bu tez üç temel bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde, tanımların da yer aldığı kuramsal temeller açıklanmıştır. İkinci bölümde, materyal ve yöntem açıklanmıştır. Üçüncü bölümde, elde edilen bulgular, grafikler ve çizelgeler şeklinde sunulmuş, ölçüm belirsizlikleriyle birlikte verilmiştir. Son bölümde sonuçlar tartışılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Tanımlamalar

2.1.1 Kerma, K_{ortam}

İlgilenilen ortamdaki kerma, ortamın dm kütlesinin belirli hacminde yüksüz (uncharged) iyonlaştırıcı parçacıkların serbest bıraktığı tüm yüklü parçacıkların başlangıç kinetik enerjilerinin toplamının (dE_{tr}) ortamın kütlesine (dm) bölümüdür. Birimi J/kg'dir. Özel adı ise Gray (Gy)'dir (ICRP Publication 74 1996; IAEA TRS 457 2007).

$$K_{\text{ortam}} = \frac{dE_{\text{tr}}}{dm}$$

Eşitlik 2.1

Bu tanımlamada, foton ışınlamaları için doz kermaya eşit varsayılır. Çünkü 300 keV enerjinin altındaki fotonlar için ikincil yüklü parçacıklar nedeniyle ışımayla olan kayıplar %0,1'den daha azdır (AAPM TG-61 2001).

2.1.2 Kerma hızı

Kerma hızı, ilgilenilen ortamdaki Kerma, K değerinin birim zamandaki değişimidir.

$$\text{Kerma hızı} = \frac{dK}{dt}$$

Eşitlik 2.2

Bu eşitlikteki dK/dt zaman aralığında kermadaki değişimdir. Birimi $\text{J.kg}^{-1}.\text{s}^{-1}$ 'dir. Özel adı ise Gy.s^{-1} 'dir (IAEA TRS 457 2007).

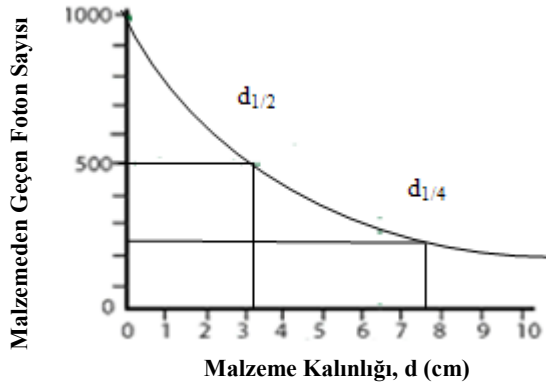
2.1.3 Birinci yarı değer kalınlığı, 1.HVL

Hava kerma ya da hava kerma hızını, herhangi bir soğurucu kullanılmadan önceki değerini yarisına azaltan belirli bir malzeme kalınlığıdır (Ma *et al.* 2001).

2.1.4 İkinci yarı değer kalınlığı, 2.HVL

Hava kerma ya da hava kerma hızı değerini, herhangi bir soğurucu malzeme kullanılmadan ölçülen değerinin dörtte birine azaltan belirli malzeme kalınlığından ($d_{1/4}$),

başlangıçtaki hava kerma ya da hava kerma hızı değerini yarıya düşüren soğurucu kalınlığının ($d_{1/2}$) farkıdır.



Şekil 2.1 1.HVL ve 2.HVL örneği

$$2.HVL=d_{1/4}-d_{1/2}$$

Eşitlik 2.3

2.1.5 Homojenlik katsayısı, h

Birinci yarı değer kalınlığının ikinci yarı değer kalınlığına oranıdır (Ma *et al.* 2001).

$$h = \frac{d_{1/2}}{d_{1/4}}$$

Eşitlik 2.4

2.1.6 Kolimatör

X-ışın demetinin şeklini ve boyutunu belirleyen donanımdır (Kanal, 2003).

2.1.7 Ortalama foton enerjisi, \bar{E}

Spektrumdaki fotonların enerjilerinin foton akısı üzerinden ağırlıklı ortalamasıdır. Birimi keV'dir. Ortalama foton enerjisi aşağıda belirtilen formüle göre hesaplanır.

$$\bar{E} = \frac{\int E \Phi_E dE}{\int \Phi_E dE}$$

Eşitlik 2.5

Eşitlik 2.5'teki Φ_E ; enerjileri E ile E+dE arasında olan E enerjili birincil foton akısının türevidir. Enerjiye bağlı foton akısı;

$$\Phi_E = \frac{\text{---}}{\text{---}}$$

Eşitlik 2.6

olarak tanımlanır.

2.1.8 Birincil (Primer) radyasyon

Pencereden, açıklıktan ya da kaynak koruyucu kılıfının kolime edici düzeneğinden geçen radyasyon (NCRP 33 1968).

2.1.9 Saçılan radyasyon

Malzemenin içinden geçerken yönü ve enerjisi değişen radyasyon (NCRP 33 1968).

2.1.10 Soğurulan doz, D

Soğurulan doz aşağıdaki oran ile tanımlanır.

$$D = \frac{\text{---}}{\text{---}}$$

Eşitlik 2.7

Burada \overline{dE} ; dm birim kütle miktarına, iyonlaştırıcı radyasyon tarafından aktarılan ortalama enerjidir. Soğurulan dozun birimi $J.kg^{-1}$ 'dir. Özel adı ise Gy'dir (IAEA TRS 457 2007).

2.1.11 Soğurulan doz hızı

Soğurulan doz hızı aşağıdaki oran ile tanımlanır.

$$\text{Soğurulan doz hızı} = \frac{\text{---}}{\text{---}}$$

Eşitlik 2.8

Bu eşitlikteki \overline{dE} ; dt zaman aralığında, dm birim kütleyle iyonlaştırıcı radyasyon tarafından aktarılan enerjidir. Birimi $J.kg^{-1}.s^{-1}$ 'dir. Özel adı ise $Gy.s^{-1}$ 'dir.

2.1.12 Işınlama (Exposure), X

Işınlama, kuru havada tamamen durdurulan fotonların havanın dm birim kütlesinde oluşturduğu iyonların (elektronlar ve pozitronlar) tek işaretli yüklerinin (dQ) toplam ortalama değeridir. Birimi C.kg⁻¹'dir (ICRU Report 85 2011).

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Eşitlik 2.9

1 Röntgen, R= 2,58.10⁻⁴ C/kg'dır (Faison and Brickencamp, 2004).

2.1.13 Işınlama hızı, \bar{X}

Işınlama hızı aşağıdaki oran ile tanımlanır.

$$\bar{X} = \frac{dX}{dt}$$

Eşitlik 2.10

Bu eşitlikteki dX; dt zaman aralığında ışınlamadaki değişimdir. Birimi C.kg⁻¹. s⁻¹'dir (ICRU Report 85 2011).

Işınlama hızı (\bar{X}) ile doz hızı (\bar{D}) arasındaki ilişki aşağıdaki eşitlik ile ifade edilir.

$$\bar{D} = 0,88 \cdot \frac{dX}{dt} \cdot \bar{X}$$

Eşitlik 2.11

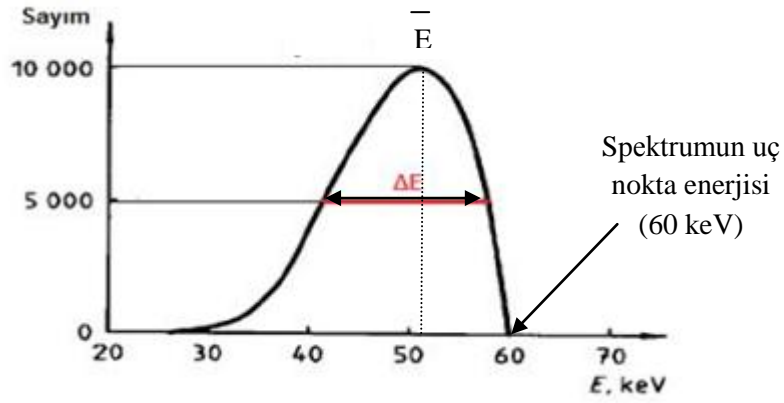
2.1.14 Spektral ayırma gücü, R_E (Yarı yükseklikteki tam genişlik, YYTG)

R_E aşağıdaki oran ile tanımlanır.

$$R_E = \frac{R}{\Delta E}$$

Eşitlik 2.12

Burada R ; X-ışın spektrumunda maksimum sayımın yarısındaki genişlik ve \bar{E} ise spektrumun ortalama (etkin) enerjisidir.



Şekil 2.2 ΔE , spektrumun yarı yükseklikteki tam genişliği

2.1.15 X-ışın tüpü

X-ışınları üretmek için kullanılan sistemdir.



Şekil 2.3 X-ışın tüpü

2.1.16 Voltaj bölücüsü (Dynalyzer)

Jeneratör ile X-ışın tüpü arasına paralel olarak bağlanan ve X-ışın tüpüne jeneratör tarafından gönderilen yüksek gerilimde hiçbir şekilde azalmaya neden olmadan, üzerinden çıkan sinyal kablolarının osiloskopa bağlanmasıyla yüksek gerilimin ölçülmesini sağlayan cihazdır (Duruer 2010).



Şekil 2.4 Voltaj bölücüsü

2.2 Radyasyon Kaynakları

2.2.1 Tek enerjili (Monokromatik) radyasyon kaynakları

Enerji spektrumunda, tek enerjilerde parçacık ya da parçacıklar salan radyasyon kaynaklarına tek enerjili radyasyon kaynakları denir. Radyoaktif izotoplardan bazıları tek enerjili radyasyon yayımlayabilir (Örneğin ^{54}Mn (834,85 keV)).

2.2.2 Çok enerjili (Polikromatik) radyasyon kaynakları

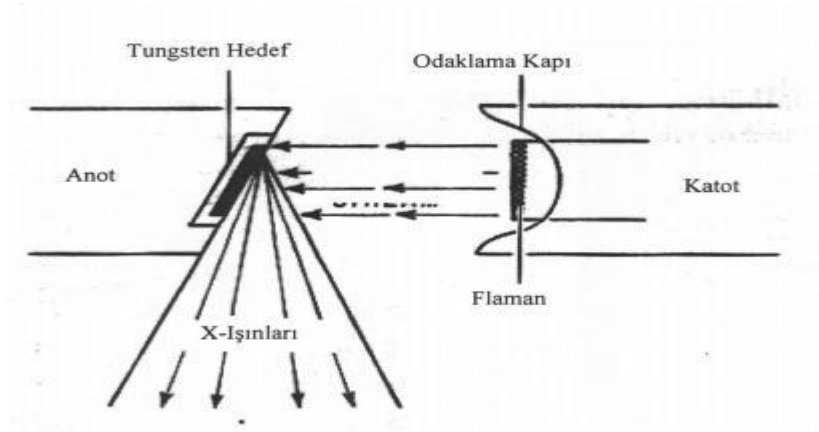
Bir radyasyon kaynağında farklı enerjilerde parçacıklar salınıyorsa, bu parçacıkların oluşturduğu enerji spektrumu polikromatik enerji spektrumudur. X-ışın tüpünden yayımlanan X-ışınları, çok enerjili radyasyon kaynağıdır.

2.2.2.1 X-ışınları

X-ışın tüpü; içerisinde anot ve katot olarak adlandırılan iki elektrot bulunan vakumlanmış bir cam tüpten oluşur.

Katotta elektron üretimini sağlayacak olan flaman dışında flamanın ısıtılması için gerekli elektrik enerjisini taşıyacak bağlantı telleri ile metal odaklama kabı bulunur. Tungsten telden akım geçmesi ile ısınan telin atomlarından elektronlar serbest kalarak flaman etrafında bir uzay yükü oluştururlar. Serbest elektronlar üretildikten sonra katot-anot arasına uygulanan yüksek gerilimle hızlandırılarak hedefe (anot) çarptırılır. Bu yüksek hızdaki elektron bombardımanı sonucu anotta X-ışın fotonları meydana gelir.

Elektronların birbirlerini itmelerinden dolayı elektron demetinin dağılarak anodun geniş yüzeyini bombardıman etmemesi için katot etrafına odaklama kabı yerleştirilmiştir ve bu kaba uygulanan negatif gerilimle (30-60 kV) elektronların anoda ince bir demet halinde gitmeleri sağlanır.



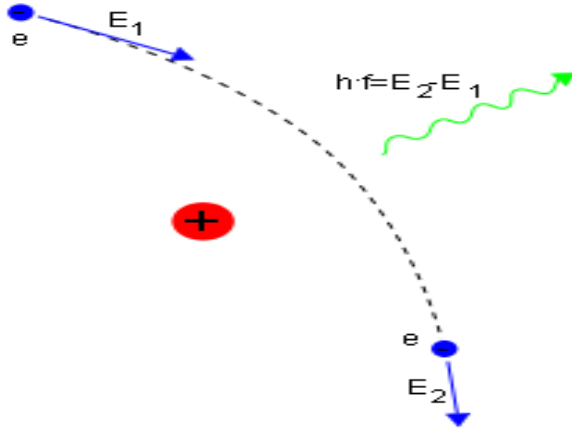
Şekil 2.5 X-ışınları oluşumu

X-ışınlarının oluşumunda elektronların hedef madde atomları ile etkileşme şekillerine bağlı olarak iki mekanizma vardır. Bunlardan birincisi Bremsstrahlung (frenleme ışınımı) radyasyonu, diğeri ise karakteristik radyasyondur.

1. *Bremsstrahlung radyasyonu*

Hedef atom içerisinde ilerleyen elektronların hedef maddenin çekirdeğine yaklaşması sonucu çekirdeğin pozitif alanından Coulomb itmesi/çekmesi nedeniyle yollarından saparlar ve ivmeli hareket yaparlar. Bunun sonucunda X-ışını fotonu salınır.

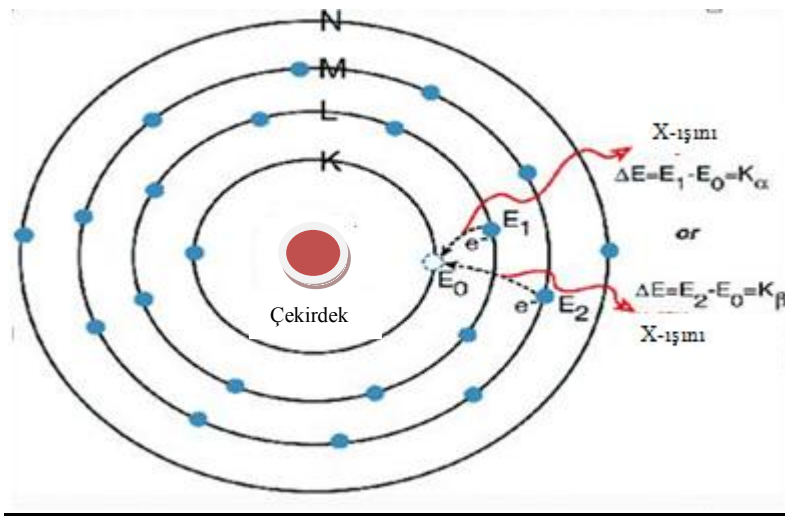
Bremsstrahlung olayı maddenin yoğunluğuna bağlı olarak parçacığın ilerleyeceği yol arttıkça artar.



Şekil 2.6 Bremsstrahlung X-ışını oluşumu

2. Karakteristik radyasyon

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



Şekil 2.7 Karakteristik X-ışın oluşumu

2.2.2.1.1 IEC 61267’de tanımlanan X-ışın demet kaliteleri

X-ışın demetlerinin özellikleri, onların spektral dağılımları ile verilir. X-ışın demet kaliteleri sıklıkla; uygulanan tüp gerilimi, 1. ve 2.HVL değerleri ile tanımlanırlar.

IEC 61267 tarafından tanımlanmış olan “standart radyasyon şartları” aşağıdaki parametrelerle tanımlanır;

- a. Anot (hedef) materyalinin cinsi ve özellikleri
- b. X-ışın tüpüne uygulanan gerilim
- c. Toplam filtrasyon
 - X-ışın sisteminin bünyesindeki filtrasyon (doğal filtrasyon)
 - Eklenen filtrenin ya da fantomun kalınlığı ve yapıldığı malzeme
- d. Birinci yarı kalınlık değeri (1.HVL)
- e. Homojenlik katsayısı
- f. Ölçümlerin alındığı mesafe

IEC 61267 tarafından tanımlanmış olan X-ışın demet kaliteleri elde edilirken ve bu demet kaliteleri kullanılırken, X-ışın tüpüne uygulanan gerilimdeki dalgalanma %10’u geçmemelidir. X-ışın tüpündeki anot materyali ise tungsten olmalıdır.

IEC 61267 tarafından tanımlanmış olan bazı X-ışın demet kaliteleri;

- I. RQR:** Herhangi bir fantom ya da ek filtre kullanılmadan X-ışın kaynağından çıkan ışınlar ile elde edilen demet kalitesidir.
- II. RQA:** Işınlanan bir hastayı temsil eden ek bir filtre kullanılarak elde edilen demet kalitesidir.

III. RQC: Saçılmanın olmadığı ortamda, floroskopi sistemlerinin otomatik parlaklık kontrolünün ayarlanması için elde edilen demet kalitesidir.

IV. RQR-M: Mamografi uygulamalarında filtrelenmemiş X-ışın kaynağından çıkan ışınlar ile elde edilen demet kalitesidir.

Tez kapsamında IEC 61267’de tanımlanmış olan RQR demet kaliteleri elde edilmiş ve deneysel çalışmalarda kullanılmıştır.

RQR X-ışın demet kalitesi

RQR (Radiation Qualities in Radiation beams emerging from the X-ray source assembly), herhangi bir ek filtre kullanılmadan X-ışın kaynağından çıkan ışınlar ile elde edilen demet kalitesidir. Bu X-ışın demet kalitesi genel radyografi, floroskopi ve diş hekimliği uygulamalarında hastaya gelen demeti temsil eder.

Çizelge 2.1 RQR X-ışın demet kaliteleri (IEC 61267 2005)

Demet Kalitesi	X-ışın Tüpüne Uygulanan Gerilim (kVp)	1.HVL (mm Al)	Homojenlik Katsayısı (h)
RQR 2	40	1,42	0,81
RQR 3	50	1,78	0,76
RQR 4	60	2,19	0,74
RQR 5	70	2,58	0,71
RQR 6	80	3,01	0,69
RQR 7	90	3,48	0,68
RQR 8	100	3,97	0,68
RQR 9	120	5,00	0,68
RQR 10	150	6,57	0,72

2.2.2.1.2 Koruyucu malzemelerin radyasyon azalım özelliklerini belirleme yöntemi

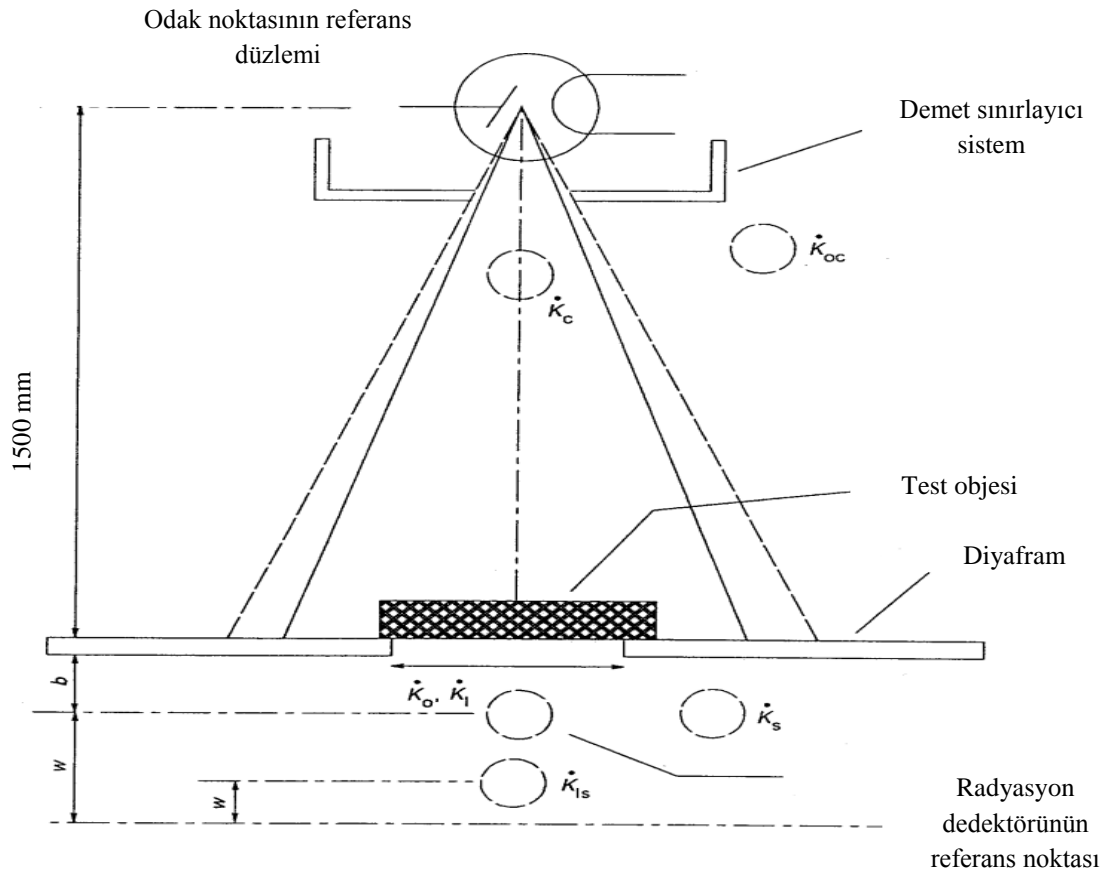
Radyasyondan koruyucu malzeme/donanım için azalım özellikleri belirlemede TS EN 61331-1’de açıklanan yöntem, standart kabul edilir. Bu tez çalışmasında bu yöntemin uygulaması yapılmıştır. Standart, 400 kV’a kadar X-ışını tüp gerilimlerine ve 3,5 mm kalınlığındaki bakıra kadar toplam filtre ile üretilen X-ışını kalitelerine karşı imal edilen

koruyucu donanımlar için kullanılan malzemelerin azalım özelliklerini kapsar. Bu standardın amacı, malzemelerin azalım özelliklerini belirleme ve gösterme yöntemlerini belirtmektir. Azalım özellikleri;

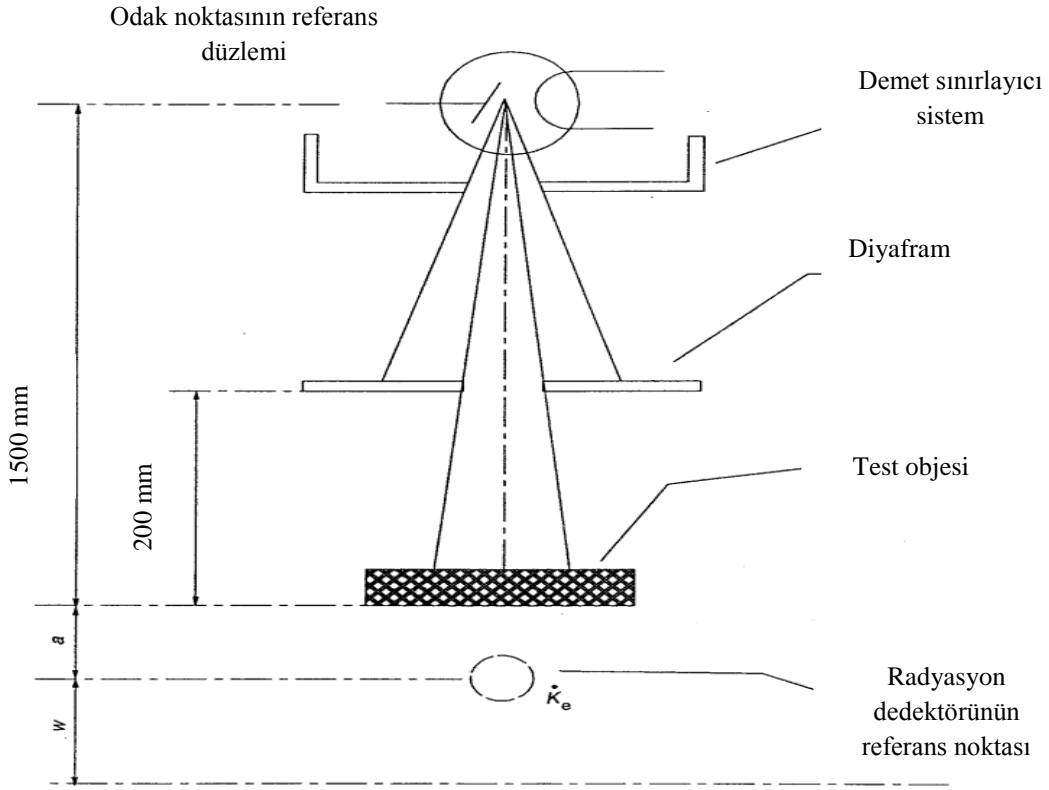
- Azalım oranı,
- Doz birikim (Build up) faktörü,
- Kurşun eşdeğeri

cinsinden verilir.

Standartta belirtilen ölçüm geometrileri geniş demet şartları için Şekil 2.8 ve dar demet şartları için Şekil 2.9’da gösterilmiştir.



Şekil 2.8 Geniş demet geometrisi (TS EN 61331-1 2004)



Şekil 2.9 Dar demet geometrisi (TS EN 61331-1 2004)

Şekil 2.8 ve Şekil 2.9'daki a ve b katsayıları; deney cisminin merkezden uzak tarafından radyasyon dedektörünün referans noktasına olan mesafesi olarak tanımlanır. Birimi mm'dir. $w-w$; K_{is} doz değerinin ölçüldüğü nokta ile K_o , K_i ve K_s doz değerlerinin ölçüldüğü nokta arasındaki farktır. 1500 ve 1550 sayıları sırasıyla odak noktası-malzeme, odak noktası-dedektör mesafelerine karşılık gelir.

Tanımlar

K_i : Geniş demet içindeki zayıflatılmış hava kerma hızıdır.

K_o : Geniş demet içindeki zayıflatılmamış hava kerma hızıdır.

K_e : Dar demet içindeki zayıflatılmış hava kerma hızıdır.

K_c : Radyasyon kaynağından itibaren aynı mesafede K_{oc} gibi ölçülen, geniş demetin merkezindeki hava kerma hızıdır.

K_{oc} : Radyasyon kaynağının demet sınırlayıcı sisteminden çıkan, radyasyon kaynağından itibaren aynı mesafede K_c gibi ölçülen, geniş demetin dışındaki hava kerma hızıdır.

K_s : Birincil (primer) geniş demetin içindeki, diyafram ile sınırlandırılmış radyasyon demetinin dışındaki hava kerma hızıdır.

K_{is} : Zayıflatılmış geniş demet içindeki hava kerma hızıdır ve K_s gibi ölçülür.

Azalm Oranı: Bu oran, F aşağıdaki formüle göre belirlenir:

$$F = \frac{K_{oc}}{K_c} \quad \text{Eşitlik 2.13}$$

Doz birikim (Build up) faktörü: Bu faktör, B aşağıdaki formüle göre belirlenir:

$$B = \frac{K_{oc}}{K_s} \quad \text{Eşitlik 2.14}$$

Bu eşitlikteki c katsayısı radyasyon kaynağından itibaren ölçme noktaları mesafelerindeki farklar için düzeltme faktörüdür ve aşağıdaki eşitliğe göre belirlenir.

$$c = \frac{1}{1 - \frac{d}{R}} \quad \text{Eşitlik 2.15}$$

Kurşun Eşdeğeri : Kurşun eşdeğeri, referans malzeme olarak kurşun tabaka/tabakalar kullanılarak eşdeğer zayıflatma olarak belirlenir. Eşdeğer zayıflatma, incelenen malzeme için K_e ölçümleriyle ve referans malzeme için K_e'nin aynı değeriyle sonuçlanan tabaka kalınlığı ile kıyaslanarak belirlenir.

TS EN 61331-1'de verilen yöntemin uygulanabilmesi için aşağıdaki ölçme koşulları sağlanmalıdır:

- **Demet genişliği:** Dar demet geometrisinde deney cisminin merkezden uzak kenarındaki radyasyon demeti, (20 ± 1) mm'lik bir çapa sahip olmalıdır.
- **Dar demet için malzeme boyutu:** Dar demet geometrisinde kullanılacak deney cismi, en az 100 mm x 100 mm boyutlarına sahip olmalıdır.
- **Geniş demet için malzeme boyutu:** Geniş demet geometrisinde kullanılacak deney cismi, en az 500 mm x 500 mm boyutlarına sahip olmalıdır.
- **Dedektör büyüklüğü:** Radyasyon dedektörünün duyarlı hacminin çapı ve uzunluğu 50 mm'yi aşmamalıdır.
- **Dedektörün enerji bağımlılığı:** Dedektörün radyasyon demet kalitesine (enerji) olan bağımlılığı %20'yi aşmamalıdır.

X-ışını demet kaliteleri (enerjileri)

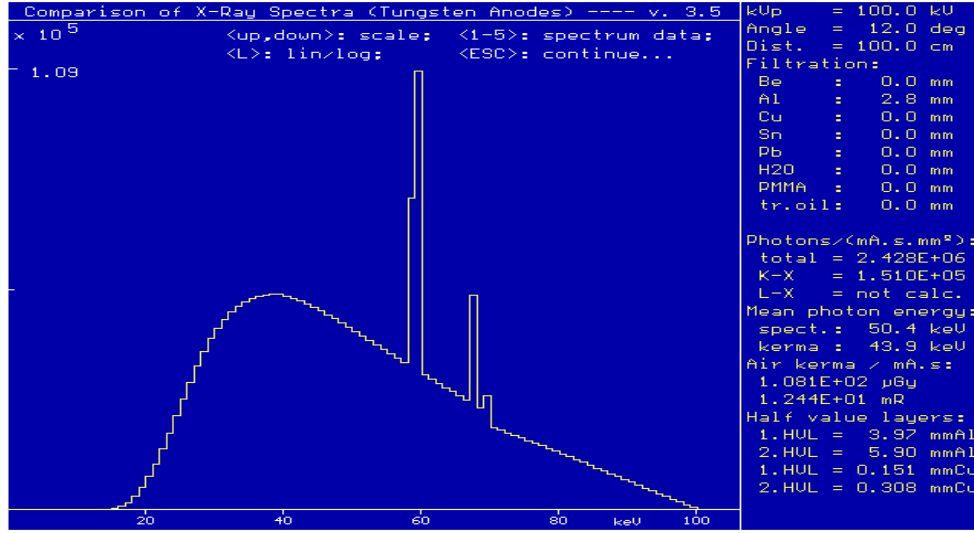
Azalımlı özellikleri, Çizelge 2.2'de verilen X-ışını demet kalitelerinin biri ve ya birden fazlası için belirlenir.

Çizelge 2.2 Standart X-ışın demet kaliteleri (TS EN 61331-1 2004)

X-Işın Tüp Gerilimi (kVp)	Toplam Filtrasyon (mm Cu)
30	0,05
50	0,05
80	0,15
100	0,25
150	0,7
200	1,2
250	1,8
300	2,5
400	3,5

2.2.2.1.3 X-ışın spektrumu

X-ışın spektrumu sürekli Bremsstrahlung radyasyonu ve onun üzerine binmiş ayrık enerjilerdeki pikler olarak anot malzemesinin karakteristik radyasyonunun birleşiminde sürekli bir spektrum olarak gözlenir.



Şekil 2.10 Xcomp5r programından 100 kV tüp gerilimi, 12° anot açısı, 100 cm odak noktası-dedektör mesafesi ve 2,8 mm Al toplam filtrasyon değerleri girilerek elde edilen X-ışın spektrumu örneği

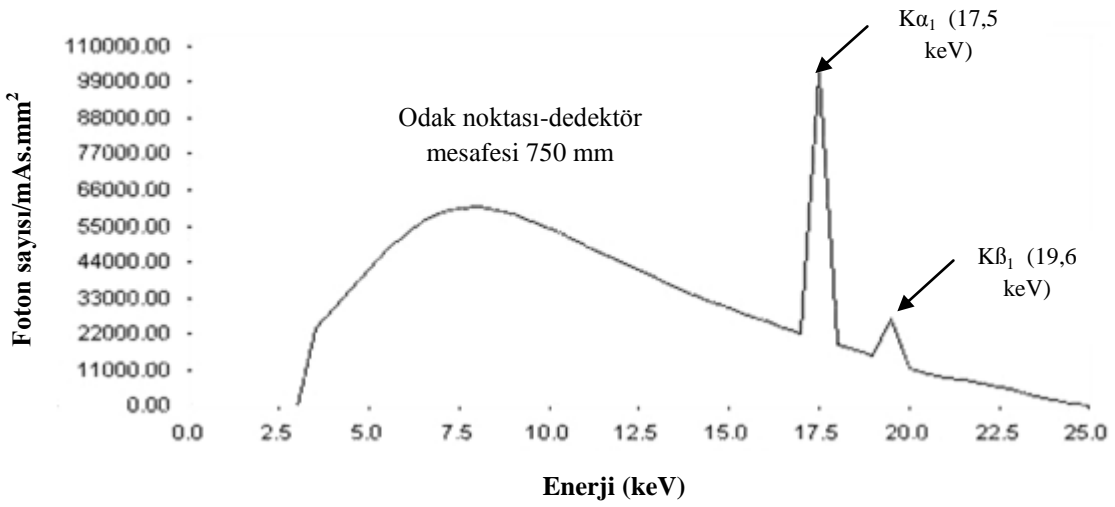
2.2.2.1.4 Diagnostik ve mamografik görüntüleme X-ışın spektrumlarına etki eden faktörler

1) X-ışın parametreleri

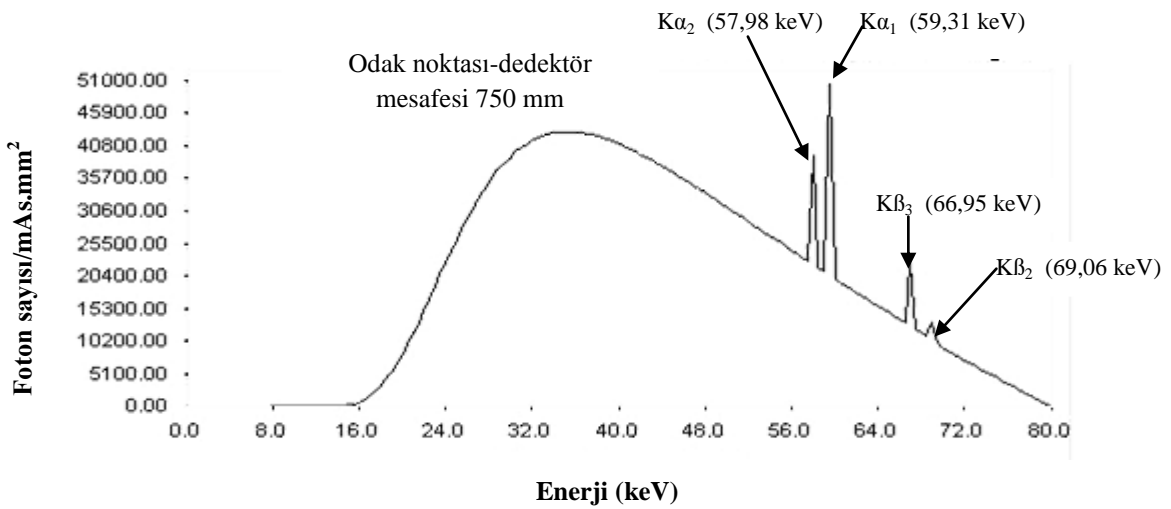
i. X-ışın tüpü anot malzemesi

X-ışın tüpünde bulunan anot malzemesi, radyografik ve mamografik incelemelerde farklıdır. Radyografik görüntüleme anot malzemesi olarak tungsten kullanılır. Mamografik görüntüleme kullanılan anot malzemelerinden biri molibdendir. Bu farklılığın sebebi; mamografik görüntüleme incelenecek olan kısmın yumuşak doku olmasından dolayı bu sistemlerde düşük tüp gerilimleri (20-35 kVp) uygulanır (Bor 2002). Örneğin Molibden malzemesi, K kenarı (17,5 keV) düşük olduğundan

mamografi sistemi için uygun bir malzemedir. Radyografik görüntüleme incelenecek olan kısımlarda kemik gibi yoğunluğu daha yüksek olan yapılar da bulunduğu için mamografi sistemine göre daha yüksek tüp gerilimleri (40-150 kVp) uygulanır. Tungsten malzemesinin kaynama noktasının yüksek ve buharlaşmasının az olması (yüksek tüp gerilimi nedeniyle yüksek sıcaklık probleminin az olması), yoğunluğunun yüksek olması ve K kenarının (69,067 keV) ilgilenilen enerji aralığında olması bu malzemeyi radyografi sistemi için uygun hale getirmiştir. Şekil 2.11 ve Şekil 2.12’de hedef maddesinin molibden ve tungsten olması durumunda spektrumlardaki değişiklikler gösterilmiştir.



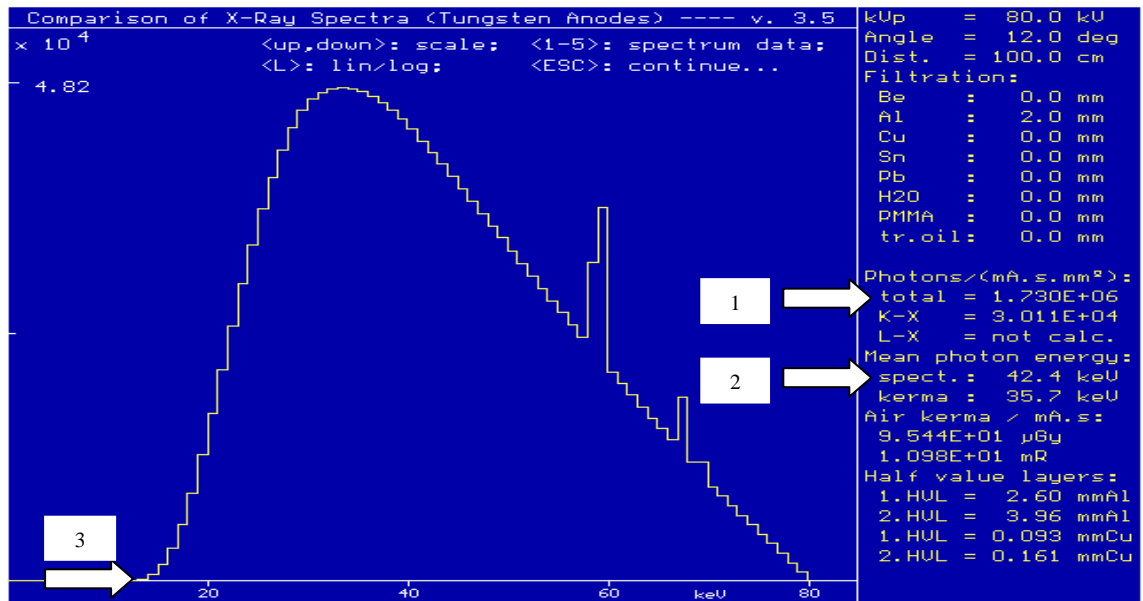
Şekil 2.11 25 kVp tüp geriliminde X-ışın tüpü anot malzemesi molibden iken alınan spektrum



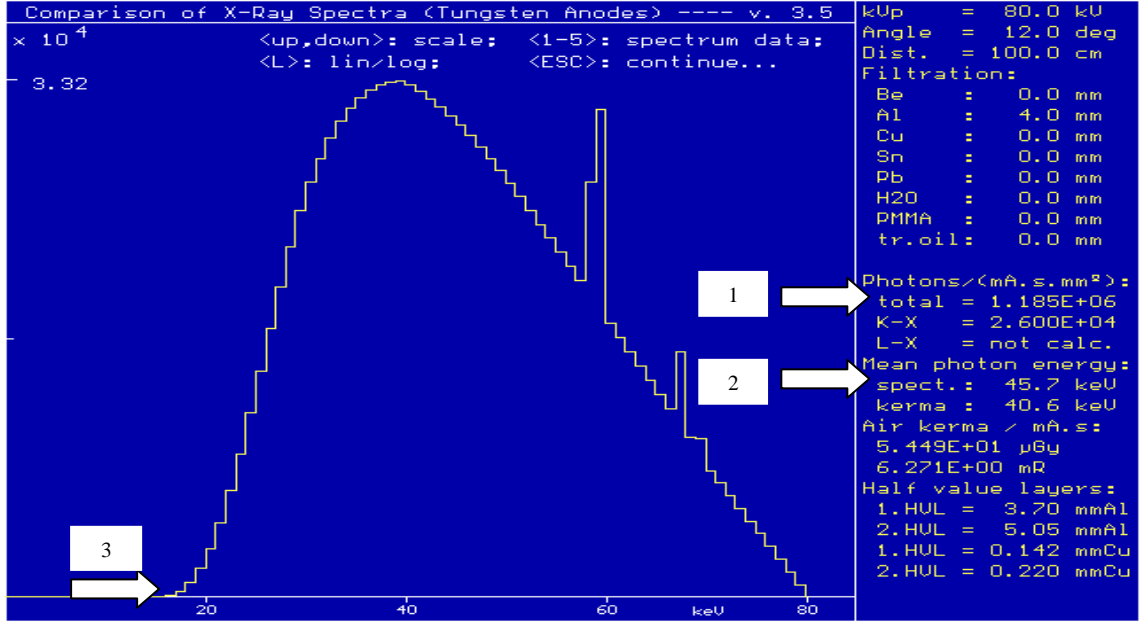
Şekil 2.12 80 kVp tüp geriliminde X-ışın tüpü anot malzemesi tungsten iken alınan spektrum

ii. Filtrasyon

X-ışın tüpünün yapısından kaynaklanan malzemeler nedeniyle spektrum, tüp çıkışında kısmen filtrelenmiş olur. Tüp yapısından kaynaklanan kısımlar (tüp camının kalınlığı, zırh penceresi, kolimatör aynaları, yağ tabakasının kalınlığı) doğal filtrasyonu (inherent filtration) oluşturur. X-ışını demetinin ortalama enerjisini değiştirmek için tüp çıkışında demet önüne yerleştirilmiş ilave malzeme kalınlıkları da ek filtrasyonu (added filtration) oluşturur. Doğal ve ek filtrasyonların toplamı ise toplam filtrasyon olarak ifade edilir. Bu toplam filtre, demetteki düşük enerjili fotonları soğurur ve demetin ortalama enerjisi nispeten artar. Buna bağlı olarak HVL değerleri de artar. Düşük enerjili fotonlar soğurulduğundan foton akısında azalma olur (Bor 2002). Spektrumun maksimum enerji noktası değişmez sadece minimum enerji noktası değişir. Şekil 2.13 ve Şekil 2.14'te sadece Al filtrenin artırılması durumunda spektrumlardaki değişiklikler gösterilmiştir. Belirtilen şekillerde 1 numarayla gösterilen oklar toplam foton sayısı, 2 numarayla gösterilen oklar spektrumun ortalama enerjisi ve 3 numarayla gösterilen oklar spektrumun minimum enerji noktası değerini göstermektedir. Al filtrenin artırılmasıyla malzeme tarafından daha fazla foton soğurulacağından toplam foton sayısı azalmıştır. Aynı zamanda X-ışın demetinde düşük enerjili fotonların bir kısmı soğurulacağından spektrumun ortalama enerjisi ve minimum enerji noktası artmıştır.



Şekil 2.13 80 kVp 100 cm mesafe ve 2 mm Al kullanılarak elde edilen spektrum



Şekil 2.14 80 kVp 100 cm mesafe ve 4 mm Al kullanılarak elde edilen spektrum

iii. X-ışın tüpüne uygulanan gerilim (kVp)

X-ışın tüpüne uygulanan tepe voltaj değeri spektrumun maksimum enerji noktasını belirler. Artan elektron enerjisiyle birlikte yayımlanan foton enerjisi de artar ve sürekli spektrumun (Bremsstrahlung) maksimum değeri büyür. Buna bağlı olarak spektrumun ortalama enerjisi de artar. Gerilim eğer yeterli durumda ise hedef maddenin karakteristik radyasyonu da spektrumda oluşur ama artan gerilim ile bu radyasyonun spektrumdaki yeri değişmez (Bor 2002). Jeneratör tipine bağlı olarak uygulanan kVp ile X-ışın foton sayısı da üstel olarak artar. HVL (demet şiddetini yarıya indiren kalınlık) değerleri de artan gerilim ile demet şiddeti de arttığından artar. Şekil 2.15 ve Şekil 2.16'da sadece kVp değerinin arttırılması durumunda spektrumlardaki değişiklikler gösterilmiştir. Belirtilen şekillerde 1 numarayla gösterilen oklar toplam foton sayısı, 2 numarayla gösterilen oklar spektrumun ortalama enerjisi, 3 numarayla gösterilen oklar 1. HVL ve 4 numarayla gösterilen oklar spektrumun maksimum enerji noktası değerini göstermektedir. kVp değerinin arttırılmasıyla X-ışın foton sayısı üstel olarak artacağından toplam foton sayısı artmıştır. Aynı zamanda demetin şiddeti ve girciliği arttığı için 1.HVL değerleri artmıştır. Benzer şekilde demetin enerjisi arttığı için spektrumun ortalama (etkin) enerjisi ve maksimum enerji noktası (spektrumun uç nokta enerjisi) da artmıştır. Xcomp5r gibi bir X-ışın spektrum simülasyon programından elde

edilen spektrumlardan bulunan 1.HVL değerleri arasındaki dönüştürme, aşağıda verilen bir örnekle açıklanmıştır.

$$(1.HVL)_x = \frac{2.303}{\mu_x} \quad \text{Eşitlik 2.16}$$

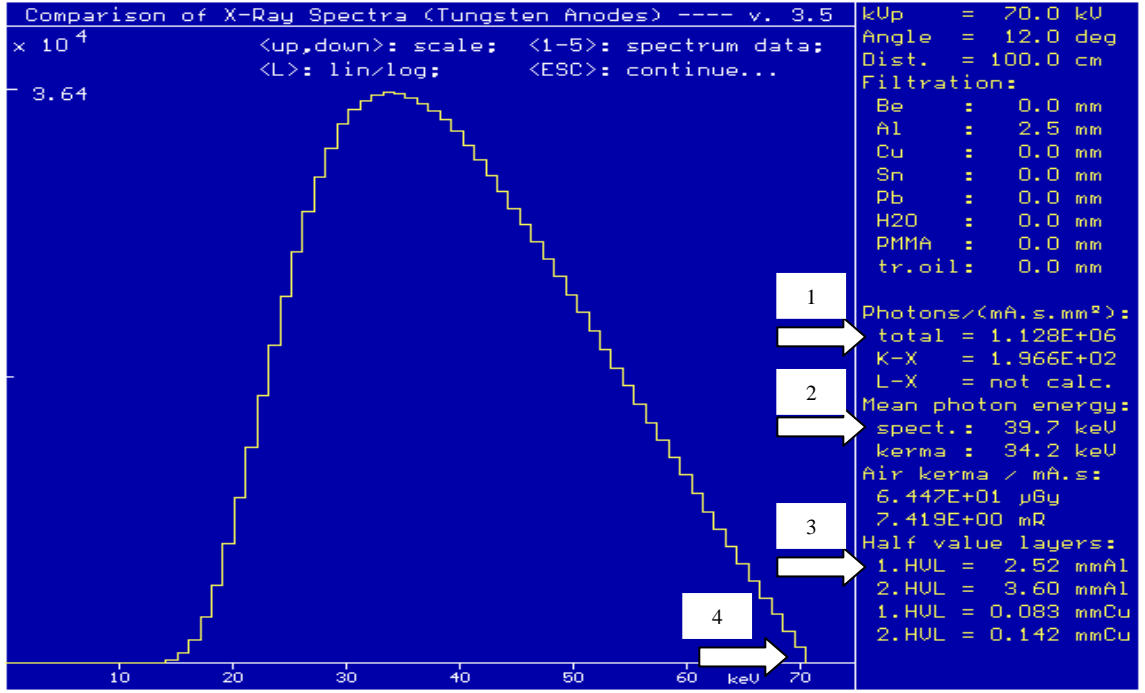
1.HVL değeri, Beer Lambert yasasında ($I=I_0e^{-\mu x}$) başlangıç foton şiddetinin yarıya düştüğü, yani I/I_0 yerine $1/2$ yazılarak elde edilir. Bu eşitlikteki x , ilgili malzemeyi simgeler. μ_x ise ilgili malzemenin doğrusal azalım katsayısıdır. Herhangi iki malzemenin 1.HVL değerleri birbirlerine oranlanacak olursa aşağıdaki eşitlik elde edilir.

$$\frac{(1.HVL)_x}{(1.HVL)_y} = \frac{\mu_y}{\mu_x} \quad \text{Eşitlik 2.17}$$

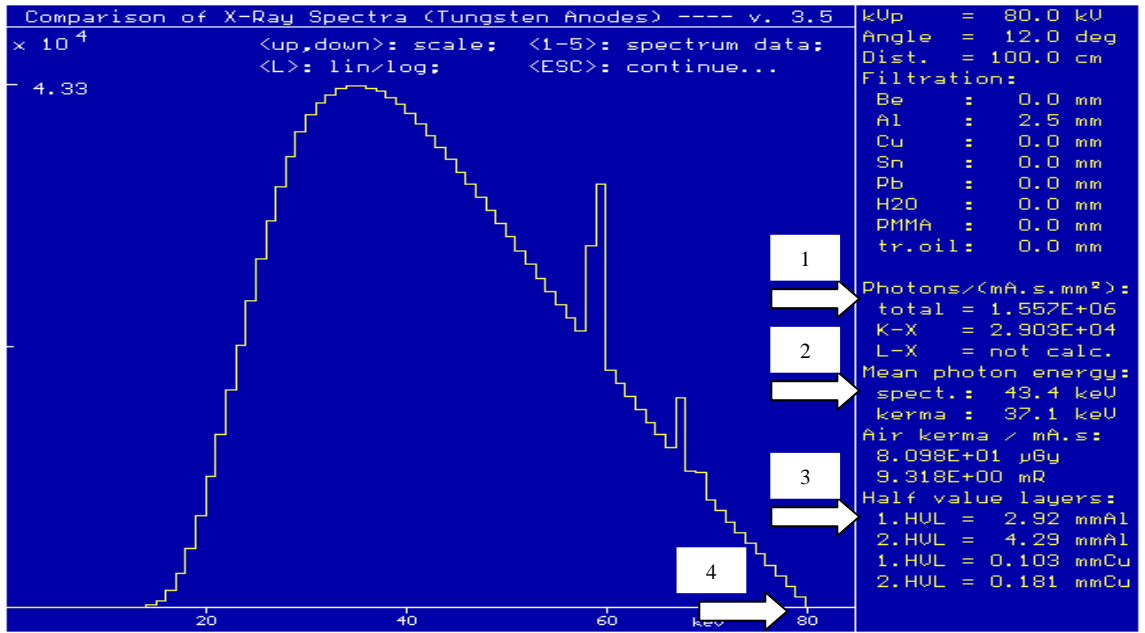
Şekil 2.15'te elde edilen spektrumda bulunan 1.HVL değerleri 2,52 mm Al ve 0,083 mm Cu'dur. Spektrumun ortalama (etkin) enerjisi ise 39,7 keV'dir. Al ve Cu için NIST veritabanından bu ortalama enerjiye karşı gelen kütle azalım katsayıları (μ/ρ) sırasıyla 0,5685 ve 4,862 cm^2/g olarak hesaplanmıştır. Alüminyumun yoğunluğu (ρ) 2,7 g/cm^3 ve bakırın yoğunluğu 8,96 g/cm^3 olarak alınmış ve bu iki malzemenin doğrusal azalım katsayıları ($-\mu$) sırasıyla 1,535 ve 43,564 cm^{-1} olarak hesaplanmıştır. NIST'tan hesaplanan kütle azalım katsayıları değerleri kullanılarak bakırın 1.HVL değeri Eşitlik 2.17'ye göre aşağıda gösterildiği gibidir. Yani, eşdeğeri 0,088 mm Cu kalınlığı olarak hesaplanmıştır.

$$\frac{(1.HVL)_{\text{Cu}}}{(1.HVL)_{\text{Al}}} = \frac{\mu_{\text{Al}}}{\mu_{\text{Cu}}} = \frac{1,535}{43,564} = \frac{2,52}{(1.HVL)_{\text{Cu}}} \Rightarrow (1.HVL)_{\text{Cu}} = 0,088 \text{ mm}$$

NIST verilerinden hesaplanan 1.HVL değeri (0,088 mm Cu) ile Xcomp5r programından elde edilen değer (0,083) arasındaki fark ise %5,6'dır.



Şekil 2.15 70 kVp 100 cm mesafe ve 2,5 mm Al kullanılarak elde edilen spektrum



Şekil 2.16 80 kVp 100 cm mesafe ve 2,5 mm Al kullanılarak elde edilen spektrum

2) Dedektör boyutları

Dedektör boyutlarının küçük ve orta boyutlu olması durumlarına göre spektrumlarda farklılıklar gözlenir. Ancak dedektör hacminin (boyutunun) büyümesi özellikle Compton saçılmasını arttıracaktır.

3) Saçılan ışınlar

X veya gama ışınlarının kaynağın içinde, kaynağı çevreleyen madde ve dedektörü kaplayan koruyucu zırhla etkileşmeleri sonucu spektrumda birçok değişiklikler gözlenir. Kaynağın boyutunun büyük olması, kaynak içerisinde daha fazla Compton etkileşmesi yaratır. Saçılma açısına bağlı olarak spektrumda bölgesel artışlar yani sayım fazlalıkları oluşur. Çevresel radyasyon etkisini azaltmak için pratik uygulamalarda dedektörler genellikle kurşun bir zırh içine yerleştirilir. Esas kaynağın dışındaki kaynaklardan gelebilecek ışınların durdurulabilmesi için kullanılan bu zırh ve/veya kolimatörler üzerinde kaynaktan salınan fotonların yaptığı etkileşmeler yine spektrumda ideal spektruma göre farklılıklar yaratırlar. Bu nedenle, bu tez çalışmasında saçılan radyasyon etkisi dikkate alınmıştır.

4) Ölçüm ve ışınlama geometrisine bağlı nedenler

a) Pulsların yığılması (Pile-up)

Radyasyon dedektöründen gelen pulsar zaman içerisinde tesadüfi aralıklarla ayrılmış olup sayım hızlarının yüksek olması durumunda pulsarın birbirlerini etkilemesi söz konusu olur. Bu etkilere genel olarak puls yığılması (pile-up) denir. Dedektör ve elektroniğinin çözümleme zamanı içinde art arda gelen pulsarın yeterli derecede ayırt edilememesi durumunda puls sayımlarında kayıplar olur.

Puls yığılması iki şekilde olup puls yükseklik ölçümlerine farklı etkileri vardır. İlk tipi kuyruk puls yığılmasıdır ve uzun süreli kuyruğa veya bir önceki pulsun negatif kısmı üzerinde pulsarın üst üste binmesidir (temel seviye kayması). Kuyruk ya da negatif uzantılar uzun zaman boyunca sürebildiklerinden alçak sayım hızında bile bu etki

önemli olabilir. Ölçümlerde ortaya çıkan etki, kayıt edilen pulsa kanatların eklenerek enerji ayırma gücünün bozulmasıdır.

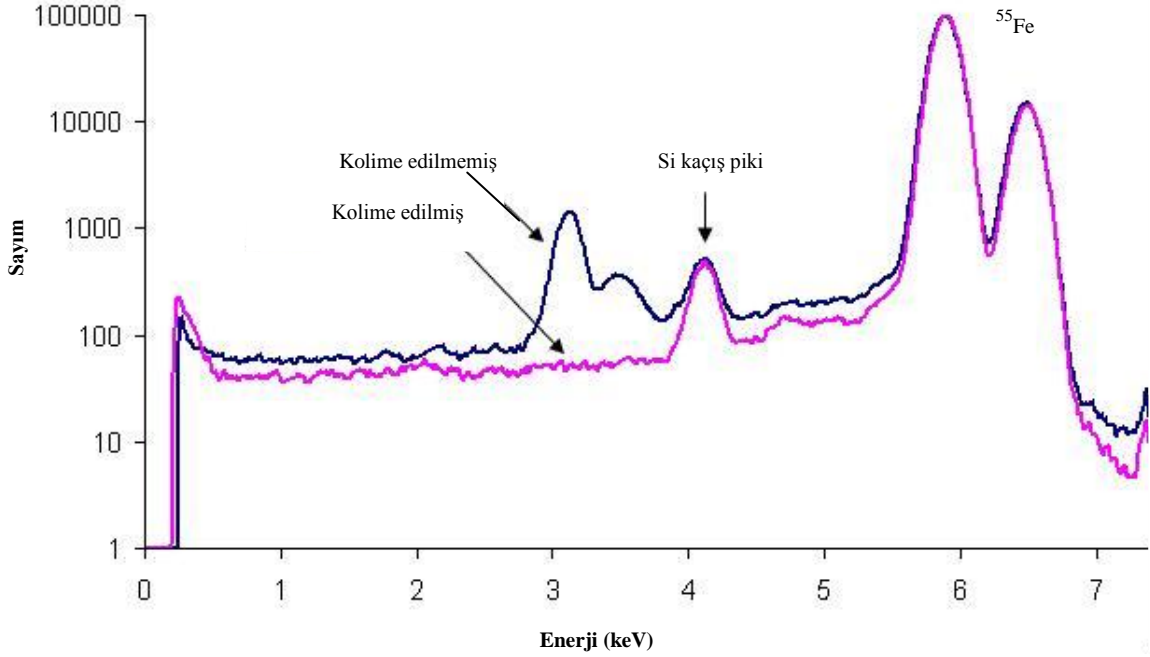
İkinci tip puls yığılması tepe yığılması olarak isimlendirilir. İki puls birbirlerine çok yakın oldukları zaman analiz sistemi tarafından tek puls olarak değerlendirilebilir (Bor 2009).

Puls yığılmasını önlemek için kullanılan bir elektronik teknik, puls yığılma önleyici devrenin (pulse pile-up rejector) kullanılmasıdır. Bu devre birbiri ardı sıra sayım sistemine rastgele gelen pulsları yönetir, daha önceden seçilmiş bir zaman aralığında puls işleme sistemine giren bir pulstan daha fazla sayıda pulslar algılandığında bir önceki pulsun işlenmesini ve kaydedilmesini sağlar. Çünkü puls yığılma önleyici devre, normal olarak önyükselteçten gelen hızlı pulsları (fast preamplifier pulses) giriş pulsu olarak kullanır. Bu yüzden puls yığılma önleyici devresinde ADC'nin puls çiftini çözümüleme zamanından daha kısa olan bir çözümüleme zamanı (örneğin 500 ns civarında) uygulanır. Bu şekilde, sayım sistemindeki puls yığılma etkileri elektronik olarak azaltılabilir. Bu etkilerin tamamen giderilmesi mümkün olmasa da ihmal edilebilecek bir düzeye indirilerek gerekli düzeltme yapılmış olur (Canberra 2007).

b) Kolimasyon

Diagnostik radyolojide X-ışın spektrumunun doğru bir şekilde değerlendirilmesi hasta dozu ve görüntü kalitesi için son derece önemlidir. Bu yüzden son yıllarda geliştirilen yüksek ayırma güçlü yarıiletken dedektörler, spektrum ölçümlerinin doğruluğunu önemli ölçüde arttırmıştır. Ancak diagnostik X-ışın spektrum ölçümlerinde karşılaşılan en önemli problemlerden bir tanesi yüksek foton akısıdır. Örneğin; bir yarıiletken spektrometre sistemi 10^4 foton.s⁻¹ foton sayım hızını analiz edebilirken radyografide 100 kV ve 15 mA ışınlama parametrelerinde ve 2 m odak noktası dedektör mesafesinde foton sayım hızı 10^7 foton.s⁻¹ değerine kadar çıkabilmektedir. Bu yüzden foton akısını, ölçülen spektrumun kalitesini bozmadan azaltabilecek yöntemlere ihtiyaç vardır. Yüksek sayım hızı problemini çözmeye yönelik farklı araştırmacılardan öneriler sunulmuştur. Bunlardan bazıları; Compton spektrumunun ölçülmesi ve buradan primer spektrumun çıkarılması ve dar delikli kolimatör kullanımı. Bu tekniklerden dar delikli kolimatör kullanımı, yüksek foton akısını ve aynı zamanda saçılan ışınları da önemli

ölçüde azalttığı için en çok kullanılan yöntemdir (Kodera *et al.* 1983). Kolimatör kullanımının spektruma etkisi Şekil 2.17’de gösterilmiştir.



Şekil 2.17 Bir ^{55}Fe kaynağı ile alınan X-ışını spektrumlarında kolime edilmiş ve kolime edilmemiş dedektörlerin karşılaştırması

5) Farklı dedektör yapılarının spektruma etkisi

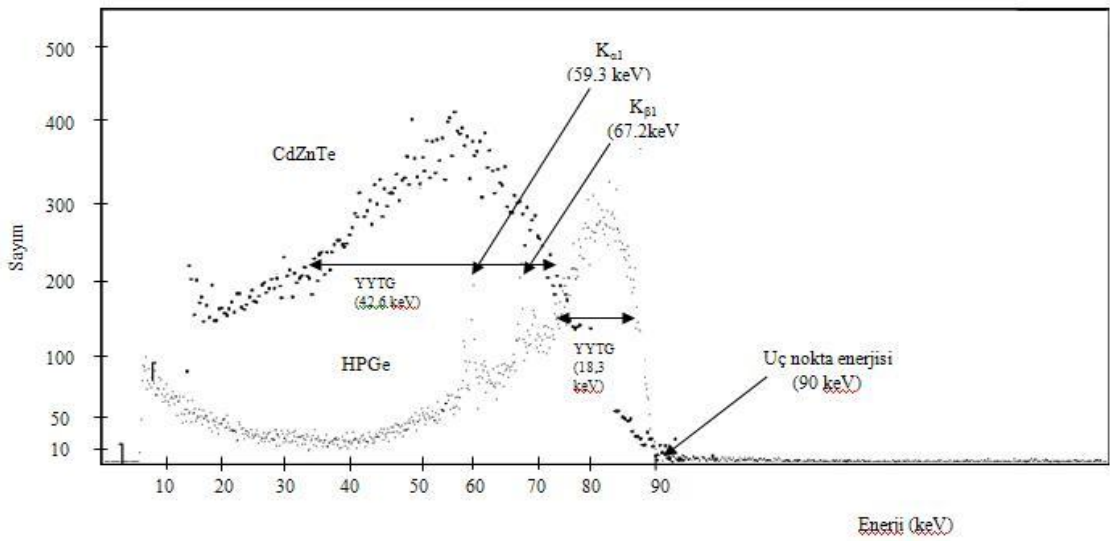
Yarıiletken dedektörler

Yarı iletken dedektörlerin işlevleri genelde iyon odalarına benzer ancak yük taşıyıcıları elektron ve pozitif iyonlar değil elektron ve deşiklerdir. En yaygın olarak kullanılan yarı iletken dedektörler silikon ve germanyumdan yapılmışlardır. Bu dedektörlerin diğerlerine göre en önemli üstünlükleri enerji ayırma güçlerinin son derece yüksek olmasıdır. Diğer önemli özellikleri ise;

- Geniş bir enerji aralığında radyasyona karşı yanıtları doğrusaldır.
- Belirli bir boyut için etkinlikleri yüksektir, zira yapılarında yüksek yoğunlukta sert madde kullanılmaktadır.

- Farklı geometrik tasarımlarda yapılmaları mümkündür.
- Puls doğma zamanları hızlıdır (gaz dedektörlerine göre).
- Vakum altında çalışırlar.
- Manyetik alanlara karşı hassas değildirler (Knoll 2000).

Bu bölümde Şekil 2.18’de farklı iki yarıiletken dedektör (CdZnTe-HPGe) kullanılarak 90 kVp’de toplanan spektrumlar karşılaştırılmıştır.



Şekil 2.18 90 kVp’de CdZnTe ve HPGe yarıiletken dedektörleri kullanılarak elde edilen spektrum

Pek çok radyasyon dedektörü çalışmalarında amaç, gelen radyasyonun enerji dağılımını ölçmektir. Dedektörün birbirine yakın enerjideki fotonları ayırt edebilme yeteneği, onun enerji ayırma gücünü ifade eder. Dedektör enerji ayırma gücü, enerji pikinin yarı yükseklikteki tam genişliğinin (YYTG) pik merkezinin konumuna (H_0) bölümü, yani $R=YYTG/H_0$ şeklinde tanımlanır. Enerji ayırma gücü (R) yüzde ile ifade edilen boyutsuz bir kesir olarak ifade edilir. Enerji ayırma gücünde genişlik (YYTG) ne kadar küçük olursa dedektörün birbirine yakın enerjilere sahip iki radyasyonu ayırabilmesi o kadar iyi olacaktır. Ayırma gücü, enerjiye de bağlı olmakla birlikte $2 \times YYTG$ ’den fazla ise birbirine komşu iki piki dedektörün ayırt etmesi mümkündür. Şekil 2.18’de görüldüğü gibi HPGe yarıiletken dedektörünün enerji ayırma gücü CdZnTe yarıiletken dedektöründen çok daha yüksek olduğu için HPGe ile toplanan spektrumda X-ışın

tüpünün hedef maddesi olan tungstenin karakteristik pikleri ($K_{\alpha 1}$, $K_{\beta 1}$) görülebilmektedir.

CdZnTe dedektörü oda sıcaklığında çalışma imkânı verirken HPGe dedektörü sıvı azot sıcaklığında (-196 °C) çalışır. Bundan dolayı CdZnTe dedektörlerinde termal gürültü (atomlardan ısı yoluyla koparılan elektronların oluşturduğu pulsların genliklerinin yükseltilip sayılması) ve buna bağlı olarak toplam gürültü HPGe dedektörlerine kıyasla çok daha fazladır. Bu fazlalık Şekil 2.18'de 15 keV civarında görülebilir.

CdZnTe dedektörlerinin en önemli sorunlarından bir tanesi spektrumda düşük enerjide görülen kuyruklanmadır. Bu kuyruklanmadan ötürü CdZnTe ile toplanan spektrumun şekli bozulmuştur.



Şekil 2.19 Yüksek saflıkta germanyum (HPGe) yarıiletken dedektör

2.3 Tez Kapsamında da Kullanılan Bazı Dedektörlerin Özellikleri

2.3.1 İyon odaları

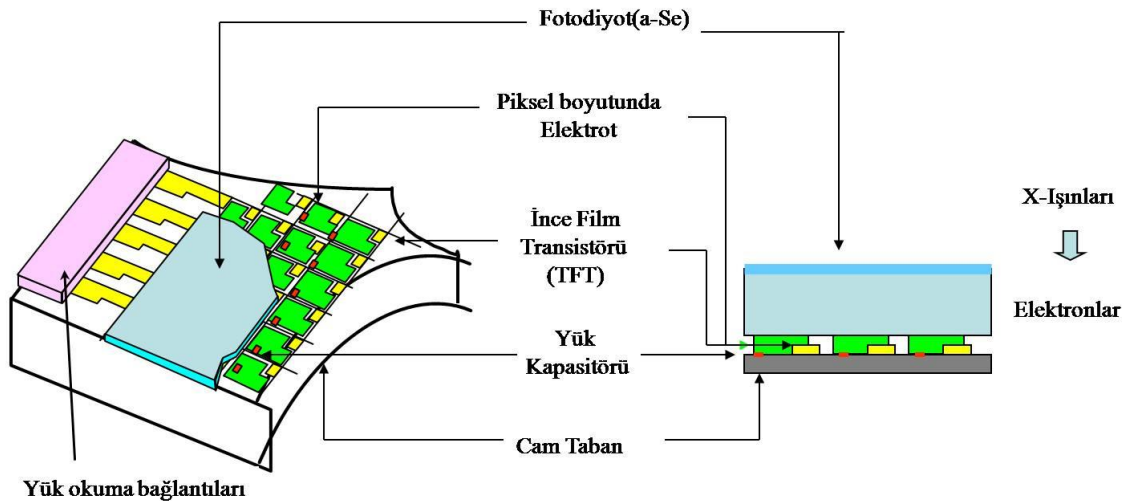
İyon odası bölgesinde tüpe uygulanan gerilim sadece iyonizasyon sonucu meydana gelen iyonların elektrotlara toplanmasına yeterli olacak kadardır. Uygulanan gerilim iyon odasındaki gazın cinsine, basıncına, elektrotların geometrik yapısına bağlı olarak değişir. Bu bölgede anot tarafından toplanan elektronların sayısı radyasyon tarafından meydana getirilen elektron sayısına eşittir. İyon odası bölgesinde çalışan bir cihazdan elde edilen puls yüksekliği iyon odasında meydana gelen iyon sayısına bağlı

2.3.3 Geniş alan (flat panel) dedektörler

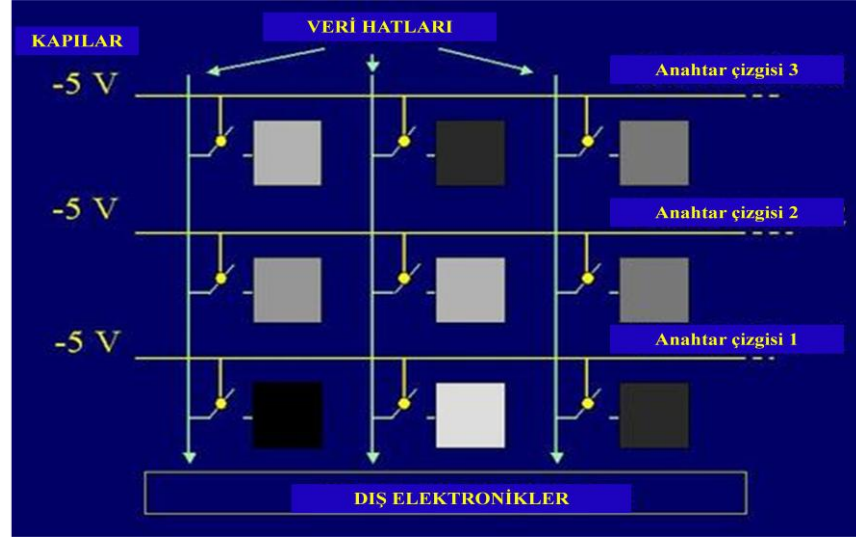
Cisim ile etkileştikten sonra, cisimden çıkan X-ışınları geniş alan dedektörlerine gelir. Gelen X-ışını elektrik yüklerine, bu elektrik yükleri de dedektörün yapısında bulunan elektrik devreleri yardımı ile pulsa dönüştürülürler. Pulsların sayısallaştırılmasıyla vücut yapısı hakkındaki bilgi dijital görüntü olarak elde edilir. Dedektörler direkt ve indirekt olarak iki farklı şekilde tasarımlanır.

1. Direkt (Doğrudan çevirimli) sistemler

Direk sistemlerde görüntü oluşumu tek bir aşamada meydana gelir. Cisimden çıktıktan sonra dedektöre ulaşan X-ışınları amorf selenyum (a-Se) kristaline gelerek elektron deşik çiftlerini meydana getirirler. Fotodiyot olarak amorf selenyum (a-Se) kristali kullanılmaktadır. Işınlama gerçekleştirilmeden önce amorf selenyuma bir elektrik alan uygulanmasıyla yüzeye yük kazandırılır. Işınlama ile bu yük dağılımı değişir ve elektronlar yüzeye, deşikler ise derinlere doğru konumlanır. Bu elektronlar elektrotta toplanarak depolanmak üzere ince film transistörlere (TFT) gönderilir. Elektronlar TFT'lerin yapısında bulunan kapasitörlerde toplanır. TFT'lerde biriken yükler, TFT'lere tek tek uygulanan ters gerilim ile okunur. Bu okuma sonucu elde edilen sinyaller puls olarak elde edilir ve bu pulslar işlenerek dijital görüntü elde edilir. TFT'lerin okunması ile ilgili devre şeması Şekil 2.22'de gösterilmektedir.



Şekil 2.21 Direkt sistem (Bor 2002)



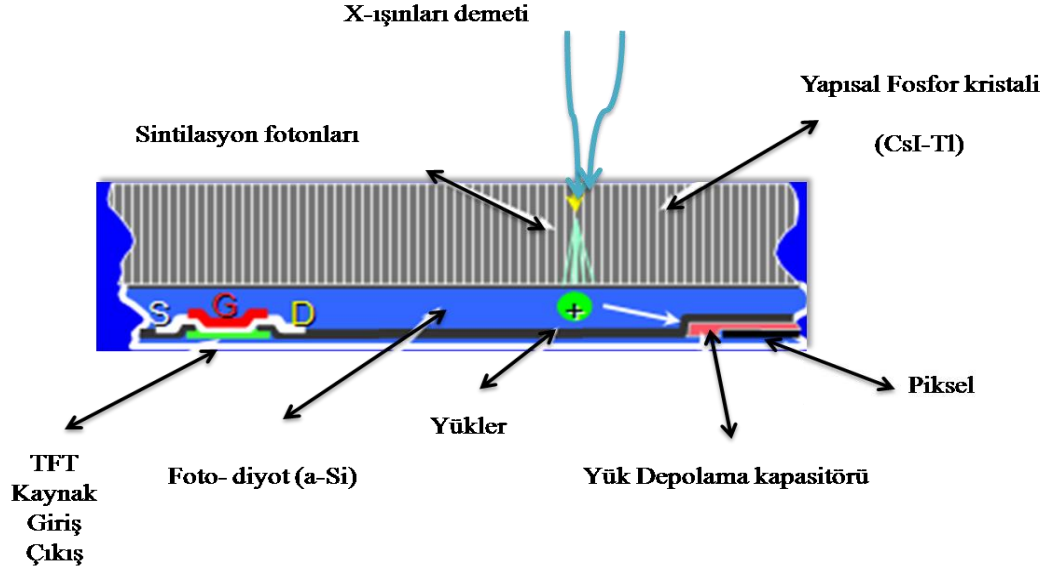
Şekil 2.22 TFT'lerin dizilimi ve okunması (Bor 2002)

2. İndirekt (Dolaylı çevirimli sistemler)

İndirekt sistemlerin dedektörlerinde sintilasyon kristali, fotodiyot ve TFT'ler bulunmaktadır. Bu sistemlerde yaygın olarak sezyum iyodür (CsI) ya da gadolinyum oksisülfür (Gd_2O_2S) kristalleri kullanılmaktadır. Kullanılan kristaller, ışığın düz bir doğru boyunca ilerlemesini sağlamak ve saçılmayı minimum düzeyde tutmak için iğne yapısı şeklinde tasarlanmış kristallerdir. Buna rağmen, belli açılarda ışık saçılması söz konusu olmaktadır. Oluşan sintilasyon fotonlarını algılayan kısım amorf silisyum kristalidir. a-Si kullanılmasının en önemli avantajları, üretimde katılan safsızlıklar sayesinde foto diyot görevi görebilmesi ve kristal üzerinde piksel boyutunda üretilebilmesidir. Bu kristaller radyasyona karşı çok dayanıklıdır. İndirekt sistemlerde, direkt sistemlerden farklı olarak görüntü elde etme işlemi iki aşamada gerçekleşmektedir.

Objeden çıkan X-ışınları sintilasyon kristaline gelir ve kristal ile etkileşmesi sonucunda sintilasyon fotonları oluşur. Bu sintilasyon fotonları gelen radyasyonun şiddetine bağlı olarak değişmektedir. Sintilasyon fotonları amorf silisyum (a-Si) kristalinden yapılmış fotodiyot tarafından algılanmaktadır. Işık fotonları, a-Si içerisinde serbest elektronlar meydana getirirler. Meydana gelen bu elektronlar, a-Si içerisinde bulunan ve yük taşıyıcı olarak adlandırılan tuzaklarda tuzaklanırlar. Dışarıdan uygulanan bir elektrik alanın etkisiyle tuzaklanan bu elektronlar, yük taşıyıcılar aracılığıyla TFT'lere

gönderilirler. Elektronlar TFT'lerde yukarıda bahsedildiği gibi sinyale dönüştürülürler. Oradan da elde edilen pulslar (sinyaller) sayısallaştırılarak dijital görüntü elde edilir. Dedektör çalışma prensibi Şekil 2.23'te gösterilmiştir.



Şekil 2.23 İndirekt sistemlerin çalışma şeması (Bor 2002)

2.4 X-ışın Görüntü Kontrastı ve Saçılan Işımların Önlenmesi

2.4.1 Kontrast

Bir cisme yönlendirilen X-ışın demeti, obje ortamında yaptığı etkileşmeler sonucunda çıkışta obje ile ilgili bilgi içerir. Bu bilginin görüntülenebilmesi için X-ışın demeti uygun bir dedektöre yönlendirilir.

Radyolojik görüntüleme hastadan çıkan X-ışın demeti, etkileşmelerin olduğu alandaki ışınlama farklılıklarını içeren bir X-ışın görüntüsüdür ve gözle görülemeyen bu öznel görüntünün en önemli özelliği taşıdığı kontrast bilgisidir. Kontrast; noktalar arasında X-ışın miktarındaki farklılıklar olup, etkileşmenin gerçekleştiği vücut kesitinin fiziksel özelliklerine ve X-ışın demetinin giriciliğine bağlıdır. X-ışın görüntüsünün oluşumunda farklı kontrastlar ile karşılaşılır. Objenin yapısı ve X-ışın demetinin özelliklerinden oluşan obje kontrastı, hasta çıkışında gözle görülmeyen öznel görüntüye ve sonuçta film üzerinde radyografik kontrasta dönüşmektedir (Bor 2002).

2.4.1.1 Kontrast çeşitleri

i. Obje kontrastı

Herhangi bir objenin X-ışın filmi üzerinde görüntülenebilmesi için fiziksel yoğunluğunun ya da kimyasal bileşiminin (atom numarası) çevresindeki diğer yapılara göre farklılık göstermesi gerekir. Obje kontrastını etkileyen diğer bir faktör ise ortamın X-ışın demeti boyunca kalınlığıdır. Eğer obje, çevresinde bulunan aynı kalınlıktaki yapılara göre farklı fiziksel yapıda ise daha fazla ya da daha az X-ışını soğuracaktır. Örneğin; kemik dokusunun foton soğurma miktarı, aynı kalınlıktaki yumuşak dokuya göre çok daha fazla olduğundan yüksek bir obje kontrastı elde edilir. Görüntüdeki radyografik kontrast ise kemiğe karşı gelen bölgenin beyaz, yumuşak doku bölgesinin ise siyah olmasıyla ortaya çıkar.

Bir objenin kimyasal bileşiminin kontrastı etkilemesi, etkin atom numarası çevre dokulardan farklı ise söz konusu olur. Örneğin vücut sıvıları ile yumuşak doku arasındaki obje kontrastı, etkin atom numaraları birbirlerine çok yakın olduğu için son derece düşüktür (Bor 2002).

ii. X-ışın görüntü kontrastı (Öznel kontrast)

Hastaya ulaşan X-ışın demeti homojen Heel etkisi¹ dikkate alınmazsa homojen bir dağılımdadır. Hastadaki etkileşmeler sonucunda çıkışta elde edilen X-ışın demeti belirli ışınlama farklılıklarını içermekte olup gözle görülemeyen bu hayali görüntüdeki kontrasta *öznel kontrast* adı verilir. Obje ve çevre dokular arasındaki X-ışın giriciliğinin farklı olması bu kontrasta neden olur ve sonuçta görüntü sahasında bir noktadan diğerine ışınlama farklılıkları meydana gelir. Eğer bir objeden hiçbir foton geçmiyorsa tüm fotonların geçtiği çevre dokuya göre kontrast maksimum yani %100 olacaktır. Kısaca demet giriciliği arttıkça kontrast azalır.

Öznel kontrast; objenin fiziksel (atom numarası, yoğunluk ve kalınlık) ve X-ışın demetinin giricilik (foton enerji spektrumu) özelliklerine bağlıdır.

iii. Görüntü kontrastı

Görüntü kontrastı, ekran üzerinde görülen görüntüde ortaya çıkan kontrasttır ve grinin farklı tonlarında ifade edilmektedir. Bu fark ise piksel sayımları arasındaki farktan gelmektedir. Medikal filmde kontrast; obje ve çevre dokuların optik yoğunlukları arasındaki farktır.

2.4.1.2 Kontrasta X-ışın demetinin giricilik (foton enerji spektrumu) özelliğinin etkisi

X-ışınlarının objedeki giriciliği ve sonuçta elde edilen görüntü kontrastı, foton enerji spektrumuna bağlıdır. X-ışın enerjilerini etkileyen faktörler:

¹ X-ışın tüpünün anot tarafındaki foton akısının katot tarafına göre daha az olması Heel etkisi olarak ifade edilir (Wolbarst 2004).

- X-ışın tüpü anot malzemesi
- X-ışın demet filtrasyonu
- Tüpe uygulanan gerilim

Mamografi amaçlı sistemler hariç X-ışın sistemlerinin tümünde tungsten hedef kullanılmaktadır. Bu nedenle X-ışın tüpü anot malzemesi kontrast ayarlamasında kullanılamaz. Bir çok sistemde tüp filtrasyonu sabit olduğundan kontrastın kontrol edilmesini sağlayan tek parametre tüpe uygulanan gerilimdir.

Görüntünün oluşumuna hem fotoelektrik hem de Compton etkileşmelerinin katkısı olmaktadır. Compton etkileşme olasılığı esas olarak doku yoğunluğuna bağlı olup, dokunun etkin atom numarası ve foton enerjisine bağlılığı çok azdır. Diğer taraftan fotoelektrik etkileşme olasılığı ise maddenin atom numarası ve foton enerjisine bağlıdır. Yani; bir obje ile çevre dokuların atom ağırlıkları arasındaki farklılık nedeni ile bir kontrast yaratılmış ise bu kontrastın miktarı foton enerjisi (kVp) ile büyük değişiklik gösterecektir. Eğer kontrast, yoğunluklar farkı nedeniyle ortaya çıkmışsa enerjiye fazla

bağımlı değildir. Fotoelektrik etkileşmelerin yoğun olduğu durumlarda kontrast kVp ile büyük değişiklik gösterir.

Radyolojik uygulamalarda görüntü kontrastının ayarlanmasındaki esas faktör kVp seçimidir. Düşük kVp seçiminde demetin ortalama enerjisi azalacağından daha fazla foton ortam tarafında soğurulacaktır ve bunun sonucunda yüksek bir öznel kontrast elde edilecektir. kVp'nin artırılmasıyla X-ışın demetinin girciliği artacak ve soğurulan foton sayısı azalacaktır. Bu durumda görüntü kontrastının değeri düşecektir. Kontrast seçiminde dikkate alınması gereken bir diğer husus düşük kVp kullanılarak yapılan incelemelerde artan fotoelektrik etkileşmeler (soğurma) nedeniyle hasta dozu artar.

2.4.1.3 Saçılan radyasyonun kontrasta etkisi

Bir X-ışın demeti insan vücuduna girdiği zaman, foton etkileşmelerinin büyük bir kısmı saçılan radyasyonun nedeni olan Compton etkileşmeleridir. Saçılan radyasyonun bir kısmı birincil (primer) demet ile aynı yönde vücuttan çıkarak dedektöre ulaşır ve sonuçta görüntü kontrastı azalır.

Objeden hiçbir fotonun geçmediği varsayımı ve saçılan ışın olmama durumunda öznel görüntü kontrastı değeri %100 olacaktır. Objenin insan vücudu gibi saçıcı bir ortam içinde olması durumunda buradan saçılan ışınlar dedektör üzerinde obje görüntüsüne ulaşacak ve kontrast azalacaktır. Sonuç olarak; saçılan ışın miktarı arttıkça görüntü kontrastı azalır.

2.4.2 Saçılan ışınların önlenmesi

2.4.2.1 X-ışın demet sınırlayıcıları

Saçılan radyasyonun miktarı genelde birincil (primer) X-ışın demeti içinde kalan toplam kütleyle yani cismin (örneğin) ışınlanacak bölgesinin alanı ve kalınlığı ile orantılıdır. Bu alanın boyutlarının büyümesi ile saçılan ışın miktarında artış ortaya çıkar. Bu nedenle, görüntüye ulaşacak saçılan ışın miktarının azaltılabilmesi için ışınlanacak alan boyutları, tüp çıkışına yerleştirilen kolimatörler, diyaframlar ya da koniler ile sınırlandırılır.

Kolimatörler en fazla kullanılan demet sınırlayıcılarıdır ve ayarlanabilir levhaları ile istenilen boyutta X-ışın alanı elde edilmesini sağlarlar. X-ışın alanının aydınlatılması ise kolimatör sistemi içerisindeki bir ışık kaynağı ile gerçekleştirilir. Işık demeti, X-ışın demetinin yolu üzerine 45° açı ile yerleştirilmiş bir aynadan yansıtılır. Işınlama bölgesinin sınırlarının doğrulukla belirlenebilmesi için X-ışını ve ışık alanı boyutlarının birbirleri ile tam olarak çakışması gerekmektedir.

X-ışın demetinin sadece ilgili alana sınırlandırılması ile hem dedektör üzerine ulaşacak saçılan radyasyon miktarı hem de cismin (örneğin) gereksiz yerleri ışınlanmayarak hasta dozu azaltılmış olacaktır.

2.4.2.2 Gridler

Birçok uygulamada saçılan ışın miktarının azaltılması grid kullanılması ile gerçekleştirilir. Hasta ile dedektör arasına yerleştirilen gridin üzerinde yan yana birçok ince ve uzun kurşun şeritler vardır. Bu şeritler arasında kalan kısım ise alüminyum ve karbon fiber gibi X-ışınlarını geçiren maddelerden yapılmıştır. Grid delikleri primer radyasyon ile aynı yöndedir. Bu nedenle direkt olarak gelen ışınlar (primer) soğurulmadan dedektöre ulaşırken, hastadan kaynaklanan ve her yöne saçılabilen ışınlar ise delikler arasındaki kurşun tabaka tarafından dedektöre ulaşmadan durdurulur.

2.4.2.3 Hava boşluğu tekniği

Saçılan radyasyonun azaltılmasında grid kullanımı en çok kullanılan yöntem olmakla beraber göğüs tetkiki gibi bazı incelemelerde grid yerine hava boşluğu tekniği kullanılır. Dedektöre ulaşan X-ışın miktarı, obje ile dedektör arasındaki mesafe arttırılarak azaltılabilir. Bu aralığa hava boşluğu denir. Saçılan radyasyon miktarındaki azalma, artan hava boşluğu ile orantılı olarak azalır. Dedektöre ulaşan saçılan ışın miktarı, saçılan ışınların objede meydana geliş noktasına da bağlıdır. Objenin dedektöre yakın bölgelerinde oluşan saçılmalar sonucunda azalan mesafe nedeni ile daha çok saçılan ışın gelecektir.

Hava boşluğu tekniğinde odak-dedektör mesafesi arttığı için optimum görüntü kalitesinin elde edilebilmesi için ışınlama şartları (parametreleri) da artmaktadır. Ancak hasta dozu grid kullanımında olduğu kadar fazla değildir. Çünkü grid kullanımında primer radyasyon da soğurulmaktadır.

2.5 Tez Kapsamında Kullanılan Fantomlar

2.5.1 Vücut kalınlığını temsil eden fantomlar

2.5.1.1 PMMA

PMMA (Polymethyl methacrylate, Polimetil metakrilat) malzemesi akrilik olarak da bilinir. Malzeme; katı ve saydam termoplastiktir. Kimyasal olarak metil metakrilatın polimeridir. 10 mm kalınlığındaki PMMA, beta radyasyonuna karşı etkin bir koruma sağlar. PMMA Malzemenin bazı özellikleri ise; yoğunluğu $1,18 \text{ g/cm}^3$ ve erime noktası $100 \text{ }^\circ\text{C}$ ($212 \text{ }^\circ\text{F}$) (http://www.dynalabcorp.com/technical_info_acrylic.asp).

2.5.1.2 ANSI fantomu

ANSI (American National Standards Institute, Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü) fantomu iki malzemeden oluşur. Bunlardan ilki PMMA diğeri alüminyumdur. ANSI fantomu insan vücudundaki çeşitli yapıların benzeşimlerini elde etmek için tasarlanmıştır. Bu yapıların özelliklerine göre de PMMA ve Al kalınlıkları farklılık gösterir. Örneğin; kol ve bacakları (ekstremiteler) temsilen 5 cm PMMA ve 2,5 mm Al kullanılırken, kafatasını temsilen 15 cm PMMA ve 3 mm Al kullanılır.

2.5.2 Görüntü kalitesi ölçümünde kullanılan fantomlar

2.5.2.1 LCD 4 fantomu

LCD 4 (Low Contrast Detail, Alçak Kontrast Ayrıntı) fantomu sistemin alçak kontrast hassasiyetini ölçmek için kullanılır. Fantom, 11,1 mm çapındaki disklerden oluşur. Uygun X-ışın demet kalitesi kullanıldığında disklerin kontrastları 0,123 ve 0,022 arasında değişir. LCD 4 fantomu floroskopi sisteminde kullanıldığında olabildiğince görüntü güçlendiriciye yakın konulmalıdır.

Fantomun görsel değerlendirmesinde, testi yapan kişinin (gözlemci) ekranla arasındaki mesafe görüntülenen diskin çapının dört katı (44,4 mm) olduğu rapor edilmektedir. Görsel değerlendirmede bir değil birden çok gözlemci tavsiye edilir.

İyi bir sistemin düşük kontrast hassasiyeti (sisteme 261 nGy.s^{-1} ya da $30 \text{ } \mu\text{R.s}^{-1}$ verildiğinde) %3'ten (11 ayrıntı) kötü olmamalıdır (IPEM Report 32 part II).

2.5.2.2 Demet durdurucu (Beam Stop) fantomu

Demet durdurucu (Beam Stop) fantomu, plastik bir düzlem üzerine düzenli bir şekilde yerleştirilmiş 36 adet kurşun silindirlere oluşur. Bu kurşun silindirlere ulaşan fotonlar durdurulur. Fantom, saçılan kesirlerin hesaplanmasında kullanılır. Fantomdan görüntü alındığında kurşunun altındaki bölgede idealde sayım olmaması gerekirken bu bölgeden elde edilen sayımlar saçılan bölge sayımlarını oluşturur. Kurşun silindirlerin yanında bulunan bölgeler ise toplam bölge (primer+saçılan bölge) sayımlarını oluşturur. Fantom görüntüsü Şekil 2.24'te gösterilmiştir.

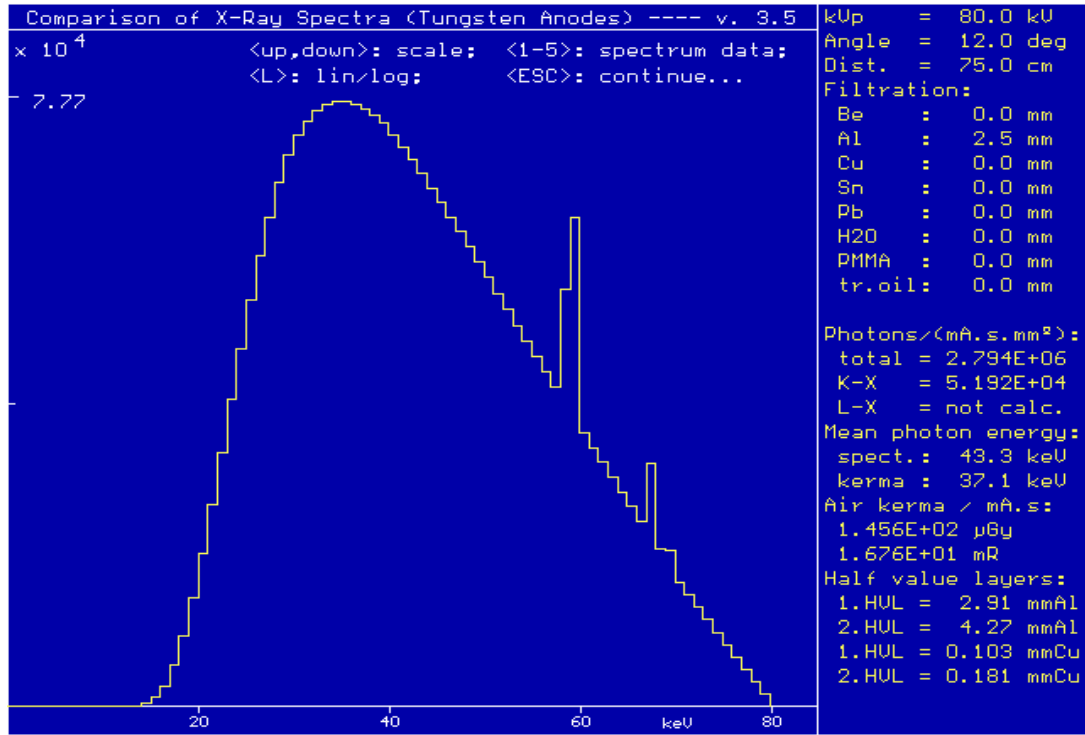


Şekil 2.24 Demet durdurucu (Beam Stop) fantomu görüntüsü

2.6 Tez Kapsamında Kullanılan Yazılımlar

2.6.1 Xcomp5r yazılımı

Xcomp5r yazılımında, hedef madde olarak sadece tungsten malzemesi seçilebilir. Yazılımın girişinde kVp değeri, X-ışın tüpü anot açısı, odak-dedektör mesafesi ve kullanılan filtreler (Be, Al, Cu, Sn, Pb, H₂O ve PMMA) seçenekli olarak değiştirilebilir. Tüp gerilimi 20-150 kV, X-ışın tüpü anot açısı 0⁰-45⁰, odak-dedektör mesafesi 8-1000 cm ve filtre kalınlıkları ise 0-300 mm arasındadır. Yazılım, kullanıcıya toplam foton sayısı, K-X ve L-X foton sayıları/mA.s.mm², spektrumun ortalama enerjisi (keV), hava kerma (μGy)/mA.s, 1.HVL ve 2.HVL (Alüminyum ve Bakır için) bilgilerini verir. Spektrum örneği Şekil 2.25'te gösterilmiştir.



Şekil 2.25 80 kV'de 12⁰ anot açısında 75 cm mesafede ve 2,5 mm Al kullanılarak elde edilen spektrum

2.6.2 ImageJ yazılımı

ImageJ, Ulusal Sağlık Enstitüsü (NIH, National Institutes of Health) tarafından geliştirilen Java tabanlı bir görüntü işleme yazılımıdır. Açık yapısı yazılıma kullanıcılar tarafından Java eklentileri yüklenmesi olanağını sunar. Kullanıcılar tarafından yazılan bu eklentiler birçok görüntü işleme ve analiz problemlerinin çözümlenmesine olanak sağlar.

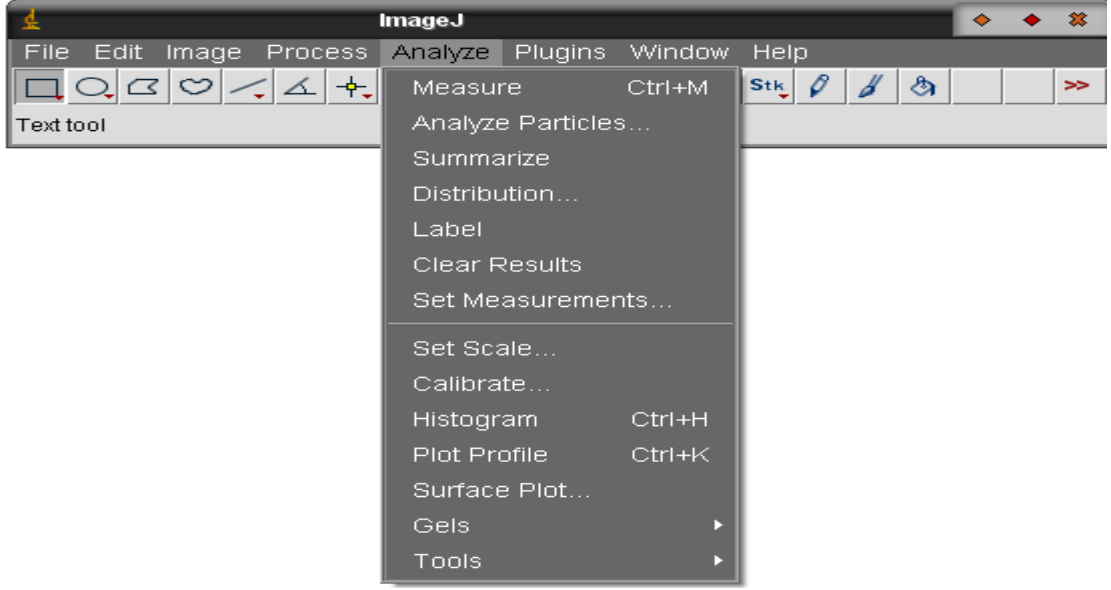
ImageJ yazılımında 8 bit, 16 bit ve 32 bit görüntüler gösterilebilir, düzenlenebilir, işlenip analiz edilebilir. Program TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM ve FITS gibi farklı formatlardaki görüntüleri rahatlıkla açabilmektedir. Açılan görüntü üzerinde uzaysal ortamda ve frekans ortamında birçok görüntü işleme teknikleri uygulanabilmesinin yanı sıra görüntü üzerinde birçok matematiksel işlem ve sayısal analiz yapılabilmektedir. Yazılımın ana menüsü Şekil 2.26'da gösterilmiştir.



Şekil 2.26 ImageJ yazılımının ana menüsü



Şekil 2.27 Image J yazılımının görüntü (Image) menüsü



Şekil 2.28 Image J yazılımının analiz (Analyze) menüsü

Şekil 2.27'deki menüde kullanıcı, görüntünün parlaklık ve kontrast ayarlarını yapabilir, görüntüyü büyütebilir (zoom) ya da görüntüyü dikey ya da yatay yönde döndürebilir. Şekil 2.28'deki menüde ise kullanıcı, görüntü üzerinde seçtiği ilgi alanlarının (Region of Interest, ROI) değerlerini analiz edebilir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Tez Kapsamında Kullanılan X-Işın Sistemleri, Dedektörler ve Diğer Donanımlar

3.1.1 X-ışın sistemleri

3.1.1.1 Mamografik X-ışın sistemi

Mamografik X-ışın spektrumlarının toplanması, alüminyumun ve (%47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip) plakanın azalım katsayılarının hesaplanması General Electric marka Alpha RT model mamografik X-ışını sistemi ile yapılmıştır. Film-odak mesafesi sabit olup 60 cm'dir. Tüpün anot malzemesi molibdendir ve tüp iki anot açısına (10° , 16°) sahiptir. Tüpün büyük odak noktası 0,3 mm boyutunda ve açısı 16° 'dir. Tüpün küçük odak noktası ise 0,1 mm boyutunda olup açısı 10° 'dir. Sistemde 0,03 mm kalınlığında molibden (Mo) ve 0,025 mm kalınlığında rodyum (Rh) olmak üzere iki filtre seçeneği vardır. Sistemin üç farklı ışınlama seçeneği vardır: Birincisi tüp geriliminin (kVp) ve mAs değerinin kullanıcı tarafından belirlendiği manuel ışınlama modudur. İkincisi kVp ve mAs değerlerinin kalınlığa ve doku yoğunluğuna göre sistemin otomatik olarak ayarladığı tam otomatik ışınlama modudur (GE 2004). Bu ışınlama modunda sistem, film üzerinde belli bir optik yoğunluk sağlanınca ışınlamayı keser. Üçüncüsü ise kVp değerinin kullanıcı, mAs değerinin ise sistem tarafından otomatik olarak seçildiği yarı otomatik ışınlama modudur. Bu modda mAs değeri, kullanıcı tarafından belirlenen kVp değerine göre otomatik ışınlama kontrolü tarafından ayarlanır (Akdur 2012).



Şekil 3.1 Mamografik X-ışın sistemi

3.1.1.2 X-ışın kalibrasyon sistemi

X-ışın spektrumlarının toplanması, IEC 61267 standardında tanımlanan RQR demet kalitelerinin elde edilmesi, RQR 5 demet kalitesi kullanılarak PMMA malzemesinin azalım katsayısının hesaplanması, TS-EN 61331-1 standardına uygun olarak koruyucu malzemelerin azalım özelliklerinin belirlenmesi ve LCD 4 fantomu kullanılarak obje kontrastlarının hesaplanması X-ışın kalibrasyon sisteminde gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 3.1 X-ışın kalibrasyon sisteminin genel özellikleri

Kurulum Tarihi:	2008
X-Işın Jeneratörü:	İtalray, Pixel HF (üreticisi)
Frekansı	50/60 kHz
Maksimum Gücü	50 kW
kV Aralığı	Radyografi: 40-150 kV Floroskopi : 40-125 kV
mA Aralığı	Radyografi: 25-600 mA Floroskopi: 0,5-6 mA
X- Işın Tüpü:	Varian, RAD-21
Odak Nokta Boyutu	0,6 mm – 1,2 mm
Anot Materyali	Tungsten
Anot Açısı	12 ⁰
Voltaj Bölücüsü:	GiCi-PM, Model 2000 High Voltage Divider
Gerilim Aralığı	0–150 kV
Bölme Oranı	10000:1 ya da 1000:1
Empedans	1 MΩ ya da 10 MΩ



Şekil 3.2 X-ışın kalibrasyon sistemi

3.1.1.3 Konvansiyonel X-ışın sistemi

Konvansiyonel X-ışın sistemi ile X-ışın kalibrasyon sistemi arasındaki temel fark, konvansiyonel X-ışın sisteminin görüntüleme, diğerinin ise foton dedektörlerinin kalibrasyonu amacıyla kullanılmasıdır. LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının PMMA ve ANSI fantomları kullanılarak hesaplanması, Beam Stop fantomu ve hava boşluğu tekniği kullanılarak saçılan kesirlerin hesaplanması konvansiyonel X-ışın sisteminde gerçekleştirilmiştir. Sistemin özellikleri Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2 Konvansiyonel X-ışın sisteminin genel özellikleri

Marka	Varian
Model	DIA150KV
kV Aralığı	40-150
mA Aralığı	10-630
Stator*	R
Konvansiyonel X-ışın Sisteminin Tüpü	
Marka	Varian
Model	2226680
Doğal (Inherent) Filtrelemesi	0,6 mm Al
Ek Filtre	1 mm Al
Odak Nokta Boyutu	0,6 mm - 1,2 mm
Anot Materyali	Tungsten
Anot Açısı	12°

*Stator, demir halkanın içine yerleştirilmiş iki adet bobinden oluşur. Bobinler manyetik alan üretir ve halka, bu manyetik alanı tek bir noktada toplayarak anodu döndürür (Bracken *et al.* 2008).



Şekil 3.3 Konvansiyonel X-ışın sistemi

3.1.2 Dedektörler

3.1.2.1 CdTe yarıiletken dedektörü

Mamografi sisteminde X-ışın spektrumlarının toplanması, alüminyumun ve (%47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip) plakanın azalım katsayılarının hesaplanması Amp Tek marka XR-100T-CdTe model yarıiletken dedektörü ile gerçekleştirilmiştir. Oda sıcaklığında çalışabilen bu dedektör, diyot tipi kadmiyum tellür (CdTe) olup kalınlığı 1 mm, aktif yüzey alanı ise 25 mm^2 'dir. Enerji ayırma gücü Co-57 (122 keV) için 1,5 keV'den azdır. Dedektör penceresi berilyum (Be) olup kalınlığı 100 μm 'dir. Dedektöre PX 5 dijital işlemci üzerinden, AC adaptör beslemesi ile DC besleme gerilimi sağlanır.

Bu güç kaynağı aynı zamanda önyükselteci de besler. PX 5 farklı genlikte gelen pulsları filtreler, şekillendirir ve çok kanallı analizör (MCA) hafızasına spektrum olarak kaydeder. Dedektör kolimasyonu, 2 mm kalınlığında, 200 ve 1000 µm çapında deliklere sahip iki tungsten kolimatörle gerçekleştirilmiştir.

3.1.2.2 CdZnTe yarıiletken dedektörü

X-ışın kalibrasyon sisteminde X-ışın spektrumlarının toplanması ve LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının hesaplanması için eV Products LAB-CPG model CdZnTe yarıiletken dedektörü kullanılmıştır. Oda sıcaklığında çalışabilen bu dedektörün kristalinin hacmi 1000 mm³ (10x10x10) olup, dedektörün çalışma gerilimi (-) 1200 V'dir.

3.1.2.3 NaI(Tl) sintilasyon dedektörü

X-ışın kalibrasyon sisteminde X-ışın spektrumlarının toplanması ve LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının hesaplanması için 6S6P1.5VDC2 model NaI(Tl) sintilasyon dedektörü kullanılmıştır. Dedektör kristalinin çapı ve kalınlığı 38,1 mm olup, dedektörün çalışma gerilimi (+) 700V'dir.

3.1.2.4 Yüksek saflıkta germanyum (HPGe) dedektörü

X-ışın kalibrasyon sisteminde X-ışın spektrumlarının toplanması ve toplanan spektrumların CdZnTe yarıiletken dedektörüyle ve NaI(Tl) sintilasyon dedektörüyle toplanan spektrumlarla karşılaştırılması için p-tipi alüminyum pencereci HPGe dedektörü kullanılmıştır. Dedektör, oda sıcaklığında çalışma olanağı vermediği ve dedektörün azot soğutması için 7 litre hacminde bir sıvı azot kabıyla birlikte kullanılmıştır.

Çizelge 3.3 HPGe dedektörünün genel özellikleri

Kristal tipi		p tipi
Ge Kristal	Çap	37,7 mm
	Yükseklik	16,4 mm
Kriyostat Kuyusu	Çap	9,4 mm
	Derinlik	7,1 mm
Enerji Ayırma	Co-57 (122 keV)	0,6 keV
Gücü	Co-60 (1332,5 keV)	1,6 keV
Bağlı Verim		%30

Ölçüm geometrisi kurulurken dedektörün doyuma ulaşmaması ve saçılan ışınların önlenmesi için dedektör ilk olarak 4 cm kalınlığında kurşun zırhın içine yerleştirilmiştir. Daha sonra dedektörün önüne 1 mm çapında delik açılan kurşun malzeme yerleştirilmiştir. Kurşundan gelecek olan karakteristik X-ışınının engellenmesi amacıyla dedektörün önüne yerleştirilen kurşun malzemenin arkasına 4 mm kalınlığında bakır malzeme yerleştirilmiştir.

3.1.2.5 İyon odası

X-ışın kalibrasyon sisteminde IEC 61267 standardında belirtilen RQR demet kalitelerinin elde edilmesi, RQR 5 demet kalitesi kullanılarak (70 kVp tüp gerilimi+2,9 mm Al toplam filtrasyon) PMMA malzemesinin azalım katsayısının hesaplanması, TS EN 61331-1 standardına uygun olarak koruyucu malzemelerin azalım özelliklerinin belirlenmesi ve hava boşluğu tekniği kullanılarak saçılan kesirlerin hesaplanması PTW marka TM 32005 modelindeki iyon odası ile gerçekleştirilmiştir. Bu dedektörün temel özellikleri Çizelge 3.4’te gösterilmiştir.

Çizelge 3.4 PTW marka iyon odasının genel özellikleri

Dedektör	Tipi	Çalışma Gerilimi (V)	Doz Aralığı		Doz Hızı Aralığı		Enerji Bağımlılığı
			Min	Maks	Min	Maks	
PTW, 28 cm ³ Küresel İyon Odası	TM 32005	+400	2,2 μGy	23,8 mGy	12.96 μGy/ dak	65 Gy/ dak	48 keV- Co-60 arasında ≤ ± %5

3.1.2.6 Dijital dedektör

Konvansiyonel X-ışın sisteminde LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının PMMA ve ANSI fantomları ve saçılan kesirlerin Beam Stop fantomu ve hava boşluğu tekniği kullanılarak hesaplanması için Carestream DRX-1C marka dijital dedektör kullanılmıştır. Bu dedektörün genel özellikleri Çizelge 3.5'te gösterilmiştir.



Şekil 3.4 Dijital dedektör

Çizelge 3.5 Dijital dedektörün genel özellikleri

Markası	Carestream DRX-1C
Modeli	DRX-1C Sistem Dedektör (İndirekt)
Çalışma Gerilim Aralığı	12V-18V, 3A
Dedektör Boyutu	35x43 cm
Piksel Sayısı	2560x3072
Görüntülenen Alandaki Piksel Sayısı	2544x3056
Piksel Boyutu	139 µm
TFT (Thin Film Transistor) Malzemesi	a-Si (amorfl silikon)
Kristal	CsI

3.1.3 Mamografik enerji aralığında (20-35 kVp) azalım katsayısı ölçümlerinde kullanılan plakalar

3.1.3.1 Mamografik plaka

Mamografik X-ışın sisteminde azalım katsayısı hesaplanan mamografik plaka, 014A modelinde ve %47 glandüler+%53 yağ dokuya sahiptir. Plakanın yoğunluğu $0,97 \text{ g/cm}^3$ olup, plakanın içerdiği elementler: Karbon (%70,4), oksijen (%16,9), hidrojen (%9,6), azot (%1,9), kalsiyum (%0,9) ve klordur (%0,2). Plakanın boyutları 12,5x10 cm olup, 0,5, 1 ve 2 cm olmak üzere 3 farklı kalınlık değerleri vardır.

014 A modelinde mamografik plakalar

(%47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip)



Şekil 3.5 %47 glandüler ve %53 yağ dokuya sahip mamografik plakalar

3.1.3.2 Alüminyum plaka

Mamografik X-ışın sisteminde azalım katsayısı hesaplanan bir diğer plaka Radcal marka, $2,7\text{g/cm}^3$ yoğunluğuna sahip ve %99,5 saflıkta olan alüminyum plakadır. Plakanın boyutları $10\times 10\text{ cm}$ 'dir.



Şekil 3.6 1 mm kalınlığındaki Al plaka

3.1.4 Kontrast ölçümlerinde kullanılan fantom

3.1.4.1 LCD 4 fantomu

X-ışın kalibrasyon sisteminde CdZnTe yarıiletken dedektörü ve NaI(Tl) sintilasyon dedektörü, konvansiyonel X-ışın sisteminde ise dijital dedektör kullanılarak LCD 4 fantomundan obje kontrastları hesaplanmıştır. Fantomda bulunan disklerin 70 kVp tüp gerilimi ve 1 mm Cu ek filtre kullanılarak ölçülmüş olan ve LCD fantomunun el kitabında rapor edilen % kontrast değerleri Çizelge 3.6'da verilmiştir.

Çizelge 3.6 LCD 4 fantomunda bulunan disklerin kontrast değerleri (70 kVp ve 1 mm Cu)

Disk Numarası	%Kontrast (\approx *)	Disk Numarası	%Kontrast (\approx *)
1	14,8	11	2,49
2	12,8	12	2,15
3	10,9	13	1,72
4	8,76	14	1,55
5	7,49	15	1,30
6	6,74	16	1,10
7	5,25	17	0,86
8	4,50	18	0,66
9	3,71	19	0,42
10	3,22		

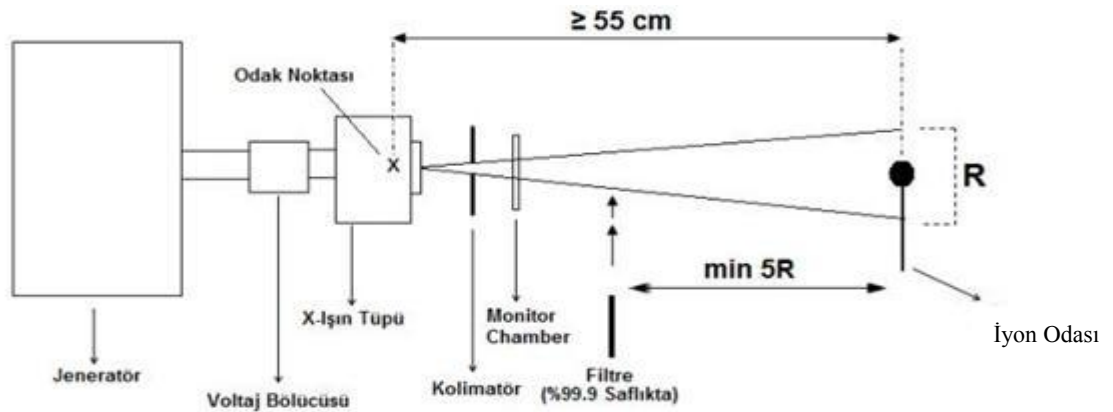
(\approx *)Yaklaşık eşit

3.2 Ölçümler

3.2.1 Işınlama geometrilerinin kurulması

3.2.1.1 ISO 4037-1 standardında tanımlanan RQR demet kalitelerinin elde edilmesi

RQR demet kalitelerinin elde edilmesi için Şekil 3.7’de belirtilen ölçüm geometrisi kurulmuştur.



Şekil 3.7 RQR demet kalitelerini elde etmek için kurulan ölçüm geometrisi

Burada odak noktası ile iyon odası arasındaki mesafe 200 cm olarak ayarlanmıştır. Soğurucu filtreler ile iyon odası arasındaki mesafe ise 175 cm’dir. Dedektörün X-ışın

alanının merkezinde olmasını sağlamak için dedektörün arkasına fosfor plaka yerleştirilmiştir. Fosfor plaka üzerine düşen X-ışınları, plaka üzerinde görünür bölgede ışık fotonları oluşturur ve böylelikle dedektör X-ışın alanının merkezine getirilir.

a) Birinci ve ikinci yarı değer kalınlıkları ile homojenlik katsayılarının hesaplanması

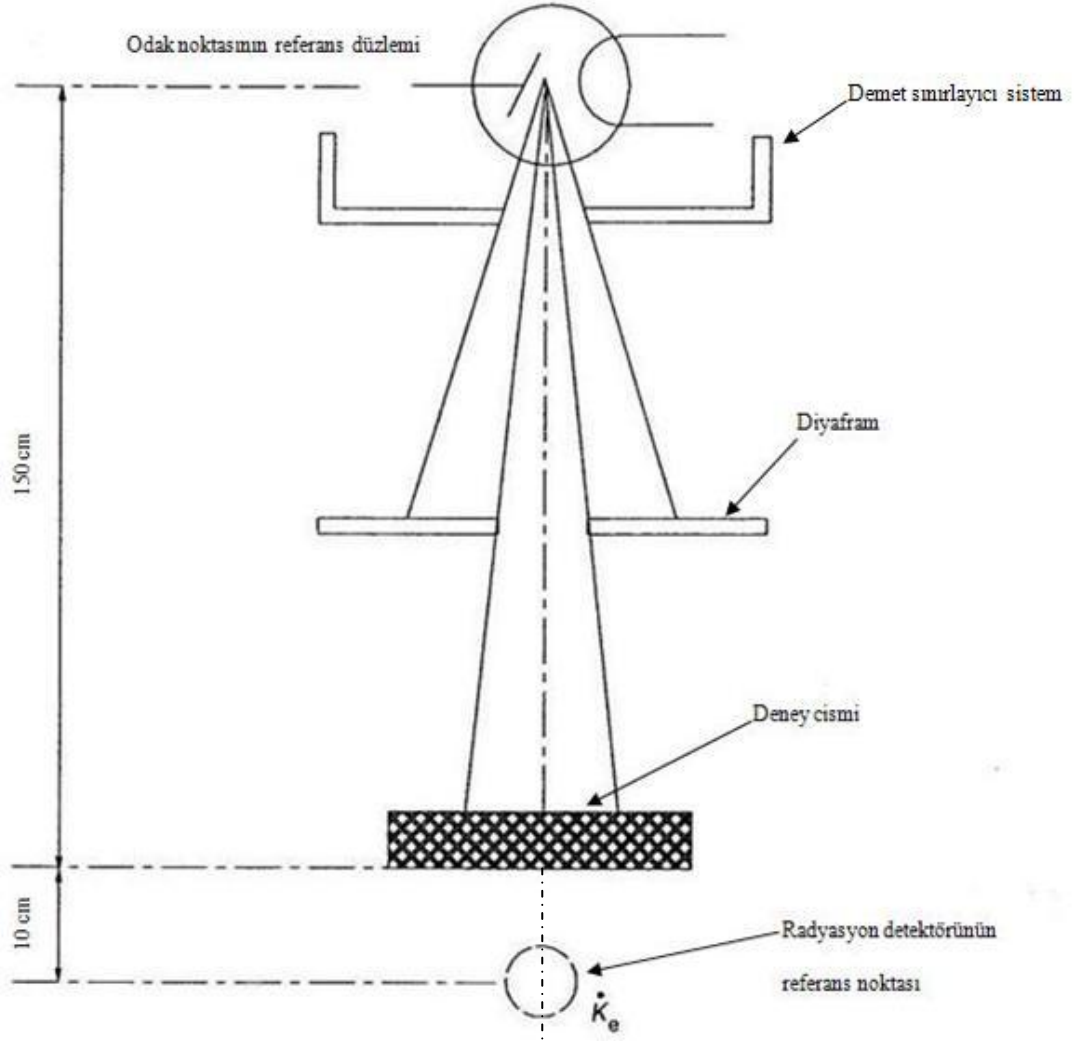
1.HVL, 2.HVL ve homojenlik katsayılarını hesaplamadan önce ilk olarak 2.2.2.1.1 bölümünde Çizelge 2.1’de verilen nominal X-ışın tüp gerilim değerleri, gerilim bölücüsü (dynalyzer) ile osiloskop kullanılarak ölçülmüştür. Daha sonra 1.HVL, 2.HVL ve homojenlik katsayılarının hesaplanması için Şekil 3.7’de gösterilen geometride, ilk olarak X-ışın tüpü ile iyon odası arasında herhangi bir filtre yokken 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 kVp değerlerinde doz ölçümleri yapılmıştır. Daha sonra X-ışın tüpü ile iyon odası arasına alüminyum filtreler yerleştirilerek ölçümler alınmış ve bu ölçümlere başlangıçtaki doz değerinin yarısına ulaşınca kadar devam edilmiştir. Burada lineer interpolasyon yardımıyla bulunan 1.HVL değerleriyle standartta verilen anma (nominal) değerleri karşılaştırılmış ve eşit HVL değerleri bulununcaya kadar X-ışın tüpü çıkışına belli kalınlıklarda alüminyum yerleştirdikten sonra bu kalınlık değeri tüpün toplam filtrasyonuna dahil edilerek 1.HVL ölçümleri tekrar edilmiştir.

İkinci yarı değer kalınlığı hesaplanırken ise başlangıçta elde edilen dozu dörtte birine düşüren filtre kalınlığı lineer interpolasyon yardımıyla bulunmuş ve aşağıda belirtilen formülle 2.HVL değerleri elde edilmiştir.

$$2.HVL=d_{1/4}-d_{1/2} \quad \text{Eşitlik 3.1}$$

Homojenlik katsayıları, h ise hesaplanan 1.HVL ve 2.HVL değerlerini kullanarak aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır.

$$h= \text{————} \quad \text{Eşitlik 3.2}$$



Şekil 3.9 Kurulan dar demet geometrisi

3.2.2 Bazı soğurucu malzemelerin farklı demet kalitelerinde azalım katsayılarının hesaplanması

3.2.2.1 Mamografik enerji aralığında mamografik plakanın ve alüminyumun azalım katsayılarının hesaplanması

Mamografik enerji aralığında (20-35 kVp) (%47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip) plakanın azalım katsayısının hesaplanması için aşağıda Şekil 3.10'da gösterilen ölçüm geometrisi kurulmuştur. Alüminyumun azalım katsayısını hesaplamak için de aynı geometri kullanılmıştır. Burada sadece tüpün önüne plaka değil alüminyum yerleştirilmiştir.

Ölçüm geometrisi kurulurken, dedektörün doyuma ulaşmaması ve saçılan ışınların önlenmesi için dedektörde kullanılan kolimatörün yanı sıra X-ışın tüpünün önüne 1 mm çapında delik bulunan kurşun malzeme yerleştirilerek tüpten çıkan primer X-ışınlarının direk olarak dedektör yüzeyine gelmesi sağlanmıştır. Odak noktası-dedektör mesafesi ise 15 cm olarak ayarlanmıştır.



Şekil 3.10 Mamografi sisteminde %47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip plakanın azalım katsayısının hesaplanması için kurulan ölçme geometrisi

%47 glandüler+%53 yağ dokuya plakanın azalım katsayısının belirlenmesinde X-ışın tüp gerilimi ayarlandıktan sonra, CdTe dedektörü kullanılarak spektrum toplanmıştır (I_0). Daha sonra X-ışın tüpünün önüne farklı kalınlıklarda plakalar yerleştirilerek spektrumlar toplanmıştır (I). Elde edilen veriler kullanılarak plaka kalınlığı-In (I/I_0) grafiği çizilmiştir. Burada I_0 ; dedektör ve X-ışını kaynağı arasında hiçbir malzeme yok iken elde edilen spektrum şiddeti ve I ; her bir plaka eklendiğinde spektrum şiddetindeki azalmadır. Grafik doğrusal eğriye fit edildikten sonra elde edilen eşitliğin eğimiyle

plakanın azalım katsayısı bulunur. Daha sonra bu değer plakanın yoğunluğuna bölünerek kütle azalım katsayısı hesaplanır. Hesaplanan bu değeri NIST'in¹ (National Institute of Standards and Technology) veri tabanında elde edilen değerle karşılaştırmak için ilk olarak I_0 değerini hesaplamak amacıyla toplanan spektrumun ortalama enerjisine karşılık gelen kanal değeri aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır.

$$\text{Ortalama enerjiye karşılık gelen kanal} = \frac{E_{\text{ortalama}}}{\Delta E} \quad \text{Eşitlik 3.3}$$

Daha sonra Eşitlik 3.3'e göre hesaplanan kanal değerine karşılık gelen enerji ise spektrumdan bulunmuş ve böylelikle ortalama (etkin) enerji hesaplanmıştır. NIST'ta, hesaplanan ortalama enerjiye karşılık gelen kütle azalım katsayısı ise lineer interpolasyon yardımıyla hesaplanmıştır. %47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip plaka sadece tek bir elementten değil birden çok elementten oluştuğu için bu plakanın kütle azalım katsayısı ise aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır.

$$(\mu/\rho)_{\text{bileşik}} = \sum_i W_i (\mu/\rho)_i \quad \text{Eşitlik 3.4}$$

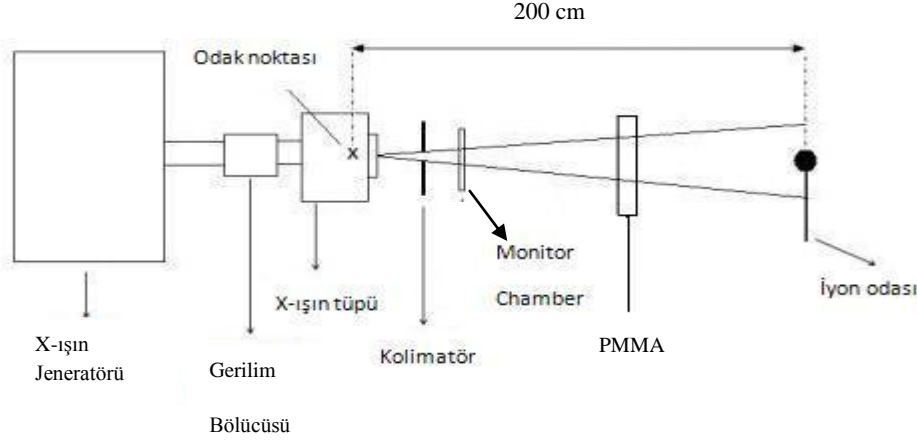
i =plakanın bileşiminde bulunan her bir element

W_i =elementin plaka içindeki ağırlık kesrini ifade eder.

¹ NIST, tek enerjili (keV) değerlere karşı kütle azalım katsayılarını verir. Bu yüzden hesaplanan kütle azalım katsayısı değeriyle NIST'in vermiş olduğu değer karşılaştırılırken ilk olarak RQR 5 demet kalitesine karşı gelen ortalama enerji, Xcomp5r X-ışını simülasyon programından bulunmuştur. Daha sonra NIST'ta bu ortalama X-ışın değerine karşılık gelen kütle azalım katsayısı lineer interpolasyon yardımıyla hesaplanmıştır.

3.2.2.2 Diagnostik enerji aralığında (40-150 kVp) RQR 5 demet kalitesi kullanılarak PMMA malzemesinin azalım katsayısının hesaplanması

RQR 5 (70 kVp+2,9 mm Al toplam filtrasyon) demet kalitesi kullanılarak PMMA malzemesinin azalım katsayısının hesaplanması için Şekil 3.11’de gösterilen ölçüm geometrisi kurulmuştur.



Şekil 3.11 RQR 5 demet kalitesi kullanılarak PMMA malzemesinin azalım katsayısının belirlenmesi için kurulan geometri

PMMA malzemesinin azalım katsayısı belirlenirken X-ışın tüp gerilimi ve uygun filtre ayarlandıktan sonra iyon odası ile doz ölçümü yapılmıştır (D_0). X-ışın tüpü ile iyon odası arasında belirli kalınlıklarda PMMA malzemesi konularak her biri için ayrı doz değerleri ölçülmüştür (D). Elde edilen veriler kullanılarak PMMA kalınlığı- $\ln(D/D_0)$ grafiği çizilmiştir. Üstel azalım gösteren doz-kalınlık eğrisi, lineer eğriye fit edildikten sonra elde edilen doğrusal bir davranışın eğiminden PMMA malzemesinin azalım katsayısı bulunmuştur. Daha sonra bu değer PMMA'nın yoğunluğuna bölünerek kütle azalım katsayısı hesaplanmış ve bu değer NIST (National Institute of Standards and Technology) veri tabanından alınan değerle karşılaştırılmıştır.

3.2.2.3 TS EN 61331-1 standardına uygun olarak koruyucu malzemelerin azalım özelliklerinin belirlenmesi

Ölçümde kullanılacak olan demet kalitesi standarda uygun olarak seçildikten sonra (Çizelge 2.2) kurşun tiroid koruyucu bir malzemenin kurşun eşdeğerinin hesaplanması

için öncelikle sırayla 0,5, 1 ve 1,5 mm kalınlığında referans kurşun malzeme (kalınlığı ve yapısı kesin olarak bilinen) kullanılarak Şekil 3.9'da gösterilen dar demet geometrisinde ölçümler alınmıştır (K_e). Daha sonra kurşun tiroid koruyucu kullanılarak dar demet geometrisinde ölçümler alınmış ve referans ölçümlerden elde edilen değerlerle kurşun kalınlığı-doza grafikleri çizilmiştir. (Şekil 4.6 ve Şekil 4.7) Daha sonra X-ışın tüpü ile dedektör arasında kurşun tiroid koruyucu malzeme varken ölçülen doz değeri, çizilen grafiğin fit denkleminde yerine konularak kurşun tiroid koruyucunun kurşun eşdeğeri hesaplanmıştır. Bir sonraki aşamada Şekil 3.8'de gösterilen geniş demet geometrisinde K_0 ve K_i doz (hava kerma) değerleri ölçülerek kurşun koruyucunun Eşitlik 2.13 ve Eşitlik 2.14'e göre azalım oranları ve doz birikim (build up) faktörleri hesaplanmıştır. Son olarak standartta belirtilen diğer hava kerma değerleri de (K_c , K_{oc} , K_{is} , K_s) ölçülmüş ve bu ölçülen doz değerleri, TS EN 61331-1 standardında belirtilen sınır değerleriyle karşılaştırılmıştır.

3.2.3 LCD 4 fantomundan kontrast ölçümleri

3.2.3.1 X-ışın kalibrasyon sisteminde sayım dedektörleri kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri

1) *CdZnTe yarıiletken dedektörü*

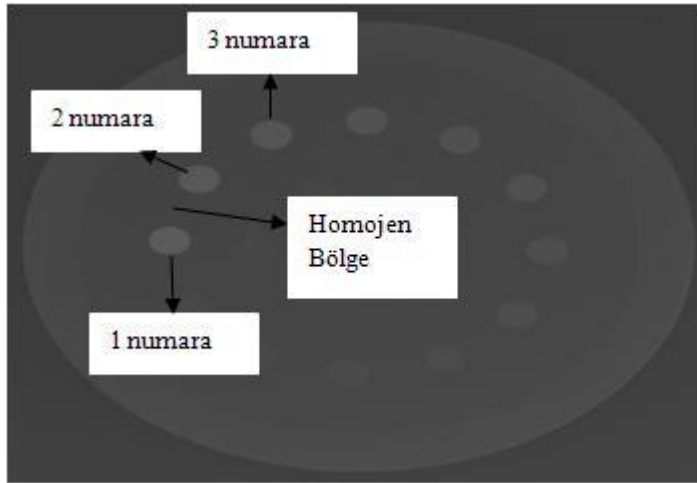
Ölçüm geometrisi kurulurken, dedektörün doyuma ulaşmaması ve saçılan ışınların önlenmesi için dedektör ilk olarak 4 cm kalınlığında kurşun zırhın içine yerleştirilmiştir. Daha sonra dedektörün önüne 5 mm çapında deliği bulunan kurşun kolimatör malzeme yerleştirilmiştir. Kurşundan gelecek olan karakteristik X-ışınının engellenmesi amacıyla dedektörün önüne yerleştirilen kurşun kolimatör malzemenin arkasına 5 mm çapında delik açılan 1 mm kalınlığında bakır malzeme yerleştirilmiştir. Ölçümdeki sayım hızı yüksek olduğu için puls işlemede puls yığılması (pile-up) sorununu en aza indirmek için sayım sisteminin puls yığılma önleyici devresi (PUR) aktif hale getirilmiştir. Odak noktası-dedektör mesafesi ise 247,5 cm olarak ayarlanmıştır.

LCD 4 fantomundan hesaplanacak obje kontrastları, daha sonra dijital dedektör kullanılarak hesaplanacak obje kontrastları ile karşılaştırılacağından, X-ışın kalibrasyon sistemindeki tüpün doğal filtrasyon değeriyle konvansiyonel X-ışın sistemindeki tüpün doğal filtrasyon değerinin aynı olması gerekmektedir. Bu yüzden X-ışın kalibrasyon

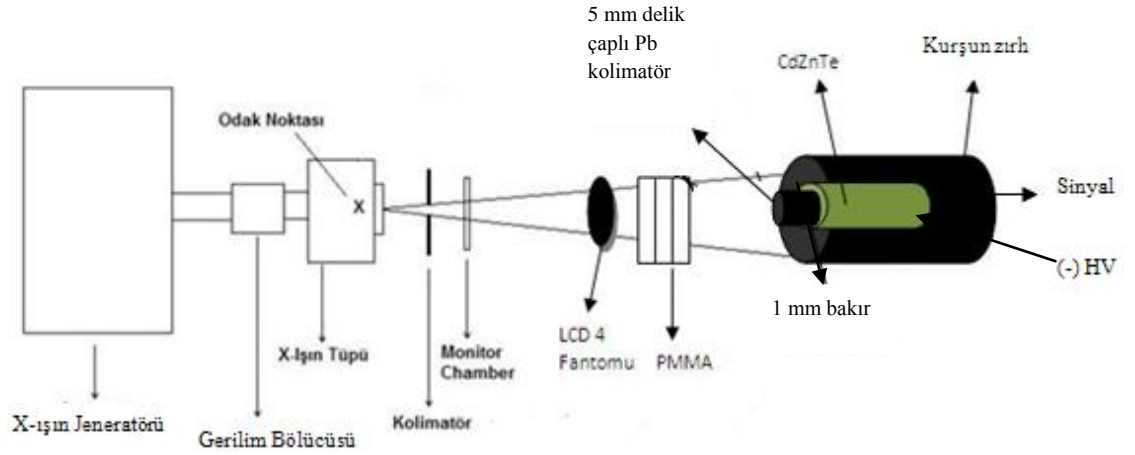
sisteminde tütün doğal filtrasyonuna ek olarak 0,5 mm Al kullanılmıştır. Böylece toplam filtrasyon 1,7 mm Al olarak elde edilmiştir. X-ışın tüp gerilim değerleri de ayarlandıktan sonra, aşağıda Şekil 3.13'te gösterilen geometride ve Şekil 3.12'de belirtilen bölgelerden CdZnTe yarıiletken dedektörüyle spektrumlar toplanmıştır. X-ışın spektrumları sayım sistemindeki Genie 2000 yazılımıyla değerlendirilmiştir. Saçılan ışınların obje kontrastına etkisini gözlemlemek için fantom belirli kalınlıklarda PMMA malzemelerinin arasına konularak spektrumlar toplanmış ve obje kontrastları, elde edilen sayımlardan aşağıdaki eşitliğe göre hesaplanmıştır.

$$\% \text{Kontrast} = \frac{\text{Objenin Ortalama Sayımı} - \text{Homojen Bölgenin Ortalama Sayımı}}{\text{Objenin Ortalama Sayımı}} \times 100 \quad \text{Eşitlik 3.5}$$

Seçilen tüp gerilimi değerlerinde (55, 60, 65, 70, 75, 80, 85, 90) toplanan spektrumların %YYTG ve %OYTG (Onuncu Yükseklikteki Tam Genişlik) değerlerinin artan tüp gerilimi ve saçıcı kalınlığıyla değişimini incelemek için, Genie 2000 yazılımından spektrumların %YYTG ve %OYTG değerleri alınmıştır.



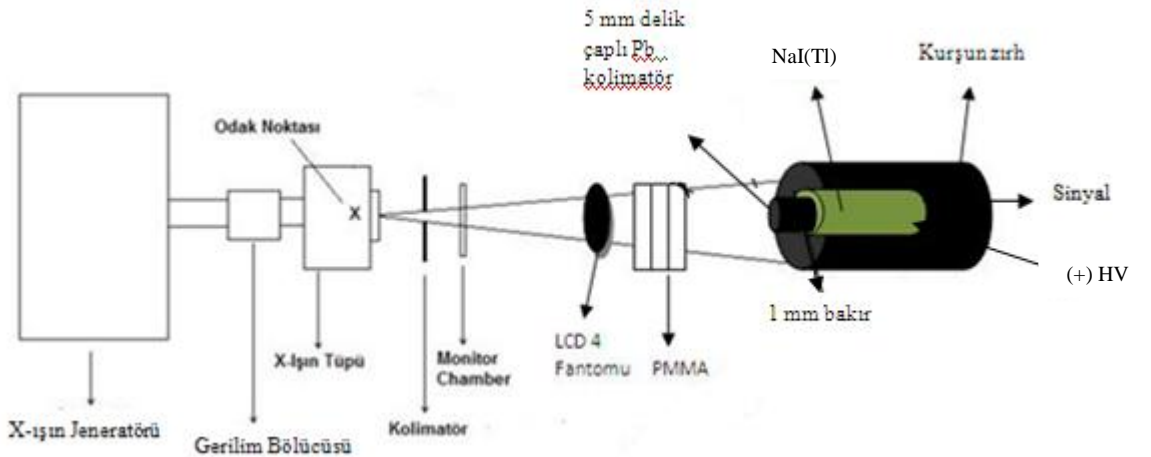
Şekil 3.12 LCD 4 fantomundan spektrum toplanan bölgelerin görüntüsü



Şekil 3.13 LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının hesaplanması için kurulan geometri

2) *NaI(Tl) sintilasyon dedektörü*

40-150 kVp X-ışını bölgesinde ince kalınlıklı bir NaI(Tl) dedektörü kontrast ölçümleri için sınanmıştır. Ölçüm geometrisinin kurulumu, LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının hesaplanması, ve toplanan spektrumların %YYTG ve %OYTG değerleriyle hesaplanan %kontrast değerlerinin değişiminin incelenmesi 3.2.3.1 bölümünde yer alan CdZnTe’de belirtildiği gibi yapılmıştır. Ancak sayım elektroniği farklı ayarlarla yapılmıştır. Örneğin kullanılan NaI(Tl) dedektörünün çalışma gerilimi (+) 700 V olduğu için buna uygun yükselteç kazanç ayarları öncelikle tespit edilmiştir.



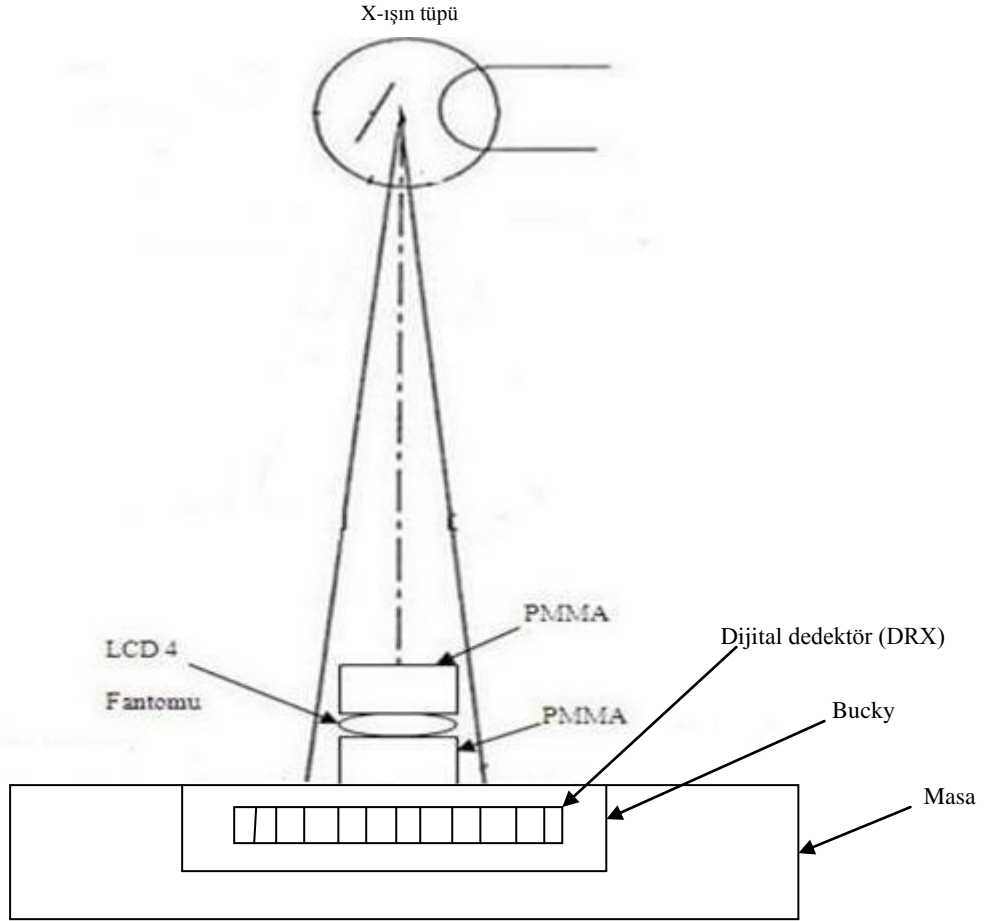
Şekil 3.14 LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının hesaplanması için kurulan geometri

3.2.3.2 Konvansiyonel X-ışın sisteminde farklı dedektörler kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri

1. Dijital dedektör

a. PMMA kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri

LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının hesaplanması için aşağıda Şekil 3.15'te gösterilen geometride görüntüler alınmıştır.



Şekil 3.15 Dijital dedektör buckyde iken LCD 4 fantomundan PMMA kullanılarak obje kontrastlarının hesaplanması için kurulan geometri

Obje kontrastları hesaplanırken ilk olarak X-ışın tüpü ile dedektör arasına hiç bir saçıcı konulmadan farklı kVp ve mA değerlerinde, ikinci olarak saçılan ışınların obje kontrastına etkisini görmek için fantom belirli kalınlıklarda PMMA malzemesinin

arasına konularak, grid kullanımının obje kontrastına etkisini görmek için dijital dedektör hem masasüstü hem de bucky içine konularak ve EVP (Enhanced Visualization Processing) algoritmasının obje kontrastına olan etkisini görmek için dijital dedektörün yazılımından hem işlenmiş görüntü (Tibia-Fibula AP ve Skull Supine AP) modu hem de işlenmemiş görüntü (Pattern) modu seçilerek fantomdan görüntüler alınmıştır. EVP algoritmasında sistem, öncelikle görüntüyü alçak frekans ve yüksek frekans olmak üzere ikiye böler. DRX dijital dedektöründen alınan görüntülerde LCD 4 fantomunun yüksek frekans bölgesi lezyonlar ve alçak frekans bölgesi ise homojen bölgedir. Daha sonra sistem alçak frekans bölgesindeki kontrast değerini azaltırken yüksek frekans bölgesindeki kontrast değerini artırır. Bu işlemi sistem aşağıdaki eşitliğe göre yapar:

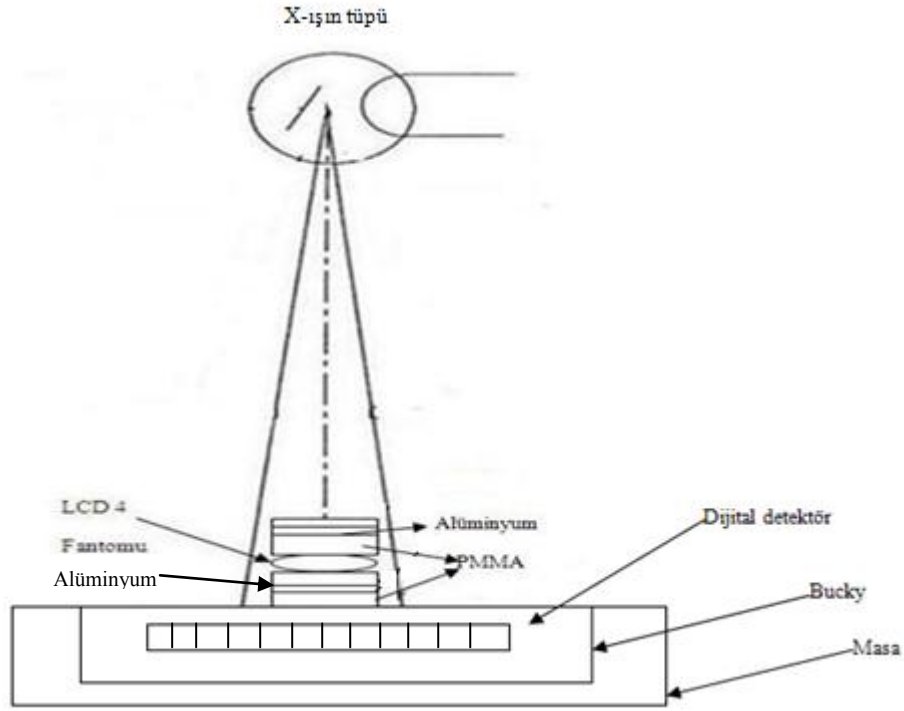
$$E'(i,j) = \alpha * (E(i,j) \times K) + (1 - \alpha) * E_{mid} + \beta * [E(i,j) - (E(i,j) \times K)] \quad \text{Eşitlik 3.6}$$

Burada $E'(i,j)$ işlenmiş görüntü, K görüntü yumuşatıcı kernel, α alçak frekans kazancı ve β ise yüksek frekans kazancıdır (Metter and Foos 1999).

Daha sonra bu görüntüler, Image J yazılımında açılmış ve fantomun Şekil 3.12'de belirtilen bölgelerinden ilgi alanları (ROI) seçilip bu bölgelerdeki ortalama piksel sayım değerleri not edilmiştir. Son olarak obje kontrastları, Eşitlik 3.5'te belirtilen formüle göre hesaplanmıştır.

b. ANSI fantomu kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri

LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının hesaplanması için aşağıda Şekil 3.16'da gösterilen geometride görüntüler alınmıştır.



Şekil 3.16 Dijital dedektör bucky konumunda iken LCD 4 fantomundan ANSI fantomu kullanılarak obje kontrastlarının hesaplanması için kurulan geometri

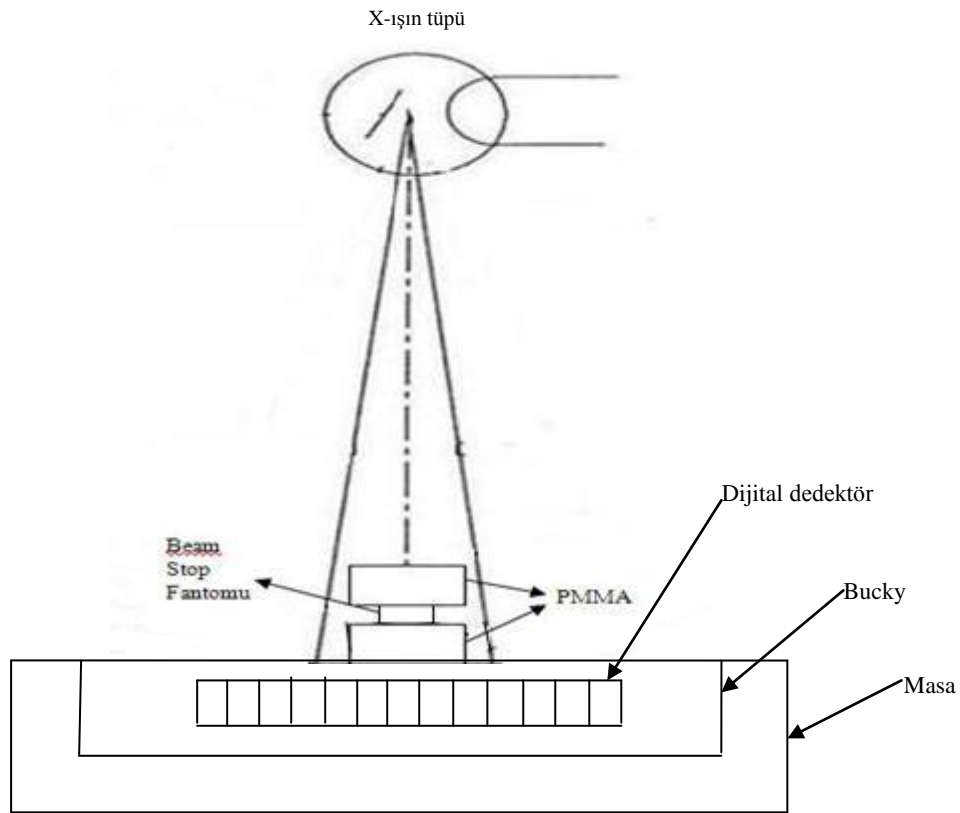
LCD 4 fantomundan ANSI fantomu kullanılarak hesaplanacak obje kontrastları PMMA kullanılarak hesaplanan obje kontrastlarıyla da karşılaştırılacağından ANSI fantomunda bulunan PMMA ve alüminyumların PMMA eşdeğerlerinin hesaplanması için Xcomp5r X-ışını simülasyon programı kullanılmıştır. Bu programda PMMA kullanılarak elde edilen HVL değeriyle aynı değeri verecek PMMA ve alüminyum kalınlıkları elde edilmiştir. Örneğin ekstremiteleri temsil eden 5 cm PMMA ve 2 mm Al içeren ANSI fantomunun PMMA eşdeğeri 8,5 cm bulunmuştur.

Objektör kontrastları, 3.2.3.2 bölümünde yer alan PMMA kullanılarak yapılan kontrast ölçümlerinde belirtildiği gibi hesaplanmıştır.

3.2.4 Konvansiyonel X-ışın sisteminde farklı teknikler kullanılarak foton saçılma kesirlerinin hesaplanması

3.2.4.1 Demet durdurucu (Beam Stop) fantomu kullanılarak foton saçılma kesirlerinin hesaplanması

Demet durdurucu (Beam Stop) fantomu kullanılarak foton saçılma kesirlerinin hesaplanması için aşağıda Şekil 3.17’de gösterilen ölçüm geometrisinde dijital dedektörden görüntüler alınmıştır.



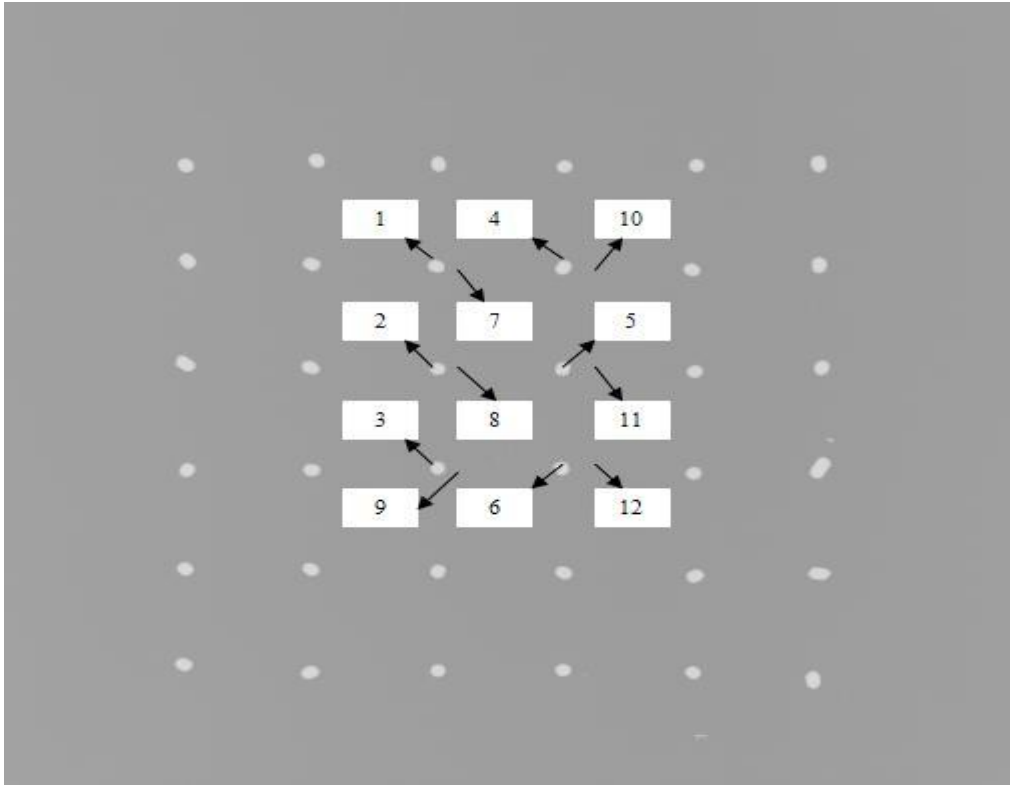
Şekil 3.17 Dijital dedektör bucky içinde iken demet durdurucu (Beam Stop) fantom kullanılarak foton saçılma kesirlerinin hesaplanması için kurulan geometri

Foton saçılma kesirleri hesaplanırken ilk olarak X-ışın tüpü ile dedektör arasında hiç bir saçıcı konulmadan farklı kVp ve mA değerlerinde, ikinci olarak saçıcı kalınlığının saçılan kesirlere etkisini görmek için fantom belirli kalınlıklarda PMMA malzemesinin arasına konularak ve grid kullanımının saçılan kesirlere etkisini görmek için dijital dedektör, hem masasüstü hem de bucky içine konularak fantomdan görüntüler

alınmıştır. Daha sonra bu görüntüler Image J yazılımında açılmış ve fantomun Şekil 3.18'de belirtilen bölgelerinden ilgi alanları (ROI) seçilip bu bölgelerdeki ortalama piksel sayım değerleri kaydedilmiştir. Son olarak foton saçılma kesirleri, 1-6 arasındaki (saçılan bölge) ve 7-12 arasındaki bölgelerin (toplam (primer+saçılan) bölge) sayım değerlerinin ortalaması alınarak aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır.

$$\% \text{Foton Saçılma Kesri} = \frac{\text{ROI 1-6 Ortalama Sayım}}{\text{ROI 7-12 Ortalama Sayım}} * 100$$

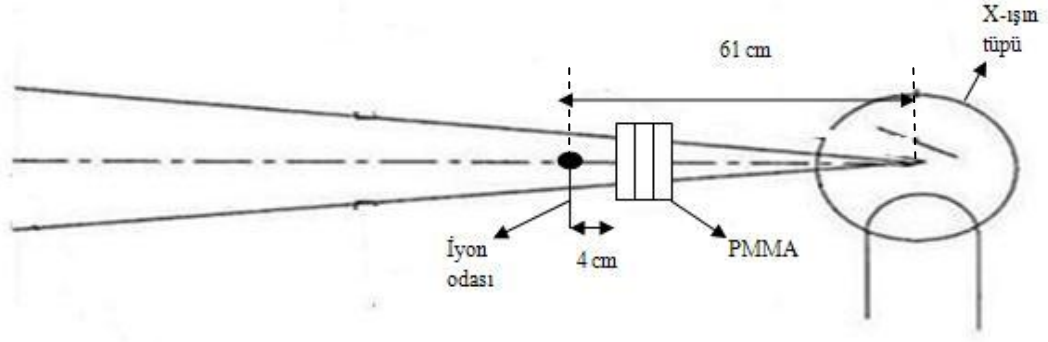
Eşitlik 3.7



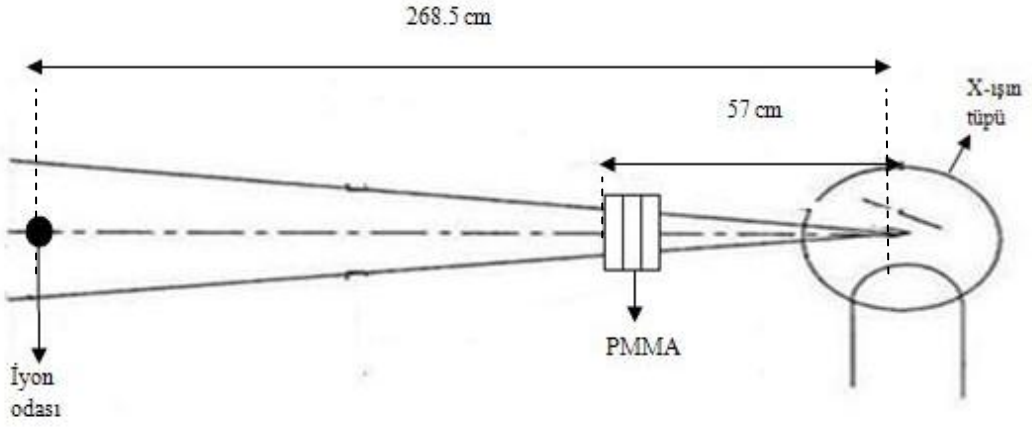
Şekil 3.18 Image J programında demet durdurucu (Beam Stop) fantomundan ilgi alanları seçilen bölgelerin görüntüsü

3.2.4.2 Hava boşluğu tekniği kullanılarak foton saçılma kesirlerinin hesaplanması

Hava boşluğu tekniği kullanılarak foton saçılma kesirlerinin hesaplanması için aşağıda Şekil 3.19 ve Şekil 3.20'de gösterilen ölçüm geometrilerinde iyon odası kullanılarak dozlar ölçülmüştür.



Şekil 3.19 Toplam dozların (primer+saçılan) ölçüm geometrisi



Şekil 3.20 Primer dozların ölçüm geometrisi

Hava boşluğu tekniği kullanılarak foton saçılma kesirleri hesaplanırken ilk olarak Şekil 3.19’da gösterilen geometride farklı kVp ve mA değerlerinde, X-ışın tüpü ile dedektör arasında farklı kalınlıklarda PMMA malzemeleri yerleştirilerek toplam doz ölçümleri yapılmıştır. Daha sonra Şekil 3.20’de gösterilen geometride toplam doz ölçümleriyle aynı kVp ve mA değerlerinde, X-ışın tüpü ile dedektör arasında toplam doz ölçümleriyle aynı kalınlıklarda PMMA malzemeleri yerleştirilerek primer doz ölçümleri yapılmış ve toplam dozlar primer dozların ölçüldüğü mesafeye ters kare yapılmıştır. Saçılan dozlar, toplam dozlardan primer dozlar çıkarılarak elde edildikten sonra saçılan kesirler, aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır.

$$\% \text{Saçılan Kesir} = \frac{\text{Toplam Doz} - \text{Primer Doz}}{\text{Toplam Doz}} * 100$$

Eşitlik 3.8

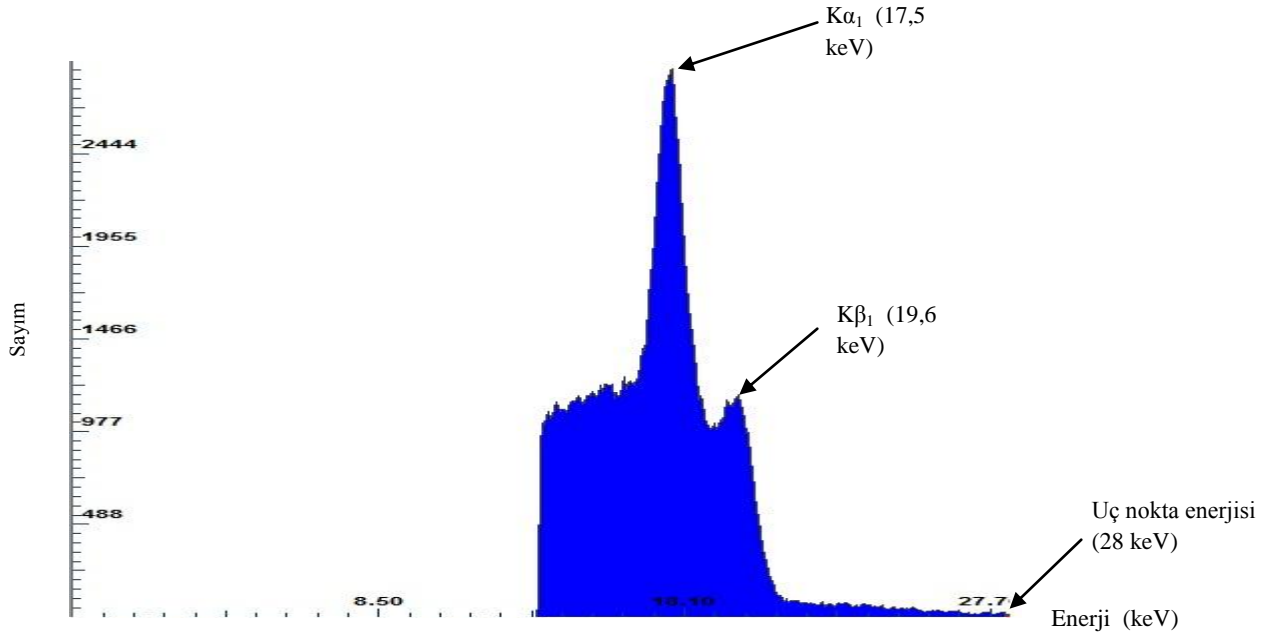
4. BULGULAR

Tezin bu bölümünde, bazı malzemelerin mamografik ve diagnostik enerji aralığında X-ışınlarındaki hesaplanan azalım katsayıları, diagnostik enerji aralığında elde edilen RQR demet kalitelerinin özellikleri verilmiştir. Ayrıca farklı organ fantomlarındaki (PMMA, ANSI) saçılan ışın etkisinin, sayım ve görüntüleme dedektörleri kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri ile ve sayım dedektörleri kullanılarak elde edilen X-ışını spektrumlarından YYTG ve OYTG değerleri de verilmiştir. Son olarak farklı teknikler kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerleri verilmiştir.

4.1 Mamografik Enerji Aralığında (20-35 kVp) %47 Glandüler+%53 Yağ Dokuya Sahip Plakanın ve Alüminyumun Hesaplanan Azalım Katsayıları

4.1.1 %47 glandüler+53 yağ dokuya sahip plakanın hesaplanan azalım katsayısı

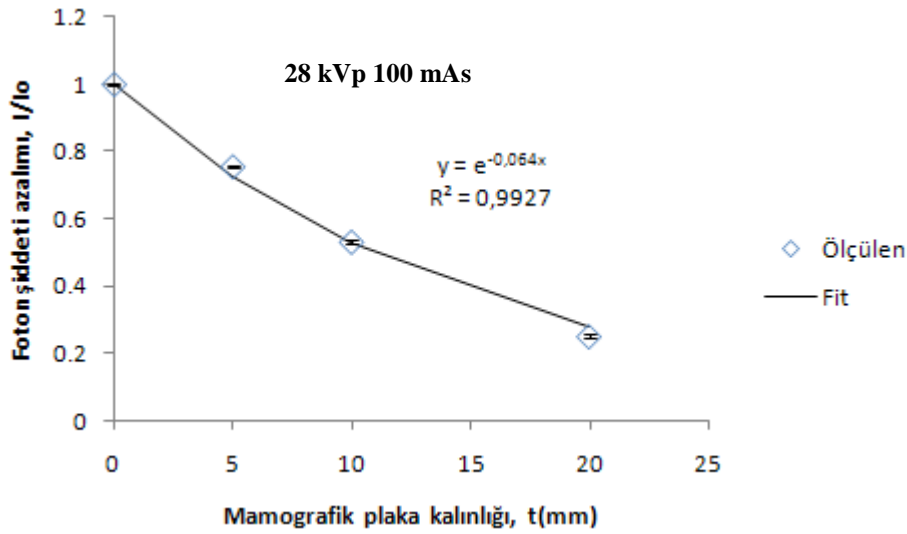
Şekil 4.1'de Mo/Mo hedef-filtre kombinasyonunda 28 kVp tüp geriliminde CdTe yarıiletken dedektörü kullanılarak elde edilen X-ışın spektrumu görülmektedir.



Şekil 4.1 Mo-Mo hedef-filtre kombinasyonunda, 28 kVp 100 mAs X-ışın tüp parametrelerinde ardı ardına 5 ışınlama yapılarak ve X-ışın tüpünün önünde plaka olmadan (I_0) elde edilen spektrum

Çizelge 4.1 Mamografik plakanın azalım katsayısının hesaplanması için toplanan spektrumlardan elde edilen sayım değerleri

Mamografik Plaka Kalınlığı (mm)	I (Sayım)
0	128352±358
5	97002±312
10	68345±261
20	32389±180

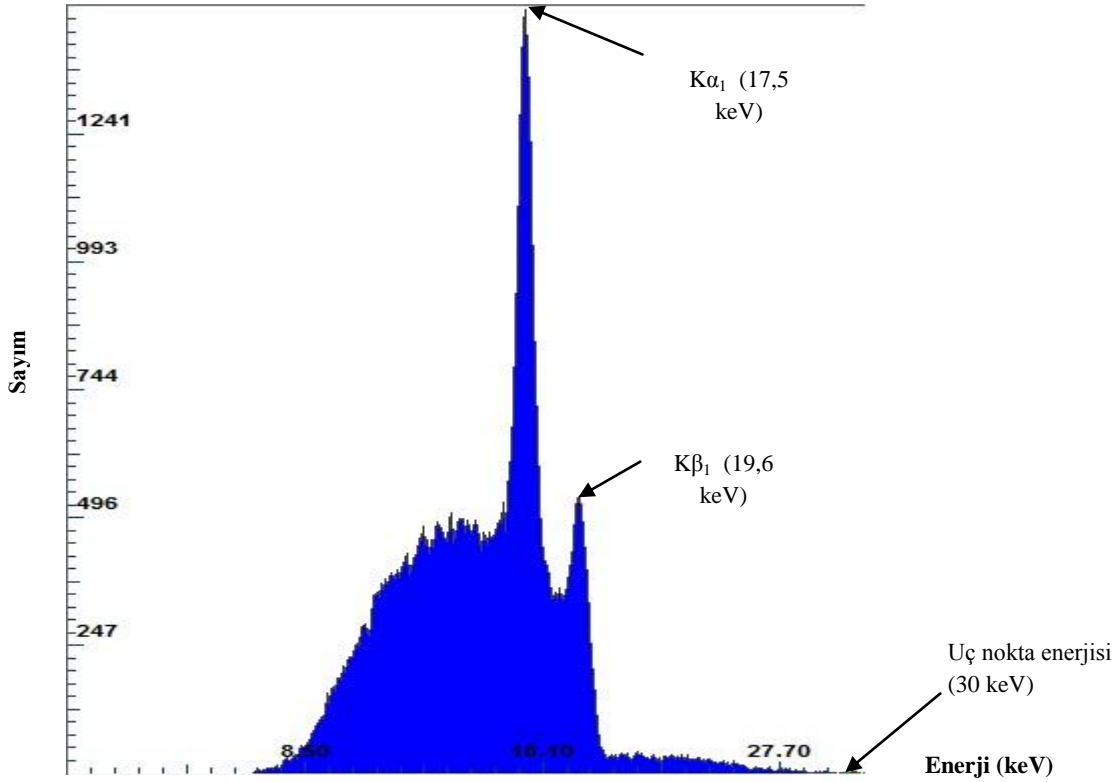


Şekil 4.2 Mamografik plakalarla belirli bir gerilimde elde edilen X-ışını azalımı

X-ışın tüpü ile dedektör arasına 5, 10 ve 20 mm plaka kalınlıkları yerleştirilerek yapılan transmisyon deneylerinden toplanan X-ışını spektrumundan bulunan sayım değerleri kullanılarak elde edilen I/I_0 -kalınlık (mm plaka) verileri aynı zamanda Çizelge 4.1’de verilmiştir.Çizelge 4.1 ve Şekil 4.2’ye göre mamografik plakanın (%47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip) azalım katsayısı $0,64 \pm 0,002 \text{ cm}^{-1}$ olarak bulunmuştur. Şekil 4.1’deki spektrumun ortalama enerjisi, Eşitlik 3.3 kullanılarak 17,5 keV olarak hesaplanmıştır. Bu ortalama enerji değeri ve Eşitlik 3.4 kullanılarak plakanın NIST’in veri tabanından hesaplanan kütle azalım katsayısı ise $0,93 \text{ cm}^2/\text{g}$ ’dır. Plakanın yoğunluğu $0,97 \text{ g/cm}^3$ olduğundan, azalım katsayısı $0,90 \text{ cm}^{-1}$ olarak hesaplanmıştır. Spektrumdan ve NIST’in veri tabanından hesaplanan bu iki değer ($0,64 \text{ cm}^{-1}$ - $0,90 \text{ cm}^{-1}$) arasındaki fark ise %28,8 olarak hesaplanmıştır.

4.1.2 Alüminyumun hesaplanan azalım katsayısı

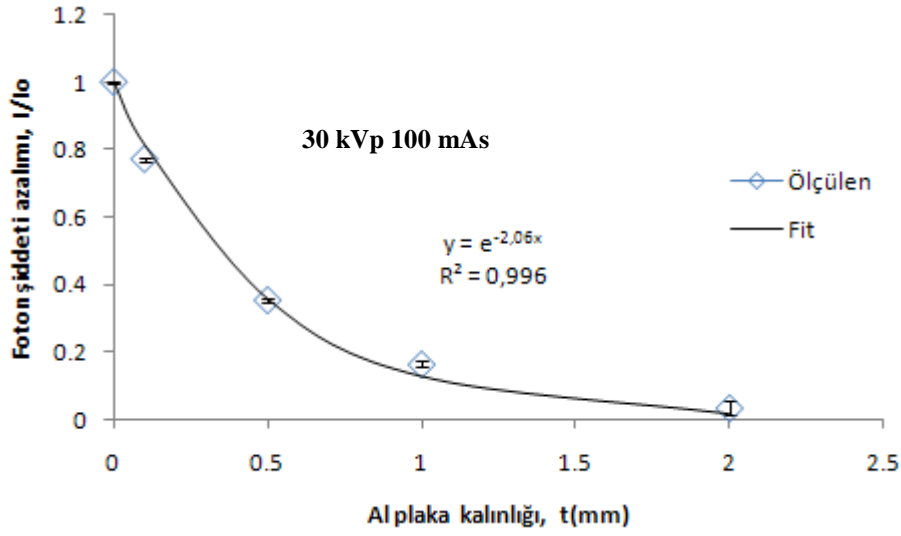
Şekil 4.3'te Mo/Mo hedef-filtre kombinasyonunda 30 kVp tüp geriliminde CdTe yarıiletken dedektörü kullanılarak elde edilen X-ışın spektrumu görülmektedir.



Şekil 4.3 Mo-Mo hedef-filtre kombinasyonunda, 30 kVp 100 mAs X-ışın tüp parametrelerinde ardı ardına 5 ışınlama yapılarak ve X-ışın tüpünün önünde plaka olmadan (I_0) elde edilen spektrum

Çizelge 4.2 Alüminyumun azalım katsayısının hesaplanması için toplanan spektrumlardan elde edilen sayım değerleri

Plaka Kalınlığı (mm Al)	I (Sayım)
0	71348±267
0,1	55128±235
0,5	25328±159
1	11750±108
2	2506±50



Şekil 4.4 Alüminyum plakalarla belirli bir gerilimde elde edilen X-ışını azalımı

X-ışın tüpü ile dedektör arasına 0,1, 0,5, 1 ve 2 mm Al kalınlıkları yerleştirilerek yapılan transmisyon deneylerinden toplanan X-ışını spektrumundan bulunan sayım değerleri kullanılarak elde edilen I/I_0 -kalınlık (mm plaka) grafiği verileri aynı zamanda Çizelge 4.2’de verilmiştir. Çizelge 4.2 ve Şekil 4.4’e göre alüminyumun azalım katsayısı $20,6 \pm 0,32 \text{ cm}^{-1}$ olarak bulunmuştur. Şekil 4.3’teki spektrumun ortalama enerjisi, Eşitlik 3.3 kullanılarak 15,6 keV olarak hesaplanmıştır. Bu ortalama enerji değeri kullanılarak alüminyumun NIST’in veri tabanından hesaplanan kütle azalım katsayısı $7,41 \text{ cm}^2/\text{g}$. Alüminyumun yoğunluğu $2,7 \text{ g/cm}^3$ olduğundan, azalım katsayısı 20 cm^{-1} olarak hesaplanmıştır. Spektrumdan ve NIST’in veri tabanından hesaplanan bu iki değer arasındaki fark ($20,6 \text{ cm}^{-1} - 20 \text{ cm}^{-1}$) ise %3 olarak hesaplanmıştır.

4.2 Diagnostik Enerji Aralığında (40-150 kVp) Elde Edilen RQR Demet Kaliteleri

Çizelge 4.3 RQR demet kaliteleri (IEC 61267 2005)

Demet Kalitesi	Nominal kVp	Ölçülen kVp*	kVp Farkı (%)	mAs	Uygulanan Toplam Tüp Filtrasyonu (mm Al)	Nominal 1.HVL (mm Al)	Elde Edilen 1.HVL (mm Al)	1.HVL Farkı (mm Al)	Elde Edilen 2.HVL (mm Al)	Nominal Homojenlik Katsayısı	Elde Edilen Homojenlik Katsayısı	Homojenlik Katsayısı Farkı
RQR 2	40	40,0	0	100	Doğal**+1,5	1,42	1,47	(-)0,05	1,78	0,81	0,83	(-)0,02
RQR 3	50	50,4	0,80	100	Doğal+1,5	1,78	1,80	(-)0,02	2,50	0,76	0,73	(+)0,03
RQR 4	60	59,2	1,33	100	Doğal+1,6	2,19	2,23	(-)0,04	3,17	0,74	0,71	(+)0,03
RQR 5	70	69,6	0,57	100	Doğal+1,7	2,58	2,66	(-)0,08	3,76	0,71	0,71	0
RQR 6	80	79,2	1,00	100	Doğal+1,7	3,01	3,10	(-)0,09	4,50	0,69	0,69	0
RQR 7	90	89,6	0,44	50	Doğal+1,9	3,48	3,57	(-)0,09	5,13	0,68	0,69	(-)0,01
RQR 8	100	99,2	0,80	50	Doğal+2,0	3,97	4,06	(-)0,09	5,79	0,68	0,71	(-)0,03

* Gerilim bölücüsü üzerinde ölçülen kVp

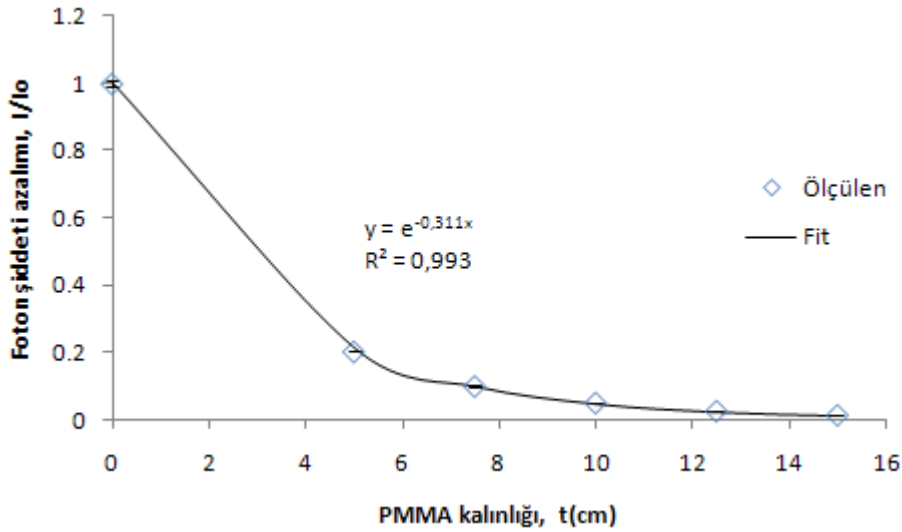
** X-ışın tüpünün doğal filtrasyonu 1,2 mm Al'dir.

NOT: X-ışını tüpünün aşırı yüklenmemesi için RQR 9 (120 kVp) ve RQR 10 (150 kVp) demet kalitelerinde ölçümler bilinçli olarak yapılmamıştır.

4.2.1 PMMA malzemesinin RQR 5 demet kalitesi kullanılarak hesaplanan azalım katsayısı

Çizelge 4.4 PTW marka iyon odasından farklı PMMA kalınlıklarına göre alınan ölçümler

PMMA Kalınlığı, t (cm PMMA)	1.Ölçüm (μGy)	2.Ölçüm (μGy)	3.Ölçüm (μGy)	Ortalama (μGy)	Standart Sapma
0	853	853	853	853	0
5	173,8	173,5	173,6	173,6	0,15
7,5	86	85,92	86,04	85,99	0,06
10	43,79	43,87	43,98	43,88	0,09
12,5	23,46	23,46	23,52	23,48	0,03
15	12,8	12,81	12,86	12,82	0,03



Şekil 4.5 RQR 5 (70 kVp) demet kalitesinde PMMA doz azalım değerleri

X-ışın tüpü ile dedektör arasına 0, 5, 7,5, 10, 12,5 ve 15 cm PMMA yerleştirilerek ölçülen doz değerleri kullanılarak elde edilen $\ln(D/D_0)$ -kalınlık (cm PMMA) grafiği verileri aynı zamanda Çizelge 4.4'te verilmiştir. Çizelge 4.4 ve Şekil 4.5'e göre PMMA'nın azalım katsayısı $0,311 \pm 0,009 \text{ cm}^{-1}$ olarak bulunmuştur. RQR 5 demet kalitesinin ortalama enerjisi Xcomp5r spektrum programından 44,8 keV olarak bulunmuştur. Bu ortalama enerji değeri kullanılarak PMMA'nın NIST'in veri tabanından hesaplanan kütle azalım katsayısı $0,222 \text{ cm}^2/\text{g}$. PMMA'nın yoğunluğu $1,18 \text{ g/cm}^3$ olduğundan, azalım katsayısı $0,262 \text{ cm}^{-1}$ olarak hesaplanmıştır. Spektrum ve

NIST veri tabanından hesaplanan bu iki değer arasındaki fark ($0,311 \text{ cm}^{-1} - 0,262 \text{ cm}^{-1}$) ise %18,7 olarak hesaplanmıştır.

4.3 TS EN 61331-1 Standardına Uygun Olarak Belirlenen Koruyucu Malzemelerin Azalım Özellikleri

Çizelge 4.5 Standarda uygun olarak belirlenen demet kaliteleri

Demet Kalitesi		Toplam Filtrasyon	
Nominal (Anma) kVp	Ölçülen* kVp	Nominal (Anma) Toplam Filtrasyon (mm Cu)	Elde Edilen Toplam Filtrasyon (mm Cu)
80	79,2	0,15	0,14
100	99,2	0,25	0,24

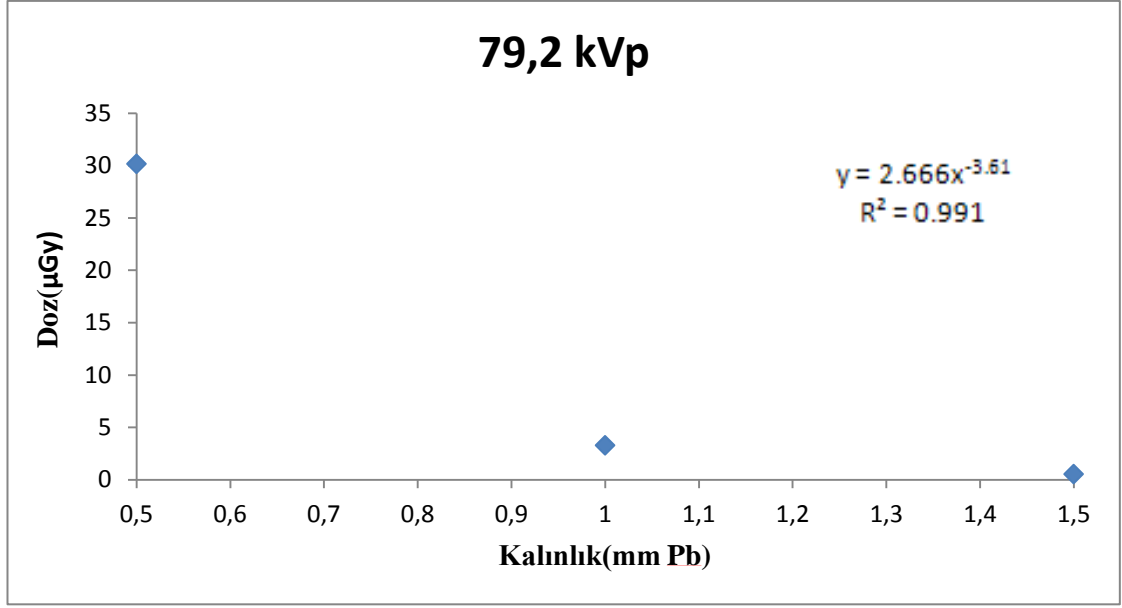
*Gerilim bölücüsü üzerinden dynalyzer ile ölçülmüştür.

NOT 1: Ölçümlerin hepsinde 100 mAs (200 mA x 500 ms) kullanılmıştır.

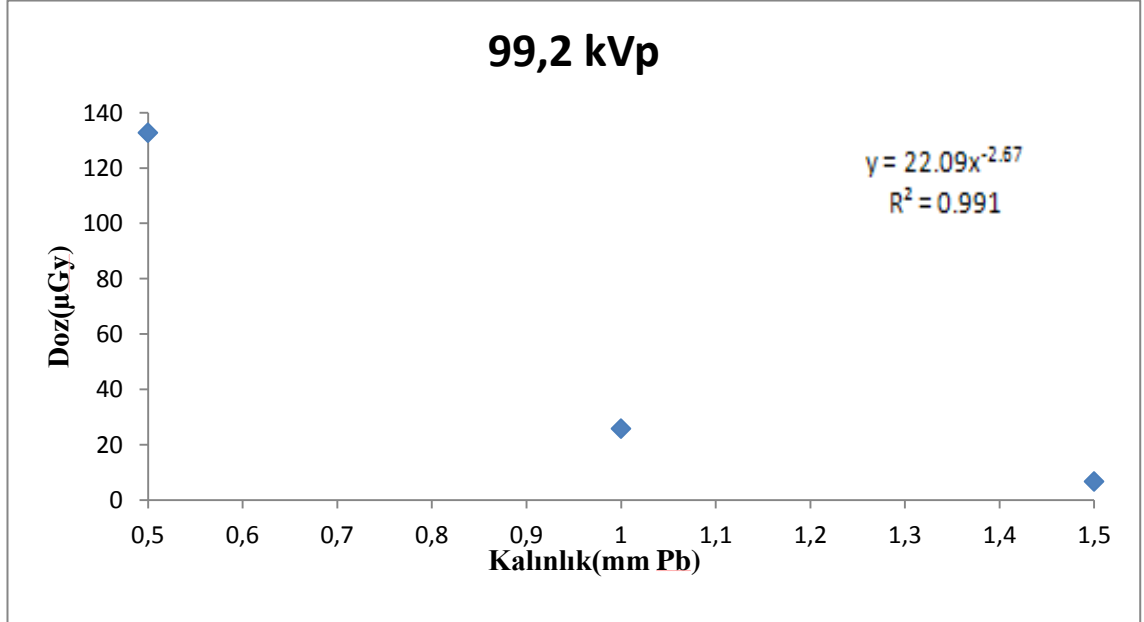
NOT 2: Tüpün doğal filtrasyonu 1,2 mm Al'dir. Bu değerın bakır eşdeğeri ise Xcomp5r spektrum programı yardımıyla 0,04 mm Cu olarak hesaplanmıştır.

Çizelge 4.6 Kurşun tiroid koruyucu malzemenin kurşun eşdeğeri için X-ışın tüpü ile dedektör arasına referans kurşun malzemeler yerleştirilerek alınan doz ölçümleri (K_e)

Kalınlık (mm Pb)	X-ışın Tüp Gerilimi (kVp)	Toplam Filtrasyon (mm Cu)	K_e (μGy)
0,5	79,2	0,14	30,16
0,5	99,2	0,24	132,8
1,0	79,2	0,14	3,29
1,0	99,2	0,24	25,87
1,5	79,2	0,14	0,54
1,5	99,2	0,24	6,77



Şekil 4.6 79,2 kVp için X-ışın tüpü ile dedektör arasında Çizelge 4.6’te yer alan yer alan referans kurşun kalınlıkları yerleştirilerek ölçülen doz değerlerinden elde edilen doz (µGy)-kalınlık (mm Pb) grafiği



Şekil 4.7 99,2 kVp için X-ışın tüpü ile dedektör arasında Çizelge 4.6’te yer alan yer alan referans kurşun kalınlıkları yerleştirilerek ölçülen doz değerlerinden elde edilen doz (µGy)-kalınlık (mm Pb) grafiği

Çizelge 4.7 Kurşun tiroid koruyucunun kurşun eşdeğerinin hesaplanması için X-ışın tüpü ile dedektör arasına kurşun tiroid koruyucu yerleştirilerek alınan doz ölçümleri (K_e)

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	Toplam Filtrasyon (mm Cu)	K_e (μ Gy)	Nominal Kalınlık (mm Pb)
79,2	0,14	26,64	0,5
99,2	0,24	119	0,5

Şekil 4.6 ve Şekil 4.7'deki grafiklerin denklemleri ve Çizelge 4.7'teki K_e doz değerleri kullanılarak kurşun tiroid koruyucunun kurşun eşdeğeri $0,53 \pm 0,02$ mm olarak hesaplanmıştır.

Çizelge 4.8 Ölçülen K_0 , K_i değerleri ve Eşitlik 2.13 ve Eşitlik 2.14 kullanılarak hesaplanan azalım oranları ve doz birikim (build up) faktörleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	Toplam Filtrasyon (mm Cu)	K_0^1 (μ Gy)	K_i^2 (μ Gy)	Azalım Oranı	K_e^3 (μ Gy)	c^*	Doz Birikim (Build up) Faktörü
79,2	0,14	1895	77,47	24,5	26,64	1,07	2,72
99,2	0,24	2140	202,13	10,6	119	1,07	1,59

¹ Geniş demet içindeki zayıflatılmamış hava kerma değeridir.

² Geniş demet içindeki zayıflatılmış hava kerma değeridir.

³ Dar demet içindeki zayıflatılmış hava kerma değeridir.

*c katsayısı $a=100$ mm verisinden hesaplanmıştır.

Çizelge 4.9 TS EN 61331-1 standardında tanımlı olan ölçülmüş diğer parametreler

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	Toplam Filtrasyon (mm Cu)	K_c^1 (μGy)	K_{oc}^2 (μGy)	Sınır Koşulu $K_{oc} \leq 0,05 * K_c$	K_{Is}^3 (μGy)	K_s^4 (μGy)	Sınır Koşulu $K_s \leq 0,01 * K_{Is}$
79,2	0,14	5397	38	≤ 270	67,5	0,51	$\leq 0,68$
99,2	0,24	6140	51	≤ 307	155,8	0,87	$\leq 1,56$

¹ Radyasyon kaynağından itibaren aynı mesafede K_{oc} gibi ölçülen, geniş demetin merkezindeki hava kerma hızıdır.

² Radyasyon kaynağının demet sınırlayıcı sisteminden çıkan, radyasyon kaynağından itibaren aynı mesafede K_c gibi ölçülen, geniş demetin dışındaki hava kerma değeridir.

³ Zayıflatılmış geniş demet içindeki hava kerma değeridir ve K_s gibi ölçülür.

⁴ Birincil (primer) geniş demetin içindeki, diyafram ile sınırlandırılmış radyasyon demetinin dışındaki hava değeridir.

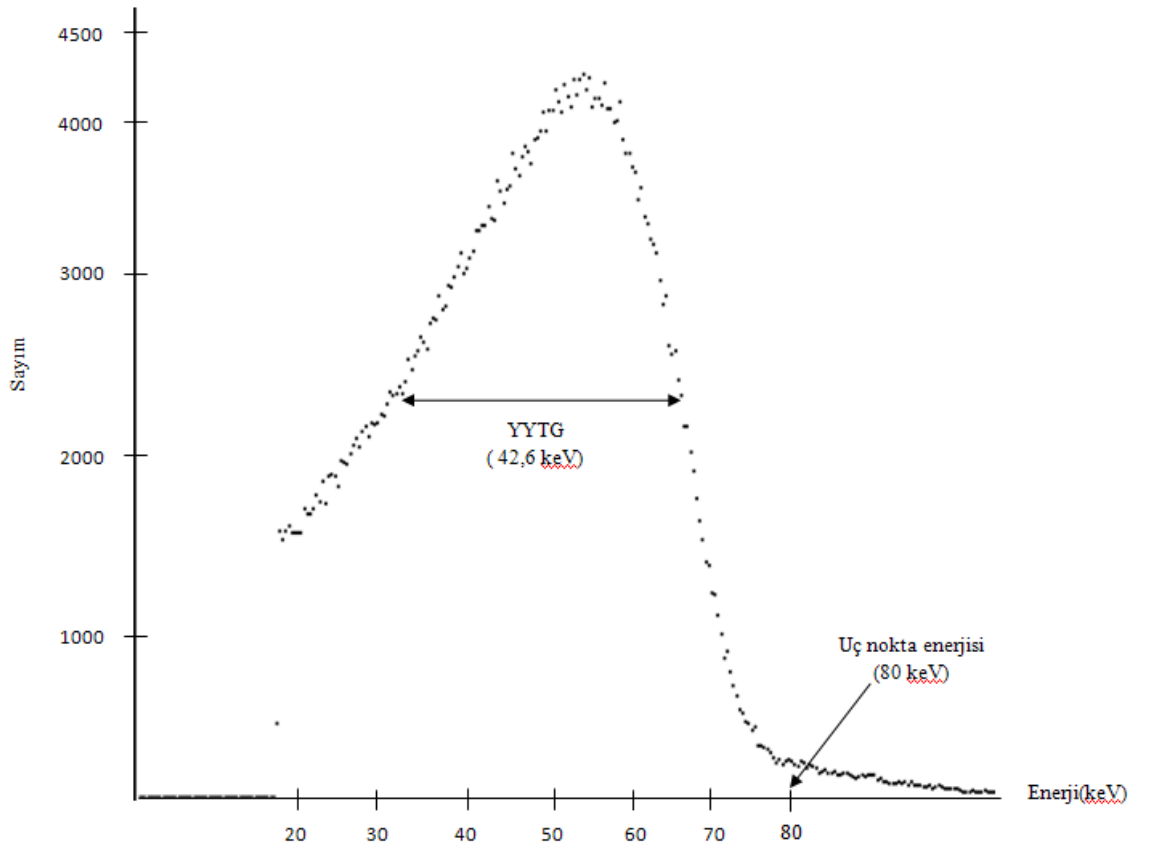
Çizelge 4.9'da ölçülen doz değerleri için parametreler için TS EN 61331-1 standardında belirtilen sınır koşulları aşağıdaki gibi sağlanmalıdır.

$$K_{oc} \leq 0,05 * K_c \quad K_s \leq 0,01 * K_{Is}$$

4.4 Spektrum Ölçümlerine Saçılan Işınlardan Etkisinin İncelenmesi

4.4.1 Farklı organ fantomlarındaki (PMMA, ANSI) saçılan ışın etkisinin sayım dedektörleri kullanılarak elde edilen spektrumlardan belirlenen YYTG, OYTG ve kontrast ölçümleri ile incelenmesi

4.4.1.1 Saçılan ışın etkisinin kontrast ölçümleri ile incelenmesi



Şekil 4.8 80 kVp'de CdZnTe yarıiletken dedektörüyle X-ışın tüpü arasında LCD 4 fantomunun homojen bölgesi yerleştirilerek toplanan spektrum

Çizelge 4.10 CdZnTe yarıiletken dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	X-Işını Tüp Akımı (mA)	Işınlama Süresi (s)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	2,6	90	45508±213	42242±206	7,18±0,06
55	5	2,6	90	17376±132	16160±127	7,00±0,07
60	0	2,9	90	82790±288	77135±278	6,80±0,05
60	5	2,9	90	33089±182	30939±176	6,50±0,06
65	0	2,9	90	126513±356	117745±343	6,90±0,05
65	10	2,9	90	21359±146	20142±142	5,70±0,07
70	0	3,2	90	207697±456	193680±440	6,75±0,04
70	10	3,2	90	37649±194	35805±190	4,89±0,06
75	0	3,3	90	295930±544	277803±527	6,10±0,04
75	15	3,3	90	26218±162	25275±159	3,59±0,07
80	0	3,5	90	450866±672	429004±655	4,85±0,03
80	15	3,5	90	44612±211	43386±208	2,75±0,06
85	0	3,6	90	602588±776	578195±760	4,05±0,03
85	20	3,6	90	30684±175	30101±174	1,90±0,06
90	0	3,9	90	855772±925	824869±908	3,60±0,03
90	20	3,9	90	48768±221	47964±219	1,64±0,06

Çizelge 4.11 CdZnTe yarıiletken dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	X-Işını Tüp Akımı (mA)	Işınlama Süresi (s)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	2,6	90	45508±213	42732±207	6,10±0,06
55	5	2,6	90	17376±132	16369±128	5,79±0,07
60	0	2,9	90	82790±288	78154±280	5,59±0,05
60	5	2,9	90	33089±182	31336±177	5,30±0,06
65	0	2,9	90	126513±356	119555±346	5,49±0,04
65	10	2,9	90	21359±146	20409±143	4,45±0,07
70	0	3,2	90	207697±456	196586±443	5,35±0,04
70	10	3,2	90	37649±194	36238±190	3,75±0,06
75	0	3,3	90	295930±544	281134±530	4,99±0,04
75	15	3,3	90	26218±162	25497±160	2,75±0,07
80	0	3,5	90	450866±672	432851±658	4,00±0,03
80	15	3,5	90	44612±211	43711±209	2,02±0,06
85	0	3,6	90	602588±776	583004±764	3,25±0,03
85	20	3,6	90	30684±175	30433±175	0,82±0,06
90	0	3,9	90	855772±925	831811±912	2,80±0,03
90	20	3,9	90	48768±221	48407±220	0,74±0,06

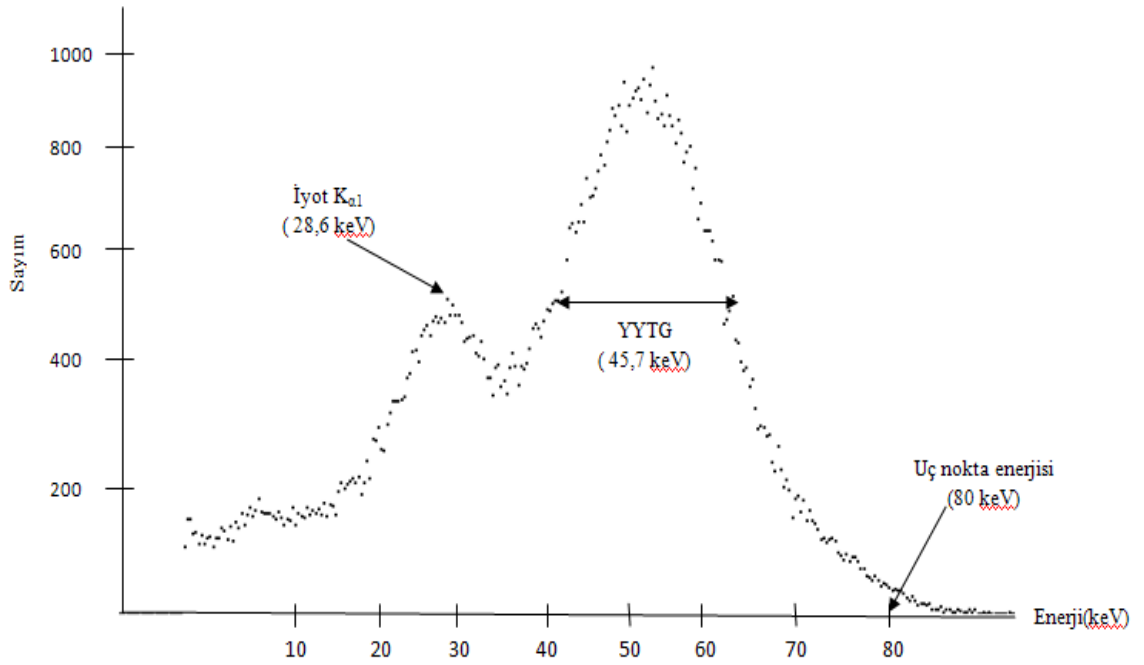
Çizelge 4.12 CdZnTe yarıiletken dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	X-Işını Tüp Akımı (mA)	Işınlama Süresi (s)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	2,6	90	45508±213	43551±209	4,30±0,06
55	5	2,6	90	17376±132	16672±129	4,05±0,07
60	0	2,9	90	82790±288	79586±282	3,87±0,05
60	5	2,9	90	33089±182	31868±179	3,69±0,06
65	0	2,9	90	126513±356	121680±349	3,82±0,05
65	10	2,9	90	21359±146	20755±144	2,83±0,07
70	0	3,2	90	207697±456	199950±447	3,73±0,04
70	10	3,2	90	37649±194	36828±192	2,18±0,06
75	0	3,3	90	295930±544	286253±535	3,27±0,04
75	15	3,3	90	26218±162	25801±161	1,59±0,07
80	0	3,5	90	450866±672	439640±663	2,49±0,03
80	15	3,5	90	44612±211	44144±210	1,05±0,06
85	0	3,6	90	602588±776	590597±769	1,99±0,03
85	20	3,6	90	30684±175	30564±175	0,39±0,06
90	0	3,9	90	855772±925	841053±917	1,72±0,03
90	20	3,9	90	48768±221	48632±221	0,28±0,06

Çizelge 4.13 CdZnTe yarıiletken dedektörü ve 1 mm bakır kullanılarak fantomun 3 farklı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	Bakır Kalınlığı (mm)	X-Işını Tüp Akımı (mA)	Işınlama Süresi (s)	Homojen Bölge Sayım	Lezyon Bölgesi Sayım	Kontrast (%)	Fantomun El Kitabında Verilen Kontrast (%)	Fark (%)
70 (1 numara)*	1	3,2	90	30745±175	29457±172	4,19±0,05	14,8	71,7
70 (2 numara)*	1	3,2	90	30745±175	29601±172	3,72±0,05	12,8	70,9
70 (3 numara)*	1	3,2	90	30745±175	30139±174	1,97±0,05	10,9	81,9

*Fantomun ilgilenilen bölgesi



Şekil 4.9 80 kVp'de NaI(Tl) sintilasyon dedektörüyle X-ışın tüpü arasına LCD 4 fantomunun homojen bölgesi yerleştirilerek toplanan spektrum

Çizelge 4.14 NaI(Tl) sintilasyon dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	X-Işını Tüp Akımı (mA)	Işınlama Süresi (s)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	2,6	150	10779±104	10123±101	6,08±0,08
55	5	2,6	150	7638±87	7186±85	5,92±0,09
60	0	2,9	150	18728±137	17646±133	5,78±0,07
60	5	2,9	150	12987±114	12273±111	5,50±0,08
65	0	2,9	150	28529±169	26860±164	5,85±0,07
65	10	2,9	150	9193±96	8749±94	4,83±0,09
70	0	3,2	150	47178±217	44475±211	5,73±0,06
70	10	3,2	150	15430±124	14793±122	4,13±0,08
75	0	3,3	150	67817±260	64311±254	5,17±0,05
75	15	3,3	150	22273±149	21596±147	3,04±0,07
80	0	3,5	150	104358±323	100079±316	4,10±0,05
80	15	3,5	150	34938±187	34124±185	2,33±0,06
85	0	3,6	150	150647±388	145495±381	3,42±0,04
85	20	3,6	150	27849±167	27401±166	1,61±0,07
90	0	3,9	150	236162±486	228959±479	3,05±0,04
90	20	3,9	150	46462±216	45816±214	1,39±0,06

Çizelge 4.15 NaI(Tl) sintilasyon dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	X-Işını Tüp Akımı (mA)	Işınlama Süresi (s)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	2,6	150	10779±104	10224±101	5,15±0,08
55	5	2,6	150	7638±87	7267±85	4,85±0,09
60	0	2,9	150	18728±137	17842±136	4,73±0,07
60	5	2,9	150	12987±114	12406±111	4,47±0,08
65	0	2,9	150	28529±169	27199±165	4,66±0,07
65	10	2,9	150	9193±96	8849±94	3,74±0,09
70	0	3,2	150	47178±217	45040±212	4,53±0,06
70	10	3,2	150	15430±124	14942±122	3,16±0,08
75	0	3,3	150	67817±260	64941±255	4,24±0,05
75	15	3,3	150	22273±149	21758±148	2,31±0,07
80	0	3,5	150	104358±323	100820±318	3,39±0,05
80	15	3,5	150	34938±187	34340±185	1,71±0,06
85	0	3,6	150	150647±388	146519±383	2,74±0,04
85	20	3,6	150	27849±167	27651±166	0,71±0,07
90	0	3,9	150	236162±486	230588±480	2,36±0,04
90	20	3,9	150	46462±216	46169±215	0,63±0,06

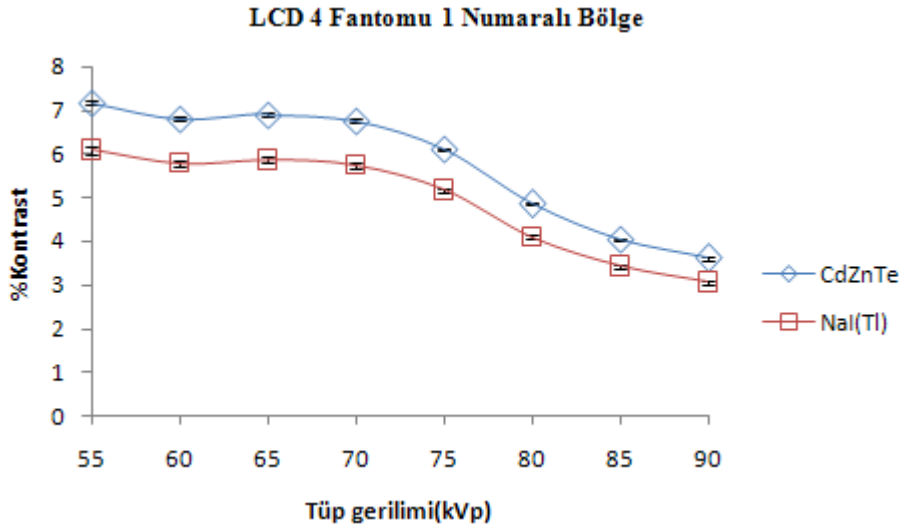
Çizelge 4.16 NaI(Tl) sintilasyon dedektörü ve farklı kalınlıklarda saçıcı (PMMA) kullanılarak fantomun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	X-Işını Tüp Akımı (mA)	Işınlama Süresi (s)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	2,6	150	10779±104	10386±102	3,64±0,08
55	5	2,6	150	7638±87	7377±86	3,41±0,09
60	0	2,9	150	18728±137	18117±135	3,26±0,07
60	5	2,9	150	12987±114	12584±112	3,10±0,08
65	0	2,9	150	28529±169	27607±166	3,23±0,07
65	10	2,9	150	9193±96	8972±95	2,40±0,09
70	0	3,2	150	47178±217	45687±214	3,16±0,06
70	10	3,2	150	15430±124	15147±123	1,83±0,08
75	0	3,3	150	67817±260	65952±257	2,75±0,05
75	15	3,3	150	22273±149	21976±148	1,33±0,07
80	0	3,5	150	104358±323	102176±320	2,09±0,05
80	15	3,5	150	34938±187	34627±186	0,89±0,06
85	0	3,6	150	150647±388	148101±385	1,69±0,04
85	20	3,6	150	27849±167	27759±167	0,32±0,07
90	0	3,9	150	236162±486	232737±482	1,45±0,04
90	20	3,9	150	46462±216	46359±215	0,22±0,06

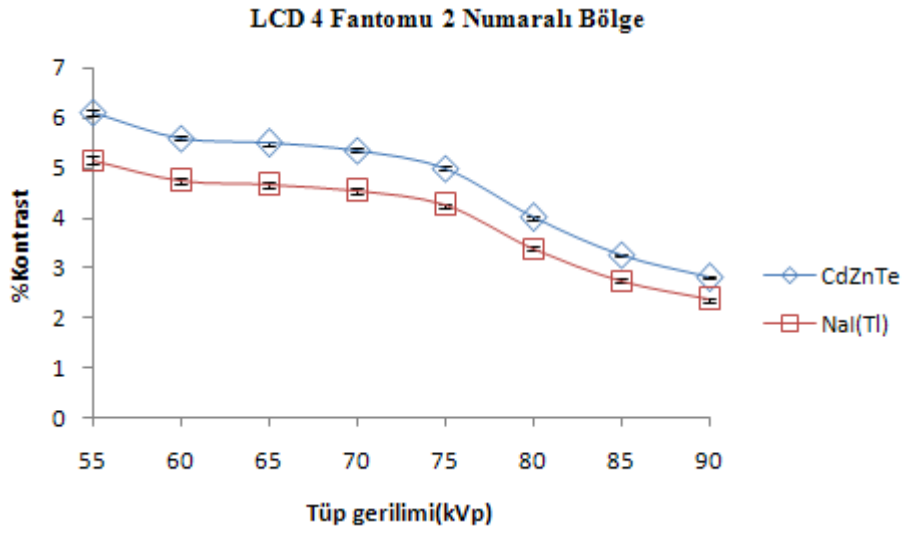
Çizelge 4.17 NaI(Tl) sintilasyon dedektörü ve 1 mm bakır kullanılarak fantomun 3 farklı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	Bakır Kalınlığı (mm)	X-Işını Tüp Akımı (mA)	Işınlama Süresi (s)	Homojen Bölge Sayım	Lezyon Bölgesi Sayım	Kontrast (%)	Fantomun El Kitabında Verilen Kontrast (%)	Fark (%)
70 (1 numara)*	1	3,2	150	12752±113	12234±111	4,06±0,07	14,8	72,6
70 (2 numara)*	1	3,2	150	12752±113	12295±111	3,58±0,07	12,8	72
70 (3 numara)*	1	3,2	150	12752±113	12508±112	1,91±0,07	10,9	82,5

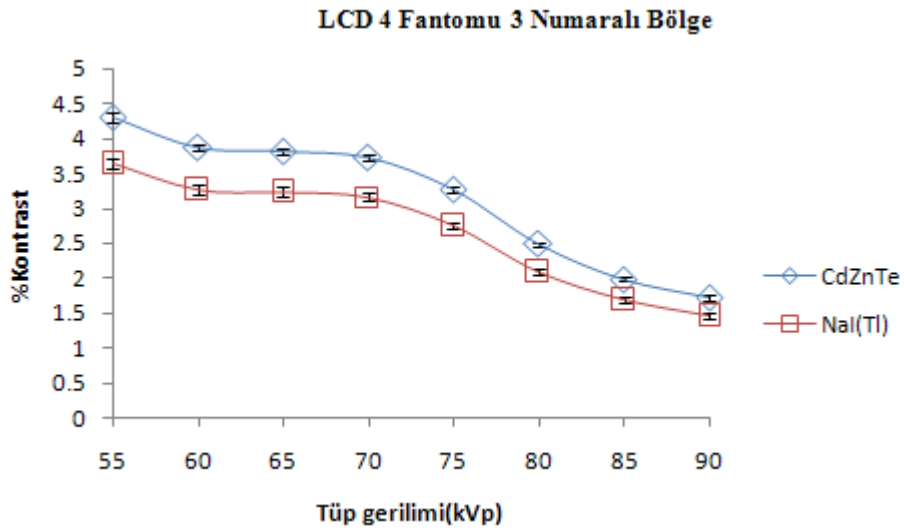
* Fantomun ilgilenilen bölgesi



Şekil 4.10 Artan X-ışın tüp gerilimiyle (kVp) LCD 4 fantomunun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği

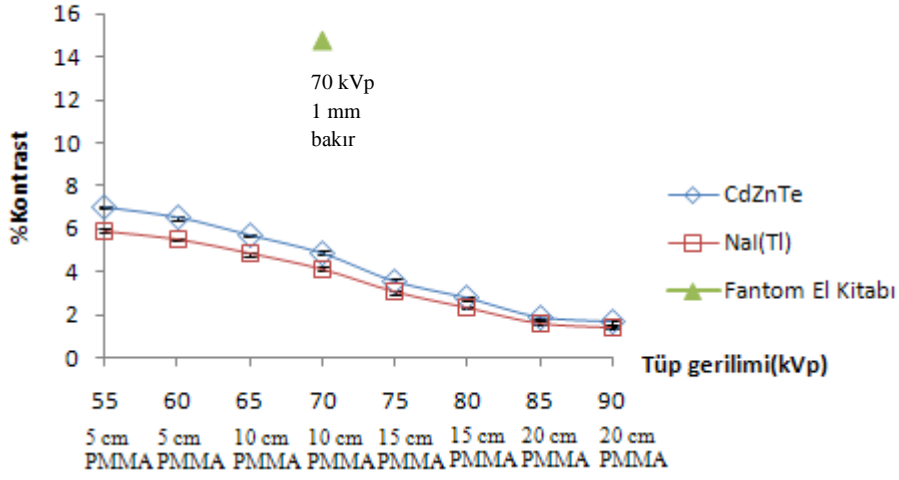


Şekil 4.11 Artan X-ışın tüp gerilimiyle (kVp) LCD 4 fantomunun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği



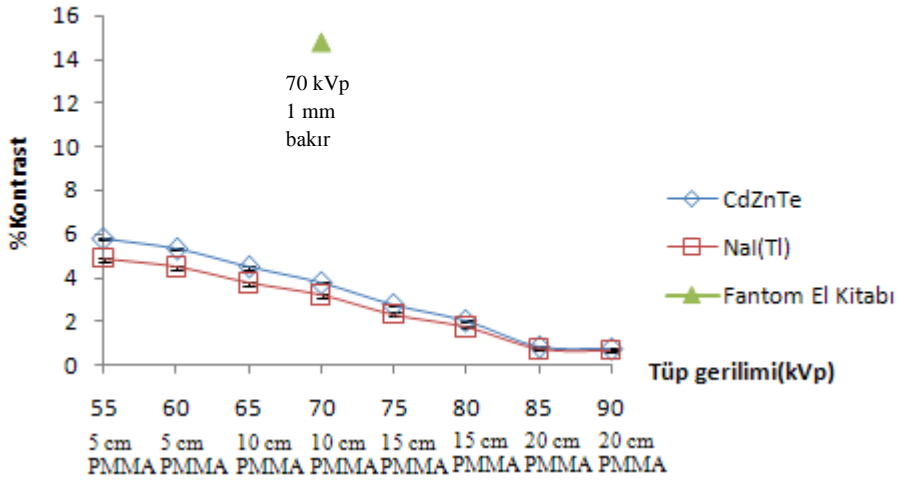
Şekil 4.12 Artan X-ışın tüp gerilimiyle (kVp) LCD 4 fantomunun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği

LCD 4 Fantomu 1 Numaralı Bölge

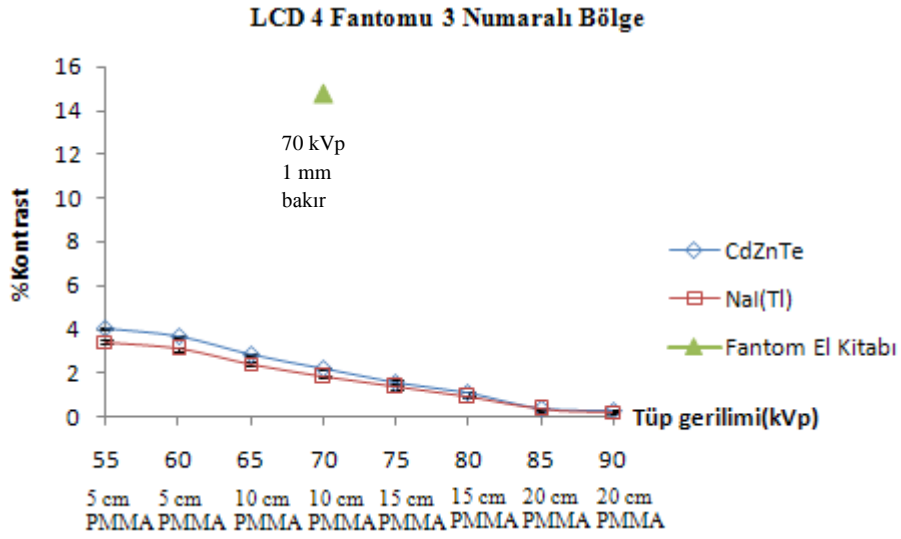


Şekil 4.13 Artan X-ışın tüp gerilimi (kVp) ve saçıcı (PMMA) kalınlıklarıyla LCD 4 fantomunun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği

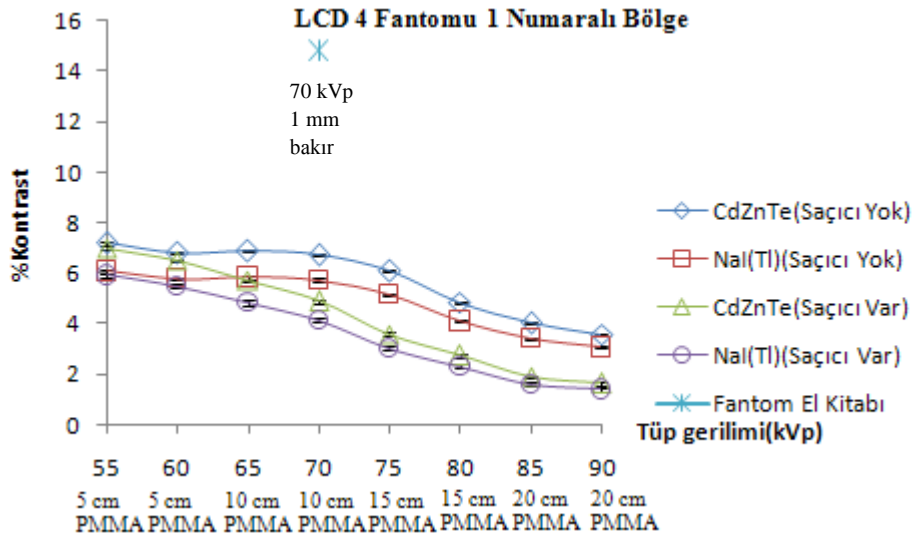
LCD 4 Fantomu 2 Numaralı Bölge



Şekil 4.14 Artan X-ışın tüp gerilimi (kVp) ve saçıcı (PMMA) kalınlıklarıyla LCD 4 fantomunun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği



Şekil 4.15 Artan X-ışın tüp gerilimi (kVp) ve saçıcı (PMMA) kalınlıklarıyla LCD 4 fantomunun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerlerinin değişim grafiği



Şekil 4.16 Farklı sayım dedektörleri kullanılarak hesaplanan kontrast değerlerinin birbirleri arasındaki değişim grafiği

4.4.1.2 Saçılan ışın etkisinin YYTG ve OYTG ölçümleri ile incelenmesi

Çizelge 4.18 Farklı sayım dedektörleri kullanılarak toplanan spektrumların farklı kVp ve saçıcı (PMMA) kalınlıklarına karşı bulunan YYTG ve OYTG değerleri

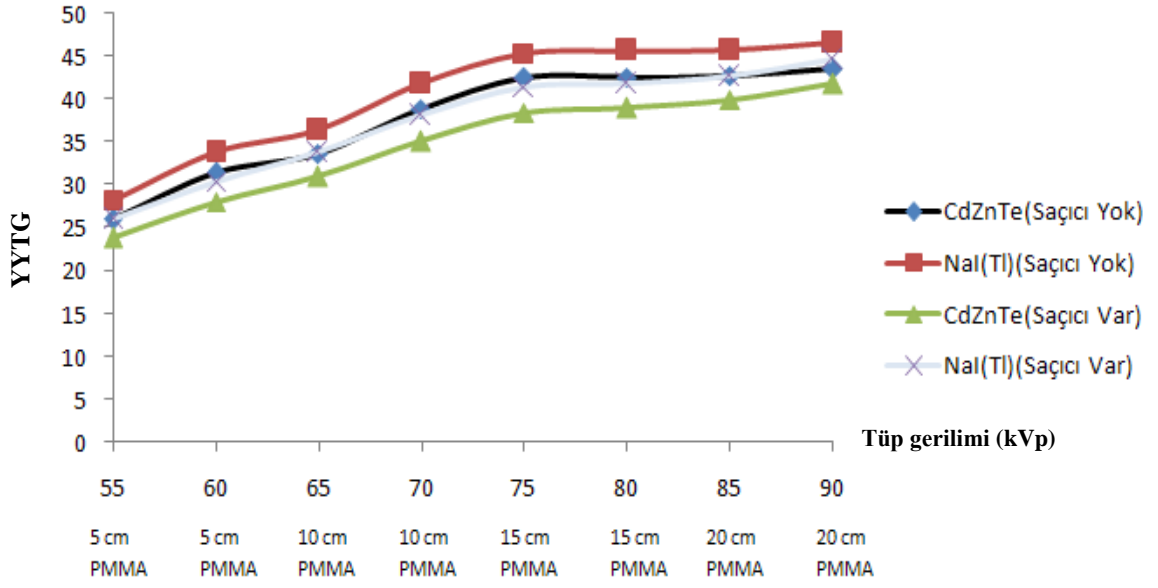
X-Işın Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	Xcomp5r Ortalama Enerji* (keV)	CdZnTe YYTG (keV)	NaI(Tl) YYTG (keV)	CdZnTe OYTG (keV)	NaI(Tl) OYTG (keV)
55	-	32,6	26,02	28,3	37,1	39,03
55	5	36,6	23,90	26,1	40,6	42,50
60	-	34,4	31,40	33,9	41,8	44,10
60	5	38,6	28,10	30,5	45,2	47,50
65	-	36,1	33,70	36,4	46,5	48,90
65	10	43,2	31,00	33,8	50,1	52,30
70	-	37,9	38,90	41,9	51,2	53,90
70	10	45,3	35,20	38,1	55,0	57,80
75	-	39,7	42,50	45,4	55,6	58,30
75	15	49,6	38,50	41,5	58,4	61,02
80	-	41,4	42,60	45,7	60,1	63,10
80	15	51,8	39,10	41,9	62,3	65,70
85	-	43,2	42,80	45,8	64,4	67,60
85	20	55,8	40,02	42,7	67,4	70,20
90	-	44,8	43,60	46,6	68,9	71,50
90	20	57,8	41,90	44,7	70,6	72,90

* Xcomp5r X-ışını simülasyon programından hesaplanmıştır.

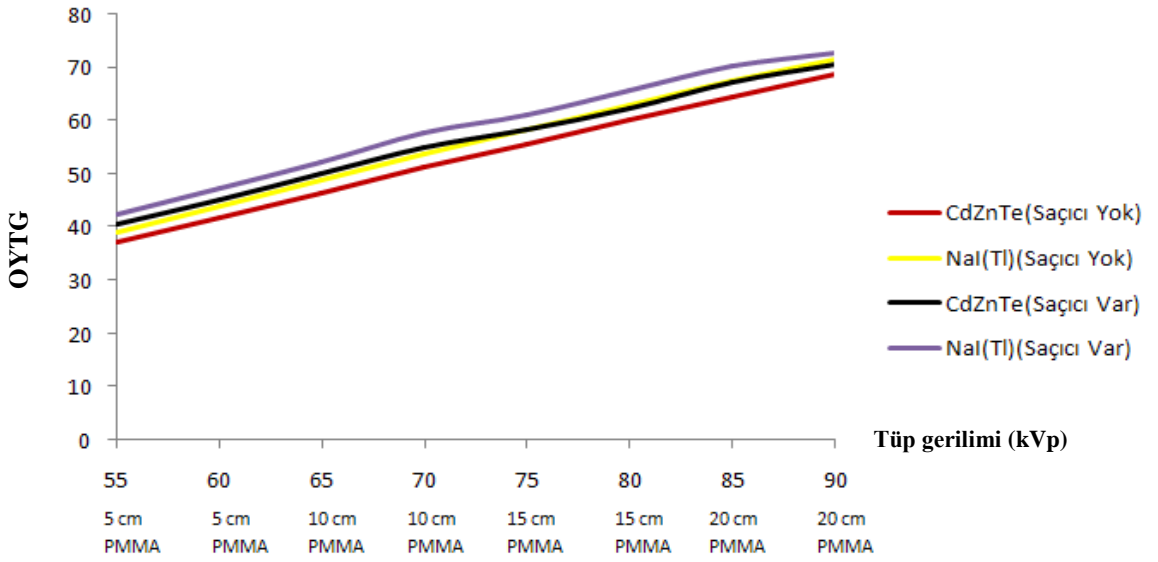
Çizelge 4.19 Farklı sayım dedektörleri kullanılarak toplanan spektrumların 70 kVp ve 1 mm bakıra karşı bulunan YYTG ve OYTG değerleri

YYTG (keV)		OYTG (keV)		Xcomp5r Ortalama Enerji* (keV)
CdZnTe	NaI(Tl)	CdZnTe	NaI(Tl)	
20,6	21,8	54,2	57,4	54,9

* Xcomp5r X-ışını simülasyon programından hesaplanmıştır.



Şekil 4.17 Farklı sayım dedektörlerinde kVp-YYTG ve kVp+saçıcı (PMMA)-YYTG ilişkisi



Şekil 4.18 Farklı sayım dedektörlerinde kVp-OYTG ve kVp+saçıcı (PMMA)-OYTG ilişkisi

4.4.2 Organ fantomlarındaki saçılan ışın etkisinin görüntüleme dedektörleri kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri ile incelenmesi

Çizelge 4.20 DRX dedektörü masa üstü konumundayken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-ışını Tüp Gerilimi kVp	PMMA Kalınlığı (cm)	mAs	Işınlama İndeksi (Exposure Index, EI)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	0,5	1022	1521±39	1428±38	6,10±0,14
55	5	0,8	1030	1343±37	1265±36	5,80±0,14
60	0	0,5	1113	1654±41	1566±40	5,31±0,14
60	5	0,63	1064	1389±37	1317±36	5,20±0,14
65	0	0,5	1202	1774±42	1692±41	4,60±0,13
65	10	0,63	1063	1153±34	1110±33	3,70±0,15
70	0	0,5	1274	1873±43	1795±42	4,16±0,13
70	10	0,5	1074	1177±34	1139±34	3,20±0,15
75	0	0,5	1354	1968±44	1894±44	3,77±0,13
75	15	0,8	1138	1164±34	1142±34	1,90±0,15
80	0	0,5	1424	2050±45	1979±45	3,45±0,13
80	15	0,5	1035	1069±33	1048±32	2,00±0,15
85	0	0,5	1485	2124±46	2055±45	3,25±0,13
85	20	1,0	1144	1129±34	1114±33	1,30±0,15
90	0	0,5	1546	2195±47	2130±46	2,96±0,13
90	20	0,8	1131	1123±34	1110±33	1,15±0,15

Çizelge 4.21 DRX dedektörü masa üstü konumundayken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-ışını Tüp Gerilimi kVp	PMMA Kalınlığı (cm)	mAs	Işınlama İndeksi (Exposure Index, EI)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	0,5	1022	1521±39	1444±38	5,08±0,14
55	5	0,8	1030	1343±37	1279±36	4,78±0,14
60	0	0,5	1113	1654±41	1582±40	4,32±0,15
60	5	0,63	1064	1389±37	1331±36	4,13±0,14
65	0	0,5	1202	1774±42	1709±41	3,66±0,13
65	10	0,63	1063	1153±34	1122±33	2,70±0,15
70	0	0,5	1274	1873±43	1811±43	3,31±0,13
70	10	0,5	1074	1177±34	1149±34	2,40±0,15
75	0	0,5	1354	1968±44	1909±44	3,01±0,13
75	15	0,8	1138	1164±34	1149±34	1,30±0,15
80	0	0,5	1424	2050±45	1992±45	2,84±0,13
80	15	0,5	1035	1069±33	1057±33	1,10±0,15
85	0	0,5	1485	2124±46	2069±45	2,59±0,13
85	20	1,0	1144	1129±34	1124±34	0,44±0,15
90	0	0,5	1546	2195±47	2144±46	2,30±0,13
90	20	0,8	1131	1123±34	1120±33	0,26±0,15

Çizelge 4.22 DRX dedektörü masa üstü konumundayken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

X-ışını Tüp Gerilimi kVp	PMMA Kalınlığı (cm)	mAs	Işınlama İndeksi (Exposure Index, EI)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	0,5	1022	1521±39	1466±38	3,61±0,14
55	5	0,8	1030	1343±37	1298±36	3,37±0,14
60	0	0,5	1113	1654±41	1604±40	3,01±0,13
60	5	0,63	1064	1389±37	1348±37	2,95±0,14
65	0	0,5	1202	1774±42	1728±42	2,57±0,13
65	10	0,63	1063	1153±34	1128±33	2,20±0,15
70	0	0,5	1274	1873±43	1831±43	2,25±0,13
70	10	0,5	1074	1177±34	1156±34	1,80±0,15
75	0	0,5	1354	1968±44	1929±44	1,97±0,13
75	15	0,8	1138	1164±34	1152±34	1,03±0,15
80	0	0,5	1424	2050±45	2013±45	1,81±0,13
80	15	0,5	1035	1069±33	1060±33	0,80±0,15
85	0	0,5	1485	2124±46	2088±46	1,66±0,13
85	20	1,0	1144	1129±34	1131±34	0,17±0,15
90	0	0,5	1546	2195±47	2164±47	1,41±0,13
90	20	0,8	1131	1123±34	1125±34	0,17±0,14

Çizelge 4.23 DRX dedektörü bucky konumunda iken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

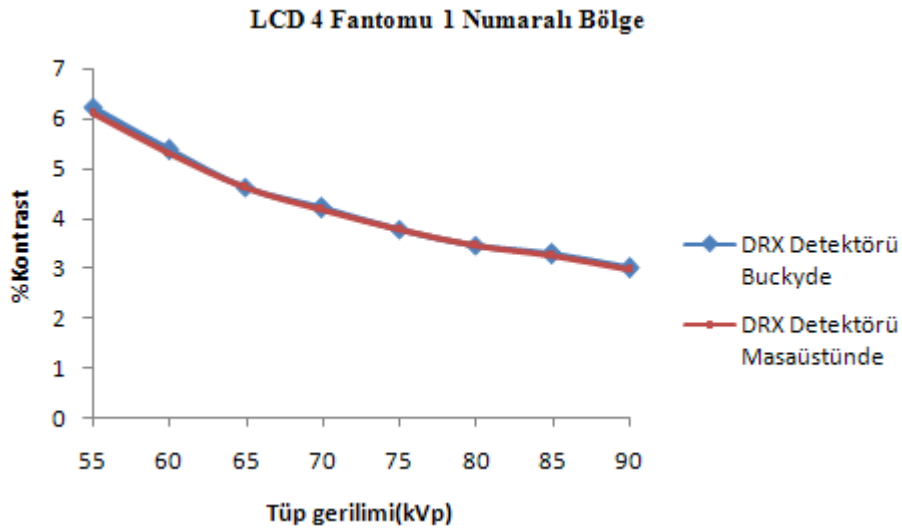
X-ışını Tüp Gerilimi kVp	PMMA Kalınlığı (cm)	mAs	Işınlama İndeksi (Exposure Index, EI)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	2,02	1026	1666±41	1562±40	6,22±0,14
55	5	4,0	987	1405±38	1320±36	5,98±0,14
60	0	1,58	1059	1718±42	1625±40	5,36±0,13
60	5	2,56	980	1398±37	1324±36	5,28±0,14
65	0	1,25	1080	1753±42	1672±41	4,62±0,13
65	10	5,12	985	1352±37	1300±36	3,80±0,14
70	0	1,0	1092	1771±42	1696±41	4,20±0,13
70	10	4,0	1022	1396±37	1346±37	3,55±0,14
75	0	0,8	1096	1776±42	1708±41	3,79±0,13
75	15	7,88	1107	1402±38	1371±37	2,17±0,14
80	0	0,64	1092	1770±42	1708±41	3,47±0,13
80	15	5,12	1052	1350±37	1320±36	2,15±0,15
85	0	0,5	1077	1741±42	1683±41	3,28±0,14
85	20	10	1117	1329±37	1308±36	1,53±0,13
90	0	0,5	1129	1817±43	1762±42	2,99±0,13
90	20	8,0	1128	1348±37	1329±37	1,39±0,14

Çizelge 4.24 DRX dedektörü bucky konumunda iken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

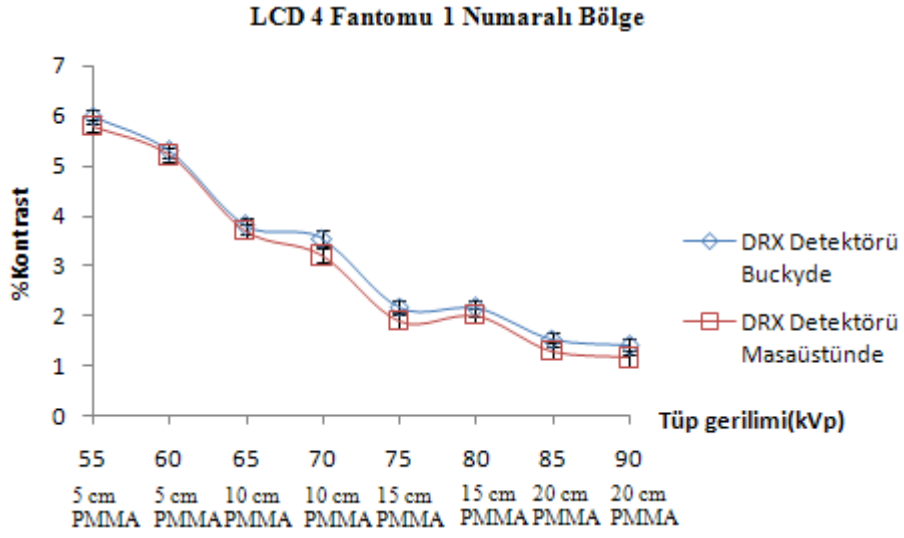
X-ışını Tüp Gerilimi kVp	PMMA Kalınlığı (cm)	mAs	Işınlama İndeksi (Exposure Index, EI)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	2,02	1026	1666±41	1579±40	5,18±0,13
55	5	4,0	987	1405±38	1336±37	4,89±0,14
60	0	1,58	1059	1718±42	1643±40	4,34±0,13
60	5	2,56	980	1398±37	1339±37	4,20±0,14
65	0	1,25	1080	1753±42	1688±41	3,68±0,13
65	10	5,12	985	1352±37	1311±36	2,97±0,14
70	0	1,0	1092	1771±42	1712±41	3,33±0,13
70	10	4,0	1022	1396±37	1358±37	2,66±0,14
75	0	0,8	1096	1776±42	1722±42	3,03±0,13
75	15	7,88	1107	1402±38	1381±37	1,48±0,14
80	0	0,64	1092	1770±42	1719±41	2,87±0,13
80	15	5,12	1052	1350±37	1332±36	1,28±0,14
85	0	0,5	1077	1741±42	1695±41	2,60±0,13
85	20	10	1117	1329±37	1322±36	0,52±0,14
90	0	0,5	1129	1817±43	1774±42	2,34±0,14
90	20	8,0	1128	1348±37	1343±37	0,32±0,14

Çizelge 4.25 DRX dedektörü bucky konumunda iken, Pattern modunda ve saçıcı (PMMA) kullanılarak LCD 4 fantomunun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

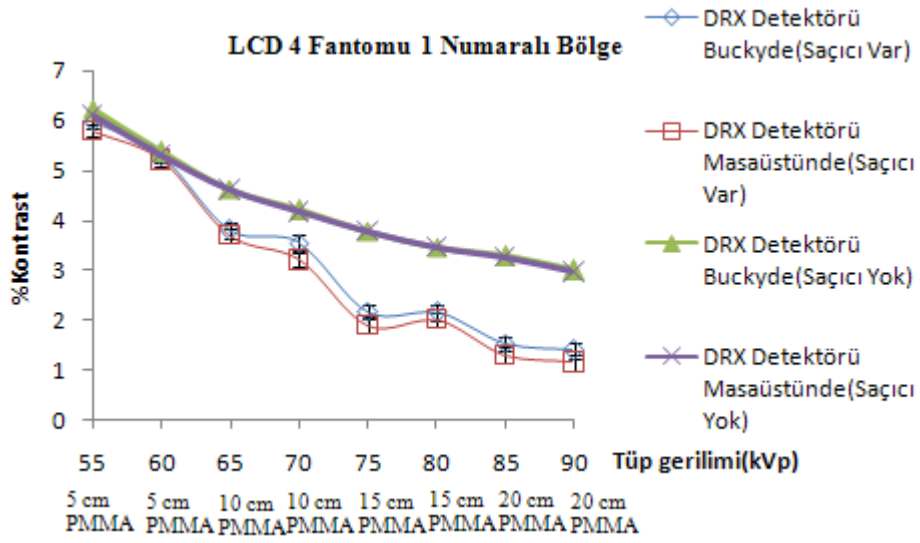
X-ışını Tüp Gerilimi kVp	PMMA Kalınlığı (cm)	mAs	Işınlama İndeksi (Exposure Index, EI)	Homojen Bölge (Sayım)	Lezyon Bölgesi (Sayım)	Kontrast (%)
55	0	2,02	1026	1666±41	1605±40	3,62±0,13
55	5	4,0	987	1405±38	1357±37	3,39±0,14
60	0	1,58	1059	1718±42	1665±41	3,04±0,13
60	5	2,56	980	1398±37	1356±37	2,98±0,14
65	0	1,25	1080	1753±42	1707±41	2,58±0,13
65	10	5,12	985	1352±37	1319±36	2,42±0,14
70	0	1,0	1092	1771±42	1730±42	2,26±0,13
70	10	4,0	1022	1396±37	1368±37	2,00±0,14
75	0	0,8	1096	1776±42	1740±42	1,99±0,12
75	15	7,88	1107	1402±38	1385±37	1,17±0,14
80	0	0,64	1092	1770±42	1737±42	1,83±0,13
80	15	5,12	1052	1350±37	1337±37	0,93±0,13
85	0	0,5	1077	1741±42	1711±41	1,68±0,14
85	20	10	1117	1329±37	1326±36	0,20±0,12
90	0	0,5	1129	1817±43	1791±42	1,41±0,13
90	20	8,0	1128	1348±37	1345±37	0,19±0,12



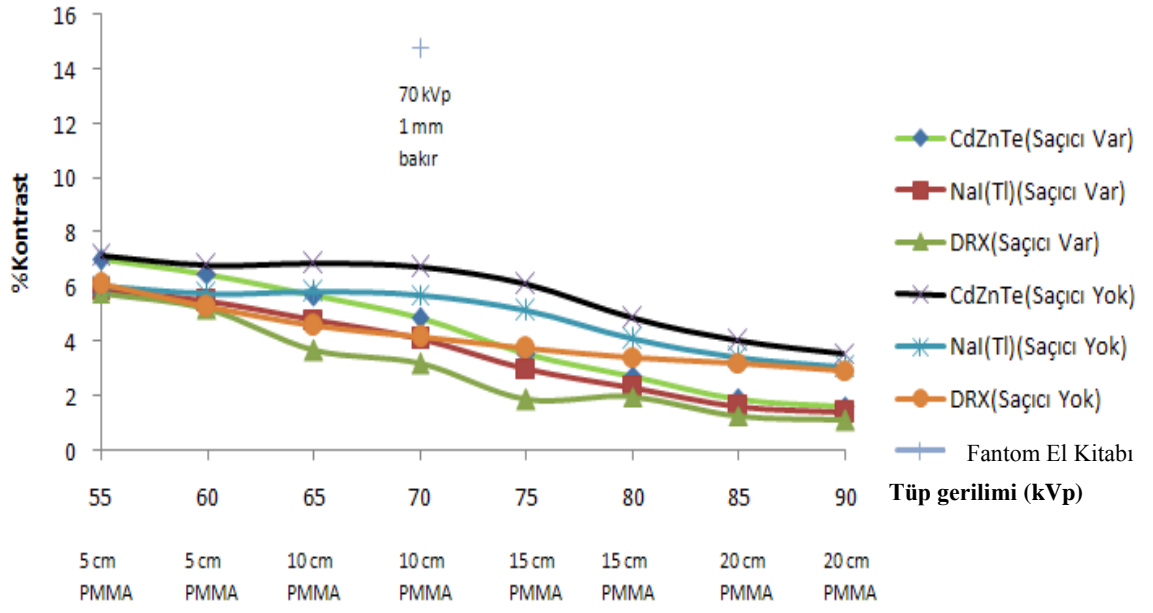
Şekil 4.19 DRX dedektörü farklı konumlarda iken kontrastın kVp ile değişimi



Şekil 4.20 DRX dedektörü farklı konumlarda iken kontrastın kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi



Şekil 4.21 DRX dedektörü farklı konumlarda iken kontrastın kVp ve kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi



Şekil 4.22 Farklı dedektörlerde kVp-kontrast ve kVp+saçıcı (PMMA)-kontrast ilişkisi

Çizelge 4.26 Farklı sistemler ve fantomlar kullanılarak LCD fantomunun 1 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

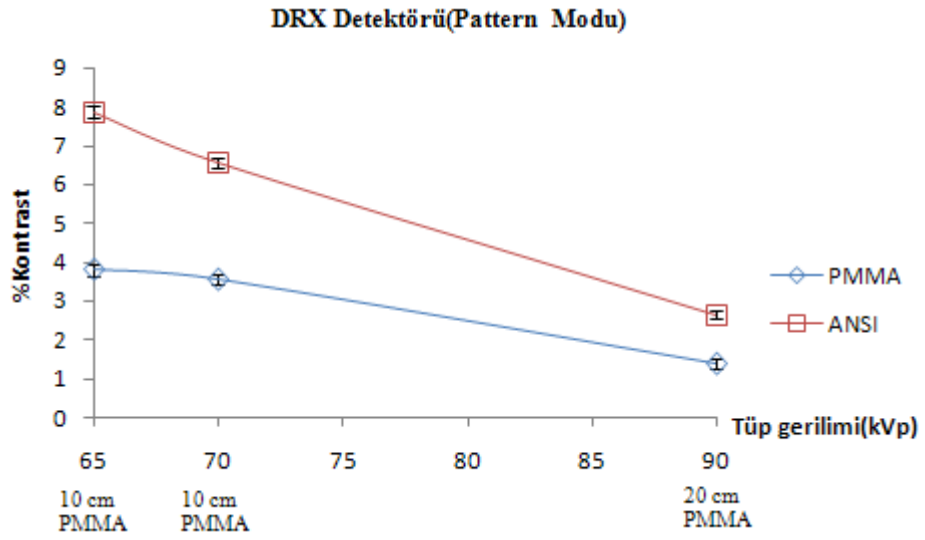
X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	DRX Buckyde Pattern Modu PMMA %Kontrast	DRX Masaüstünde Pattern Modu PMMA %Kontrast	DRX Buckyde Pattern Modu ANSI %Kontrast	NaI(Tl) PMMA %Kontrast	CdZnTe PMMA %Kontrast	DRX Buckyde İşlenmiş Görüntü Modu PMMA %Kontrast	DRX Buckyde İşlenmiş Görüntü Modu ANSI %Kontrast	Fantom El Kitabı (70 kVp 1 mm bakır) %Kontrast
55	0	6,22	6,1		6,08	7,18			
55	5	5,98	5,8		5,92	7,0			
60	0	5,36	5,31		5,78	6,8			
60	5	5,28	5,2		5,5	6,5			
65	0	4,62	4,6		5,85	6,9			
65	10	3,80	3,7	7,87 (5 cm PMMA+ 2 mm Al =8,5 cm PMMA)	4,83	5,7	27,1 Tibia Fibula AP (8,5 cm PMMA)	30,9 Tibia Fibula AP (5 cm PMMA+ 2 mm Al =8,5 cm PMMA)	
70	0	4,20	4,16		5,73	6,75			
70	10	3,55	3,2	6,57 (5 cm PMMA+ 2 mm Al =8,5 cm PMMA)	4,13	4,89	23,7 Tibia Fibula AP (8,5 cm PMMA)	27,3 Tibia Fibula AP (5 cm PMMA+ 2 mm Al =8,5 cm PMMA)	14,8
75	0	3,79	3,77		5,17	6,1			
75	15	2,17	1,9		3,04	3,59			
80	0	3,47	3,45		4,1	4,85			
80	15	2,15	2,0		2,33	2,75			
85	0	3,28	3,25		3,42	4,05			
85	20	1,53	1,3		1,61	1,9			
90	0	2,99	2,96		3,05	3,6			
90	20	1,39	1,15	2,65 (15 cm PMMA+ 3 mm Al =20 cm PMMA)	1,39	1,64	10,7 Skull Supine Ap (20 cm PMMA)	13,3 Skull Supine Ap (15 cm PMMA+ 3 mm Al =20 cm PMMA)	

Çizelge 4.27 Farklı sistemler ve fantomlar kullanılarak LCD fantomunun 2 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

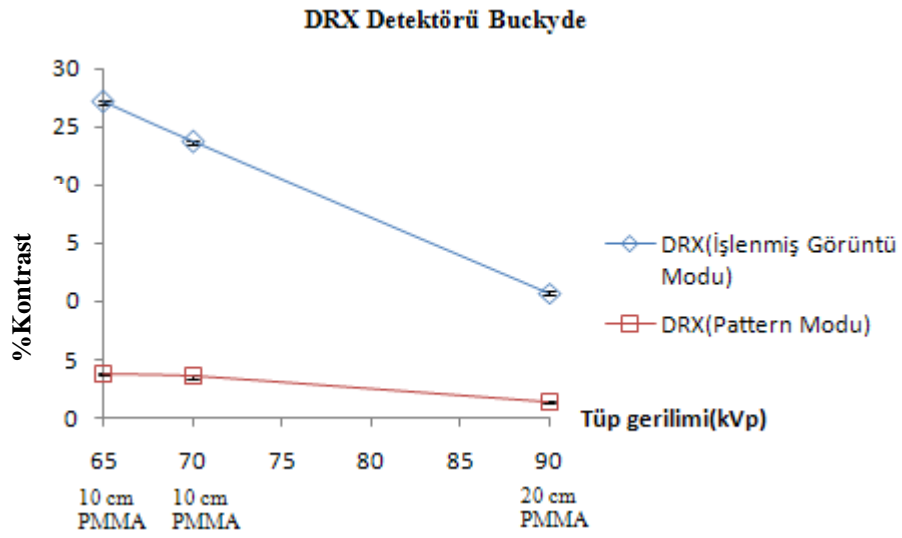
X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	DRX Buckyde Pattern Modu PMMA %Kontrast	DRX Masaüstünde Pattern Modu PMMA %Kontrast	NaI(Tl) PMMA %Kontrast	CdZnTe PMMA %Kontrast	DRX Buckyde İşlenmiş Görüntü Modu PMMA %Kontrast	DRX Buckyde İşlenmiş Görüntü Modu ANSI %Kontrast	Fantom El Kitabı (70 kVp 1 mm bakır) %Kontrast
55	0	5,18	5,08	5,15	6,1			
55	5	4,89	4,78	4,85	5,79			
60	0	4,34	4,32	4,73	5,59			
60	5	4,20	4,13	4,47	5,3			
65	0	3,68	3,66	4,66	5,49			
65	10	2,97	2,7	3,74	4,45	23,7 Tibia Fibula AP (8,5 cm PMMA)	26,9 Tibia Fibula AP (5 cm PMMA+ 2 mm Al =8,5 cm PMMA)	
70	0	3,33	3,31	4,53	5,35			
70	10	2,66	2,4	3,16	3,75	20,4 Tibia Fibula AP (8,5 cm PMMA)	23,4 Tibia Fibula AP (5 cm PMMA+ 2 mm Al =8,5 cm PMMA)	12,8
75	0	3,03	3,01	4,24	4,99			
75	15	1,48	1,3	2,31	2,75			
80	0	2,87	2,84	3,39	4,0			
80	15	1,28	1,1	1,71	2,02			
85	0	2,60	2,59	2,74	3,25			
85	20	0,52	0,44	0,71	0,82			
90	0	2,34	2,3	2,36	2,8			
90	20	0,32	0,26	0,63	0,74	8,1 Skull Supine Ap (20 cm PMMA)	11,3 Skull Supine Ap (15 cm PMMA+ 3 mm Al =20 cm PMMA)	

Çizelge 4.28 Farklı sistemler ve fantomlar kullanılarak LCD fantomunun 3 numaralı bölgesinden hesaplanan kontrast değerleri

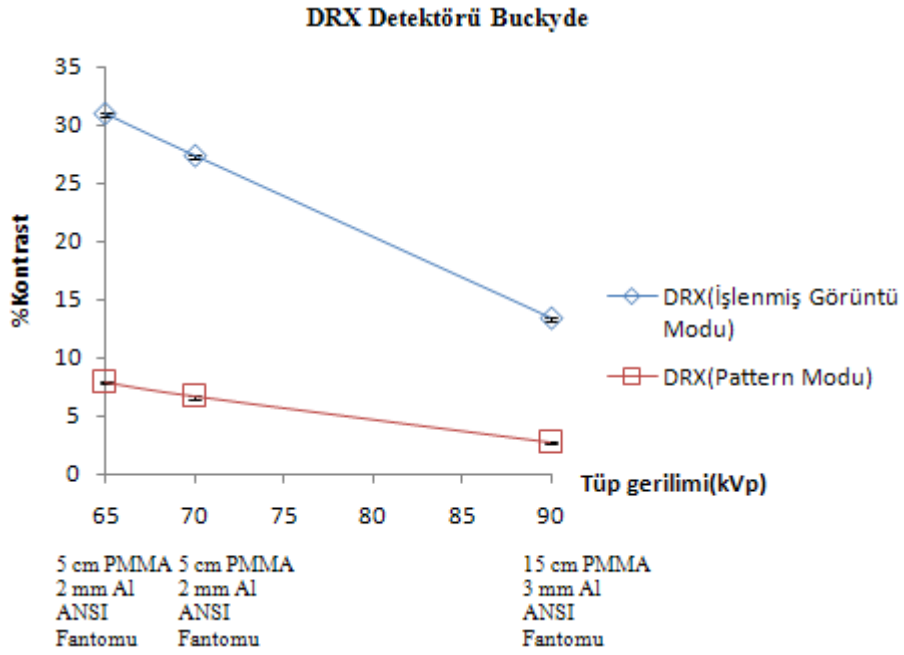
X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	DRX Buckyde Pattern Modu PMMA %Kontrast	DRX Masaüstünde Pattern Modu PMMA %Kontrast	NaI(Tl) PMMA %Kontrast	CdZnTe PMMA %Kontrast	DRX Buckyde İşlenmiş Görüntü Modu PMMA %Kontrast	DRX Buckyde İşlenmiş Görüntü Modu ANSI %Kontrast	Fantom El Kitabı (70 kVp 1 mm bakır) %Kontrast
55	0	3,62	3,61	3,64	4,3			
55	5	3,39	3,37	3,41	4,05			
60	0	3,04	3,01	3,26	3,87			
60	5	2,98	2,95	3,1	3,69			
65	0	2,58	2,57	3,23	3,82			
65	10	2,42	2,2	2,4	2,83	17,5 Tibia Fibula AP (8,5 cm PMMA)	20,3 Tibia Fibula AP (5 cm PMMA+ 2 mm Al =8,5 cm PMMA)	
70	0	2,26	2,25	3,16	3,73			
70	10	2,0	1,8	1,83	2,18	15,2 Tibia Fibula AP (8,5 cm PMMA)	17,5 Tibia Fibula AP (5 cm PMMA+ 2 mm Al =8,5 cm PMMA)	10,9
75	0	1,99	1,97	2,75	3,27			
75	15	1,17	1,03	1,33	1,59			
80	0	1,83	1,81	2,09	2,49			
80	15	0,93	0,8	0,89	1,05			
85	0	1,68	1,66	1,69	1,99			
85	20	0,20	0,17	0,32	0,39			
90	0	1,41	1,41	1,45	1,72			
90	20	0,19	0,17	0,22	0,28	5,3 Skull Supine Ap (20 cm PMMA)	7,4 Skull Supine Ap (15 cm PMMA+ 3 mm Al =20 cm PMMA)	



Şekil 4.23 DRX dedektörü buckyde iken farklı fantomlar kullanılarak hesaplanan kontrast değerlerinin kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi



Şekil 4.24 DRX dedektörünün yazılımında farklı modlar seçilerek hesaplanan kontrast değerlerinin kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi



Şekil 4.25 DRX dedektörünün yazılımında farklı modlar seçilerek hesaplanan kontrast değerlerinin kVp+saçıcı (ANSI fantomu) ile değişimi

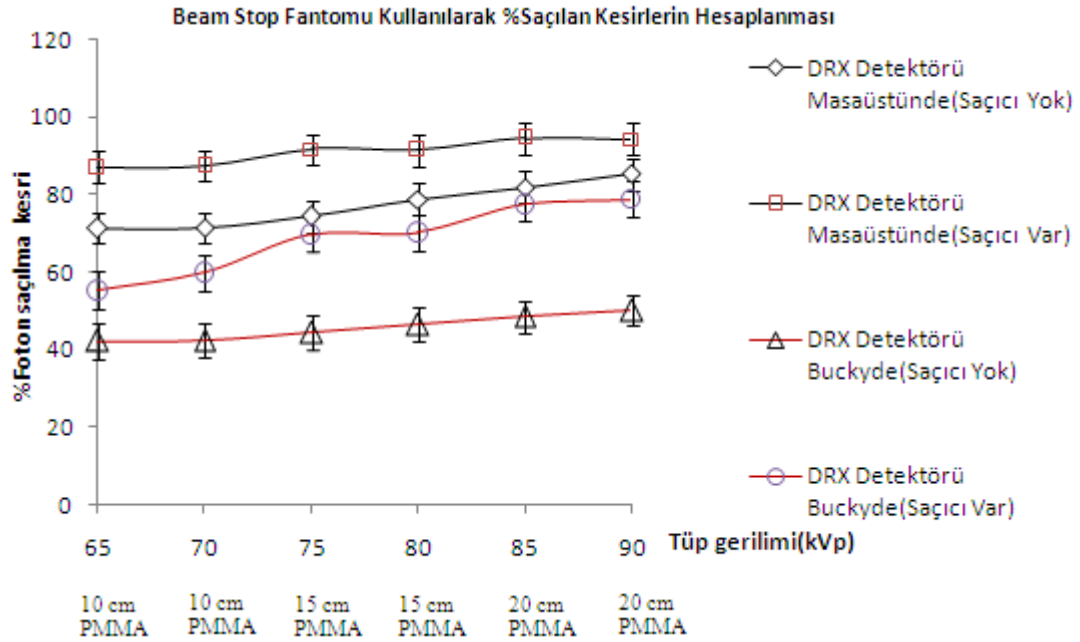
4.5 Farklı teknikler kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerleri

Çizelge 4.29 DRX dedektörü masaüstüdeyken demet durdurucu (Beam Stop) fantom kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	mAs	PMMA Kalınlığı (cm)	Işınlama İndeksi (Exposure Index, EI)	Homojen Bölge (Sayım)	Kurşun Bölgesi (Sayım)	Foton Saçılma Kesri (%)
65	0,8	10	1051	1313±36	1141±34	86,9±4,1
70	0,63	10	1063	1332±37	1163±34	87,3±4,0
75	1,0	15	1117	1314±36	1205±35	91,7±3,9
80	0,63	15	1022	1222±35	1117±33	91,4±4,1
85	1,25	20	1129	1284±36	1211±35	94,4±4,0
90	1,0	20	1115	1278±36	1206±35	94,3±4,0

Çizelge 4.30 DRX dedektörü buckyde iken demet durdurucu (Beam Stop) fantom kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	mAs	PMMA Kalınlığı (cm)	Işınlama İndeksi (Exposure Index, EI)	Homojen Bölge (Sayım)	Kurşun Bölgesi (Sayım)	Foton Saçılma Kesri (%)
55	1,25	0	1072	1578±40	661±26	41,9±4,6
55	2,5	5	985	1326±36	616±25	46,5±4,9
60	0,8	0	1043	1534±39	631±25	41,1±4,7
60	1,6	5	971	1311±36	619±25	47,2±4,9
65	0,64	0	1069	1566±40	659±25	42,1±4,6
65	2,56	10	965	1171±34	645±25	55,1±4,9
70	0,5	0	1067	1562±40	661±26	42,3±4,6
70	2,5	10	1076	1299±36	775±28	59,7±4,5
75	0,5	0	1143	1663±41	737±27	44,3±4,4
75	5,0	15	1161	1275±36	888±30	69,6±4,4
80	0,5	0	1213	1753±42	815±29	46,5±4,2
80	3,2	15	1097	1218±35	854±29	70,1±4,5
85	0,5	0	1282	1836±43	889±30	48,4±4,1
85	6,25	20	1160	1193±35	922±30	77,3±4,3
90	0,5	0	1344	1910±44	957±31	50,1±4,0
90	5,0	20	1167	1229±35	968±31	78,8±4,3

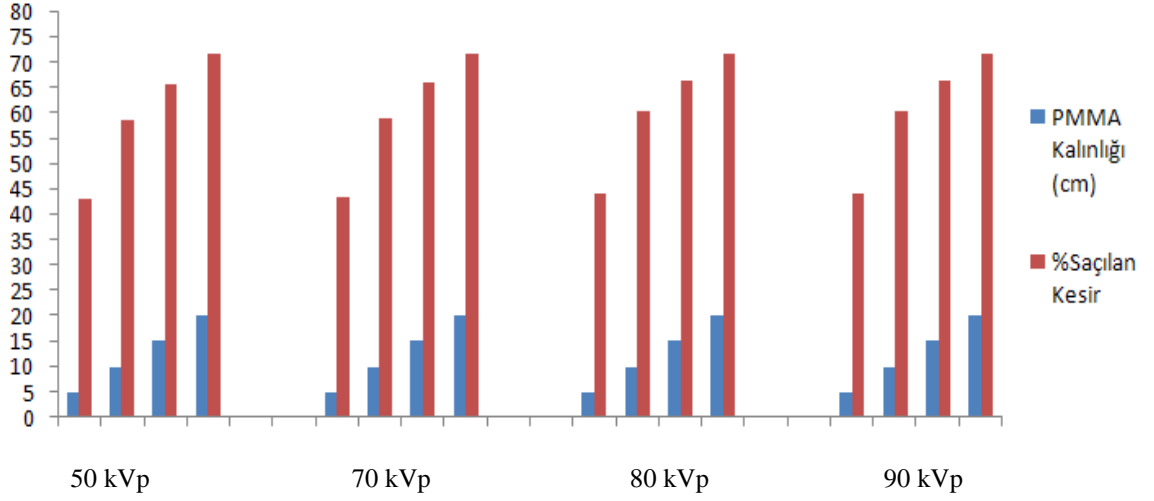


Şekil 4.26 DRX dedektörü farklı konumlardayken demet durdurucu (Beam Stop) fantom kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerlerinin kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi

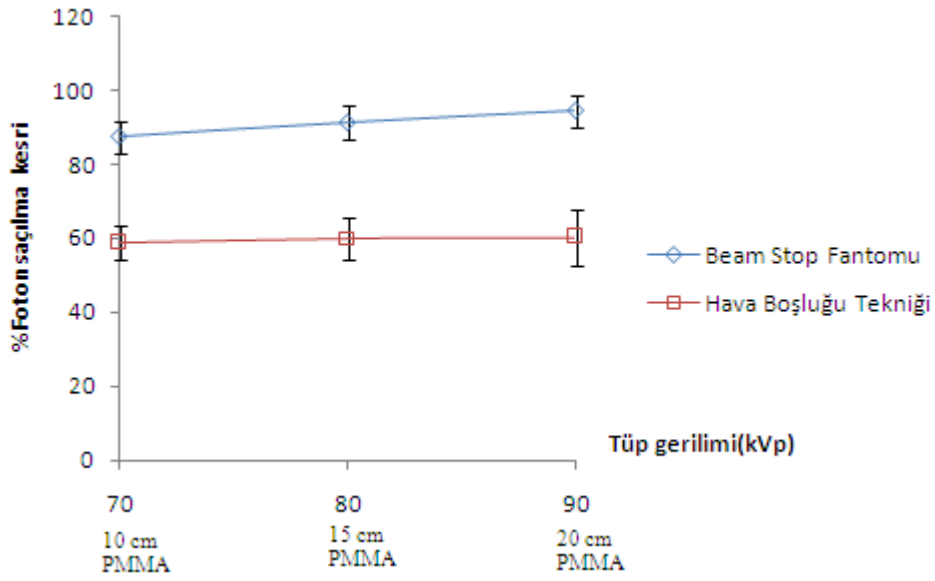
Çizelge 4.31 PTW marka iyon odası ve hava boşluğu tekniği kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerleri

X-Işını Tüp Gerilimi (kVp)	PMMA Kalınlığı (cm)	Primer Doz (μGy)	Ters Kare Faktörü *	Ters Kare Düzeltmesi Yapılan Primer Doz (μGy)	Toplam Doz (μGy)	Saçılan Doz (μGy)	Foton Saçılma Kesri (%)
50	5	39,92	19,4	774,5	1361±37	586,5±24	43,1±4,9
	10	8,85	19,4	171,7	414±20	242,3±16	58,5±8,1
	15	2,17	19,4	42,1	121,5±11	79,4±9	65,4±14,4
	20	0,54	19,4	10,5	36,7±6	26,2±5	71,4±25,6
70	5	106,5	19,4	2066	3650±60	1584±40	43,4±3,0
	10	28,62	19,4	555,2	1347±37	791,8±28	58,8±4,5
	15	8,39	19,4	162,8	478,5±22	315,7±18	66,0±7,3
	20	2,55	19,4	49,5	173,4±13	123,9±11	71,5±11,8
80	5	148,8	19,4	2886,3	5145±72	2258,7±48	43,9±2,5
	10	41,55	19,4	806,0	2020±45	1214±35	60,1±3,6
	15	13,28	19,4	257,6	760±28	502,4±22	66,1±5,7
	20	4,28	19,4	83,0	290,7±17	207,7±14	71,5±9,1
90	5	197,4	19,4	3830,4	6840±83	3009,6±55	44,0±2,2
	10	57,9	19,4	1123,9	2824±53	1700,1±41	60,2±3,1
	15	19,28	19,4	374,1	1110±33	735,9±27	66,3±4,8
	20	6,43	19,4	124,8	441±21	316,2±18	71,7±7,4

* 19,4 = $(\text{---})^2$ (Şekil 3.19 ve Şekil 3.20)



Şekil 4.27 PTW marka iyon odası ve hava boşluğu tekniği kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerlerinin kVp+saçıcı (PMMA) ile değişimi



Şekil 4.28 Foton saçılma kesri değerlerinin farklı tekniklere göre değişimi

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

%47 glandüler %53 yağ dokuya sahip plakanın ve alüminyumun mamografik enerji aralığında (20-35 kVp), Mo-Mo hedef-filtre kombinasyonunda azalım katsayılarını elde etme amacıyla toplanan spektrumların, hassas bir şekilde ölçülmesi için CdTe yarıiletken dedektörü kullanılmıştır. CdTe yarıiletken dedektörünün enerji ayırma gücü yüksek olduğu için **Şekil 4.1** ve **Şekil 4.3**'te elde edilen spektrumlarda molibdenin karakteristik pikleri ($K\alpha_1$ ve $K\beta_1$) ayırık enerjilerde görülmektedir. %47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip plakanın azalım katsayısı hesaplanırken molibden filtrenin soğurma bandı 20 keV olduğu için filtre, 20 keV üzerinde gelen Bremsstrahlung spektrumunun birçoğunu azalıma uğratacaktır. Bu yüzden spektrumların 20 keV'de kesildiği görülmektedir. Arka arkaya 5 ışınlama yapılarak spektrumların toplanmasının nedeni ise sayım istatistiğini arttırmaktır.

%47 glandüler+%53 yağ dokuya sahip plakanın, alüminyumun ve PMMA malzemesinin azalım katsayılarını elde etmek için çizilen $\ln(I/I_0)$ -kalınlık grafiklerinin (**Şekil 4.2**, **Şekil 4.4** ve **Şekil 4.5**) eğimi Beer-Lambert transmisyon yasasına göre ($I=I_0e^{-\mu x}$) doğrusal azalım katsayısını (μ (cm^{-1})) verir. Bu grafiklerden %47 glandüler %53 yağ dokuya sahip plakanın azalım katsayısı $0,64 \text{ cm}^{-1}$, alüminyumun azalım katsayısı $20,6 \text{ cm}^{-1}$ ve PMMA malzemesinin azalım katsayısı $0,311 \text{ cm}^{-1}$ olarak bulunmuştur. R^2 değerlerinin (sırasıyla 0,9927, 0,996 ve 0,993) 1'e çok yakın çıkması ise eğrilerin beklenildiği gibi lineer olduğunun bir kanıtıdır. Çizilen grafiklerin sonucunda bulunan azalım katsayıları değerlerinde ortaya çıkan hataların sebeplerinden bir tanesi kullanılan malzemelerin muhtemelen homojen olmamasıdır. Diğer bir sebep ise azalım katsayılarının hesaplanmasında çok enerjili (polikromatik) radyasyon (X-ışını) kullanılmasıdır. NIST'ta verilen kütle azalım katsayıları 3.2.2.2 bölümünde bahsedildiği gibi tek enerjili (monokromatik) değerlere karşılık gelir. Bu sebeple spektrumların ortalama enerjileri kullanılmıştır. Sonuçta bütün X-ışın fotonları bu enerjide olmadıkları için bulunan azalım katsayıları değerlerinde %3-%29 arasında değişen fark ortaya çıkmıştır. Bu farkın bir nedeni de X-ışını saçılmaları nedeniyle doz birikim faktörü, B (build up) katkısı olacaktır. Bu durumda azalım katsayısının Beer-Lambert yasasını, foton şiddetinin belirli tabakalar eklenerek zayıflatılması için şeklinde modifiye ederek uygulama gereği ortaya çıkmaktadır.

Diagnostik enerji aralığında (40-100 kVp) IEC 61267 standardında tanımlı RQR demet kalitelerinin elde edilmiş ve demet özellikleri **Çizelge 4.3**'te verilmiştir. Nominal ve ölçülen kVp değerleri arasındaki fark IEC tarafından belirlenmiş olan kabul sınırları içerisindedir ($\pm \%1,5$). Nominal ve ölçülen 1.HVL değerleri arasındaki fark da IEC tarafından belirlenmiş olan kabul sınırları içerisindedir ($\pm 0,1$ mm). Nominal ve ölçülen homojenlik katsayıları arasındaki fark da IEC tarafından homojenlik katsayısı için belirlenmiş olan $\pm 0,03$ kabul sınırının içindedir. Bu sonuçlara göre, eldeki ışınlama ve ölçme donanımıyla standarda uygun demet kaliteleri elde edilebilmektedir.

Kurşun tiroid koruyucunun kurşun eşdeğerinin hesaplanması için 80 kVp ve 100 kVp için ayrı ayrı çizilen grafiklerde (Şekil 4.6 ve Şekil 4.7) ölçülen doz değerlerinin artan kalınlıkla yukarıda bahsedilen Beer-Lambert yasasına göre beklenildiği gibi üstel olarak azaldığı görülmüştür. Kurşun tiroid koruyucunun kurşun eşdeğerinin hesaplanması için X-ışın tüpü ile dedektör arasına referans kurşun malzemeler yerleştirilerek alınan K_e doz ölçüm değerleri (Çizelge 4.6) ve X-ışın tüpü ile dedektör arasına kurşun tiroid koruyucu yerleştirilerek alınan K_e doz ölçüm değerleri (Çizelge 4.7) incelenecek olursa; aynı kurşun kalınlığı, X-ışını tüp gerilimi ve toplam filtrasyon değerlerinde X-ışın tüpü ile dedektör arasında kurşun tiroid koruyucu varken ölçülen doz değerleri, referans kurşun varken ölçülen doz değerlerinden biraz daha düşük (80 kVp tüp gerilimi için 3,52 μ Gy, 100 kVp tüp gerilimi için 13,8 μ Gy) çıkmıştır. Buradan kurşun tiroid koruyucunun kurşun eşdeğerinin 0,5 mm Pb'den biraz daha fazla çıkacağı sonucuna varılabilir. Sonuç olarak da kurşun tiroid koruyucunun kurşun eşdeğeri, 3.2.2.3 bölümünde açıklandığı gibi, Çizelge 4.7'deki ölçülen K_e doz değerleri Şekil 4.6 ve Şekil 4.7'deki grafiklerin denklemlerinde yerine konularak 0,53 mm Pb olarak hesaplanmıştır.

80 ve 100 kVp tüp gerilimleri için kurşun tiroid koruyucunun azalım oranları sırasıyla 24,5 ve 10,6 olarak hesaplanmıştır (Çizelge 4.8). Yani, kurşun tiroid koruyucu üzerine gelen X-ışın fotonlarının sırasıyla %75,5 ve %89,4'ü kurşun tiroid koruyucu tarafından soğurulmuş ve bu fotonların geriye kalan %24,5 ve %10'u malzemeyi geçerek dedektöre ulaşmıştır.

Kurşun tiroid koruyucunun azalım özellikleri belirlenirken son olarak 2.2.2.1.2 bölümünde tanımlanan K_c , K_{oc} , K_{is} ve K_s doz değerleri ölçülmüştür (Çizelge 4.9). Şekil 2.8'de gösterilen geniş demet geometrisi incelenecek olursa bu parametrelerin ölçümü, çevreden gelecek olan saçılan ışın miktarının ölçüm sonuçlarını ne derece etkilediğinin anlaşılması açısından önemlidir. Ölçülen parametreler TS EN 61331-1 standardında belirtilen kabul sınırlarının içindedir. Bu sebeple kullanılan ölçüm sisteminin ve kullanılan donanımın standarda uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Çalışmanın ikinci aşamasında saçılan ışınların X-ışın spektrumunu ne kadar etkilediği araştırılmıştır. Bu amaçla LCD 4 (Low Contrast Detail) fantomu üzerinde farklı demet kalitelerinde fantomun homojen bölgesine göre soğurma özellikleri farklı olan 3 küçük bölgeden X-ışınlarının geçirgenlikleri ölçülmüştür. 70 kVp ve 1 mm bakır kullanılarak sayım dedektörlerinden (CdZnTe, NaI(Tl)) toplanan spektrumlardan ölçülen kontrast (homojen bölgeye göre X-ışın soğurma yüzdesi) değerleri ve LCD 4 fantomunun manualinde 70 kVp ve 1 mm bakır için kontrast değerleri (belirli demet kalitesinde maksimum kontrastın elde edileceği değerler) Çizelge 4.13 ve Çizelge 4.17'de verilmiştir. Fantom el kitabındaki 1 ve 2 numaralı bölge arasındaki kontrast farkı %13,5, bu bölgeler için hesaplanan kontrast değerleri arasındaki fark ise %11,2'dir. Ancak fantom el kitabındaki 2 ve 3 numaralı bölge arasındaki kontrast farkı %14,8 iken bu bölgeler için hesaplanan kontrast değerleri arasındaki fark %47'dir. Bu kadar büyük bir farkın çıkmasının nedeni ise fantomun 1 numaralı bölgesinden 3 numaralı bölgesine gidildikçe malzemeler arası yoğunluk farkı azaldığı için X-ışın demet giriciliği artacak ve bunun sonucunda lezyon bölgesinden elde edilen sayım değerleriyle homojen bölgeden elde edilen sayım değerleri birbirine yaklaşacağından, Eşitlik 3.5'e göre 2 ve 3 numaralı bölgelerden elde edilen kontrast değerleri arasındaki fark daha fazla olacaktır. Ayrıca fantom el kitabında verilen kontrast değerlerinin sayım dedektörlerinden elde edilen kontrast değerlerinden yaklaşık %70-%80 arasında değişen oranlarda daha fazla olduğu görülmüştür. Bu kadar büyük bir farkın çıkmasının sebebi ise; fantom el kitabında verilen kontrast değerlerinin, lezyon ve homojen bölge malzemelerinin kütle azalım katsayılarından hesaplanmasıdır. X-ışın spektrumlarını etkileyen bir çok sebep olduğundan (örneğin saçılan ışınlar, dedektörün enerji ayırma gücü), sayım

dedektörlerinden hesaplanan kontrast değerleri fantom el kitabında verilen kontrast değerlerinden daha az çıkmıştır.

LCD 4 fantomundan obje kontrastlarının hesaplanması için CdZnTe yarıiletken dedektörü ve NaI(Tl) sintilasyon dedektöründen spektrumlar toplanmıştır (Şekil 4.8 ve Şekil 4.9). Her iki dedektörün de enerji ayırma gücü düşük olduğu için X-ışın tüpü hedef maddesi olan tungstenin karakteristik piki ($K\alpha_1 = 69 \text{ keV}$) ayrık enerjide görülmemektedir. Bu sonuca bağlı olarak kullanılan CdZnTe yarıiletken dedektörünün ve NaI(Tl) sintilasyon dedektörünün X-ışın spektrometresi için uygun olmadığı sonucuna varılmıştır.

Farklı sayım dedektörleri kullanılarak LCD 4 fantomunun 1, 2 ve 3 numaralı bölgelerinden toplanan spektrumlar aracılığıyla hesaplanan kontrast değerlerinin X-ışın tüp gerilimiyle değişimini incelemek amacıyla çizilen grafiklerde (Şekil 4.10, Şekil 4.11 ve Şekil 4.12), X-ışın tüp gerilimi arttıkça kontrast değerlerinin azaldığı görülmektedir. Bunun sebebi artan gerilim değerleriyle Compton etkileşmelerinin artması sonucu saçılan ışınların artmasıdır. LCD 4 fantomunun daha yoğun olan 1 numaralı bölgesinden daha az yoğun 3 numaralı bölgesine gidildikçe kontrast değerlerinin azalmasının nedeni bu yoğunluk farkının azalmasıdır. Yoğunluk azaldıkça malzemedeki daha çok X-ışın fotonu geçecek ve bu durum homojen bölge sayımlarıyla lezyon bölge sayımlarını birbirine yaklaştıracak için Eşitlik 3.5'e göre kontrast değerleri azalacaktır. CdZnTe yarıiletken dedektörü kullanılarak hesaplanan kontrast değerlerinin NaI(Tl) sintilasyon dedektörü kullanılarak hesaplanan kontrast değerlerinden daha fazla çıkmasının nedenlerinden bir tanesi NaI(Tl) dedektörünün enerji ayırma gücünün CdZnTe dedektöründen daha düşük olmasıdır. Bir diğer neden ise NaI(Tl) dedektörünün sintilasyon dedektörü olması sebebiyle, dedektörde fotoelektrik etkileşme sonucu oluşan ışık fotonlarının kaybı sonucu oluşan doğrusallık (lineerite) sorunudur.

Farklı sayım dedektörleri kullanılarak LCD 4 fantomunun 1, 2 ve 3 numaralı bölgelerinden toplanan spektrumlar aracılığıyla hesaplanan kontrast değerlerinin artan X-ışın tüp gerilimleri ve saçıcı kalınlıkları ile değişimini incelemek amacıyla çizilen grafiklerde (Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15 ve Şekil 4.16) artan tüp gerilimi ve saçıcı

kalınlığı değerleriyle kontrast değerlerinin azaldığı görülmektedir. Bunun nedeni; PMMA malzemesi doku eşdeğeri olduğundan bünyesinde çok fazla elektron barındırır. Bu elektron kontaminasyonu yüzünden PMMA, insan vücudu gibi oldukça saçıcı bir malzemedir. Grafikler incelendiğinde 75 kVp'den sonra sayım dedektörlerinden hesaplanan kontrast değerlerinin birbirlerine yaklaŐtıęı görülmektedir. Bunun nedeni ise hesaplanan kontrast değerlerine X-ışın tp geriliminden daha çok saçıcı malzeme kalınlığının etkisi gibi görülmektedir. Şekil 4.10, Şekil 4.11 ve Şekil 4.12'de artan X-ışın tp gerilimleriyle hesaplanan kontrast değerleri sonucu elde edilen eğriler arasındaki fark, Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15 ve Şekil 4.16'daki grafikler kadar az değildir. Bu yüzden saçıcı kalınlığı etkisinin 75 kVp'den sonra daha fazla olduğu söylenebilir. Belirli bir enerji ve saçıcı kalınlığından (80 kVp 15 cm PMMA) sonra CdZnTe ve NaI(Tl) sayım dedektörleri kullanılarak hesaplanan kontrast değerleri arasında belli bir fark görülmemektedir. Bu nedenle belirli bir enerji ve saçıcı kalınlığından itibaren kontrast değerlerindeki değişimin kullanılan sayım dedektörlerinin özelliklerinden bağımsız olduğu sonucuna varılmıştır.

Saçılan ışınların X-ışın spektrumuna etkisinin araŐtırılmasında bir diğer yöntem fotopiklere ait YYTG ve OYTG değerlerinin ölçülmesidir. Farklı sayım dedektörlerinde artan X-ışın tp gerilimi ve saçıcı kalınlıklarıyla YYTG değerlerinin değişimini incelemek amacıyla toplanan spektrumlar sonucu elde edilen grafikte (Şekil 4.17) kVp değerleri artıkça YYTG değerlerinin de arttığı görülmektedir. Bunun sebebi, YYTG $\sim 2,35 \bar{N}$ ifadesine eşittir. Burada N foton sayısıdır. X-ışın tp gerilimi arttığında foton sayısı gerilimin üst kuvvetiyle arttığından YYTG değerleri de buna bağlı olarak artacaktır (Knoll 2000). Saçıcı kalınlığı arttığında YYTG değerlerinin az da olsa azaldığı görülmektedir. Bunun sebebi ise; artan saçıcı kalınlığıyla saçılan ışın miktarının artmasıdır. Saçılan ışınlar düşük enerjili olduklarından X-ışın demetinin ortalama enerjisi azalacağı için YYTG değerleri azalacaktır.

Farklı sayım dedektörlerinde artan X-ışın tp gerilimi ve saçıcı kalınlıklarıyla OYTG değerlerinin değişimini incelemek amacıyla toplanan spektrumlar sonucu elde edilen grafik, Şekil 4.18'de verilmiştir. OYTG değerlerindeki artış, spektrumun Compton

kenarının fotopike daha çok girmesi anlamı taşıdığı için kVp ve saçıcı kalınlığı arttıkça saçılan ışın miktarı artacağından OYTG değerlerinin arttığı görülmüştür.

Saçılan ışınların X-ışın spektrumunu nasıl etkilediği geniş alan (flat panel) dedektör kullanılarak da araştırılmıştır. DRX dedektörünün buckyde ve masaüstünde olması durumunda kontrast değerlerindeki değişimin incelenmesi amacıyla ölçülen değerler sonucu çizilen grafikler Şekil 4.19, Şekil 4.20 ve Şekil 4.21’te gösterilmiştir. Şekil 4.19’da DRX dedektörü masaüstü ve buckyde ve saçıcı kalınlığı yok iken elde edilen kontrast değerlerinin hemen hemen aynı olduğu görülmüştür. Bunun nedeni ise ortamda hiçbir saçıcı etkisinin olmamasıdır. Şekil 4.20’de DRX dedektörü masaüstü ve buckyde iken hesaplanan kontrast değerlerinin kVp ve saçıcı kalınlığıyla (PMMA) değişimi görülmektedir. Elde edilen sonuçlarda DRX dedektörü buckyde iken elde edilen kontrast değerlerinin daha fazla olduğu görülmüştür. Bunun nedeni buckyde bulunan, yapısında kurşun gibi yüksek atom numaralı malzeme olan gridin dedektöre ulaşan saçılan ışınların büyük bir kısmını soğurmasıdır.

Farklı sistemler kullanılarak LCD 4 fantomundan hesaplanan kontrast değerlerini karşılaştırmak amacıyla çizilen grafikte (Şekil 4.22), CdZnTe dedektörü kullanılarak hesaplanan kontrast değerlerinin NaI(Tl) dedektörü kullanılarak hesaplanan kontrast değerlerinden fazla çıktığı görülmüştür. DRX dedektörü kullanılarak hesaplanan kontrast değerlerinin CdZnTe ve NaI(Tl) sayım dedektörleri kullanılarak hesaplanan değerlerden daha az çıkmasının nedeni ise; sayım dedektörlerinin ölçüm geometrisinde dedektörlerin önünde ortasına 5 mm çapında delik açılan kurşun blok olması ve bunun sonucunda saçılan ışın etkisinin azaltılmasıdır.

DRX dedektörü kullanılarak LCD fantomunun, çeşitli kalınlıklarda PMMA ve ANSI fantomunun arasına konulduğunda hesaplanan kontrast değerlerindeki değişimin incelenmesi amacıyla çizilen grafikte (Şekil 4.23) ANSI fantomu kullanıldığında kontrast değerlerinin daha fazla çıkmasının sebebi; ANSI fantomunda bulunan PMMA’ların arasında alüminyum olmasından dolayı, ANSI fantomunda bulunan PMMA kalınlığı yani saçıcı kalınlığı diğerine oranla daha azdır.

DRX dedektörünün yazılımından farklı modlar seçildiğinde elde edilen kontrast değerlerini karşılaştırmak amacıyla çizilen grafiklerde (Şekil 4.24 ve Şekil 4.25); yazılımda işlenmiş görüntü modu (tibia-fibula, skull) seçildiğinde elde edilen kontrast değerlerinin pattern modu seçildiğinde elde edilen kontrast değerlerinden fazla çıktığı görülmüştür. Bunun sebebi, 3.2.3.2 bölümünde *PMMA kullanılarak yapılan kontrast ölçümleri* kısmında belirtildiği gibi sistemin görüntülere EVP (Enhanced Visualization Processing) algoritması uygulamasıdır. Bu algoritmada sistem, öncelikle görüntüyü alçak frekans ve yüksek frekans olmak üzere ikiye böler. DRX dedektöründen alınan görüntülerde LCD 4 fantomunun yüksek frekans bölgesi lezyonlar ve alçak frekans bölgesi ise homojen bölgedir. Daha sonra sistem, alçak frekans bölgesindeki kontrast değerini azaltırken yüksek frekans bölgesindeki kontrast değerini Eşitlik 3.6'ya göre nispeten artırır.

DRX dedektörünün masaüstü ve buckyde olması durumlarında ve demet durdurucu (Beam Stop) fantom farklı tüp gerilimi ve saçıcı kalınlıklarında kullanıldığında elde edilen foton saçılma kesirlerinin değişiminin incelenmesi amacıyla çizilen grafikte (Şekil 4.26), daha önceki çalışmaların sonucunda da bahsedildiği gibi artan kVp ve saçıcı kalınlıklarıyla saçılan ışın miktarı artması sonucunda foton saçılma kesri değerlerinin arttığı görülmüştür. Dedektörün buckyde olması durumunda, grid saçılan ışınların büyük bir kısmını soğuracak ve bunun sonucunda, elde edilen saçılan kesir değerleri dedektörün masaüstünde olması durumuna göre daha az çıkacaktır.

PTW marka iyon odası ve hava boşluğu tekniği kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerlerinin artan X-ışın tüp gerilimi ve saçıcı kalınlıklarıyla değişiminin incelenmesi amacıyla alınan ölçümler sonucu çizilen grafikte (Şekil 4.27), saçılan kesir değerlerinin artan kVp ve saçıcı kalınlığıyla arttığı görülmektedir. Bu artışın sebebi üstteki paragrafta belirtilen sebeplerle aynıdır.

Farklı teknikler kullanılarak hesaplanan foton saçılma kesri değerleri karşılaştırıldığında; Şekil 4.28'deki grafikte hava boşluğu tekniği kullanılarak elde edilen foton saçılma kesri değerleri ve bu değerler arası artış miktarı (eğim), demet

durdurucu (Beam Stop) fantom kullanıldığında elde edilen foton saçılma kesri değerlerinden ve bu değerler arası artış miktarlarından daha azdır. Bunun nedeni ise hava boşluğu tekniğinde kullanılan dedektörle saçıcı (PMMA) arasındaki mesafe diğer tekniğe oranla daha fazla olduğundan, dedektöre ulaşan saçılan ışın miktarı daha az olacaktır.

Sonuç olarak;

- Koruyucu malzemelerin azalım özelliklerinin belirlenebilmesi ve kurşun eşdeğerinin deneysel olarak tespit edilmesi için standart bir yöntem uygulanmıştır. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan ışınlama ve ölçme donanımının TS EN 61331-1 standardında verilen şartları karşılayacak düzeyde yeterliğe sahip olduğu gösterilmiştir.
- CdTe yarıiletken dedektörünün mamografik enerji aralığında (20-35 kVp) X-ışın spektrometresi için uygun bir dedektör olduğu tespit edilmiştir.
- Sayım dedektörleri (CdZnTe-NaI(Tl)) kullanılarak hesaplanan kontrast değerlerinin belirli bir tüp gerilimi ve saçıcı kalınlığından itibaren (80 kVp 15 cm PMMA) değişmediği ve bu sonuca dayanarak kontrast hesabı için, 80 kVp tüp gerilimi ve 15 cm PMMA saçıcı kalınlığından itibaren kullanılan sayım dedektörünün yarıiletken ya da sintilasyon dedektörü olmasının önemli olmadığı tespit edilmiştir.
- Görüntü kalitesi değerlendirmede saçılan fotonların % kontrast değerlerine önemli bir etkisinin olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle, bu konunun farklı saçıcı malzemeler ve sayım sistemleriyle daha ayrıntılı incelenmesinin yararlı olacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- AAPM (The American Association of Physicists in Medicine) TG (Task Group) 61, 2001. A Dosimetry Protocol for Kilovoltage X-ray Beams. Med. Phys., 28 (6), 868-893.
- Akdur, K. 2012. Mamografi Sistemlerinde Optimum Film/Ekran Kombinasyonlarının Saptanması. Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 142, Ankara.
- Bor, D. 2002. Diagnostik Radyoloji Fiziği Ders Notları. Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, Ankara.
- Bor, D. 2009. Radyasyon Dedeksiyon ve Ölçüm Yöntemleri Ders Notları. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 176, Ankara.
- Bracken, J.A., Lillaney, P.V., Fahrig, R., Rowlands, J.A. 2008. Closed bore XMR (CBXMR) systems for aortic valve replacement: Investigation of rotating-anode x-ray tube heat loadability. Med.Phys., 35 (9), 4049-4062.
- Canberra, 2007. Model 2025 AFT Research Amplifier Catalogue. Canberra Industries, 5, Meriden.
- Dick, C.E., Soares, C.G., Motz, J.W. 1978. X-ray Scatter Data for Diagnostic Radiology. Med.Phys., 23 (6), 1076-1085.
- Duruer, K. 2010. Foton Dedektörleri ve Kişisel Dozimetrelerin X-Işınları ve Cs-137 Işınlayıcı ile Yapılan Kalibrasyonlarına Yönelik Protokollerin Hazırlanması. Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 190, Ankara.
- Dynalab (Dynalon Labware) Corp., 2009. Web sitesi. www.dynalabcorp.com/technical_inf_acrylic.asp. Erişim Tarihi: 04.07.2013.

- Faison, C.D., Brickencamp, C.S. 2004. Calibration Laboratories Technical Guide for Ionizing Radiation Measurements. NIST (National Institute of Standards and Technology), NIST Handbook 150-2D.
- GE (General Electric) Healthcare, 2004. Alpha RT Catalogue. GE Technology Infrastructure, 8, Wisconsin.
- Gould R.G., Hale, J. 1974. Control of Scattered Radiation by Air Gap Techniques: Applications to Chest Radiography. American Journal of Roentgenology, 122 (1), 109-118.
- Grodstein, G.W. 1956. X-ray Attenuation Coefficients from 10 keV to 100 MeV. United States Department of Commerce, 54, Washington.
- IAEA (International Atomic Energy Agency) TRS (Technical Report Series) 457, 2007. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. IAEA, 359, Vienna
- ICRP Publication 74, 1996. Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation. Annals of the ICRP, 26 (3-4).
- ICRU (International Commission on Radiation Units) Report 85, 2011. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (Revised). Oxford University Press, 35, Maryland.
- IEC (International Electrotechnical Commission) 61267, 2005. Medical Diagnostic X-Ray Equipment-Radiation Conditions for Use in The Determination of Characteristics. IEC, 85, Geneva
- IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) Report 32 part II. Measurement of The Performance Characteristics of Diagnostic X-Ray Systems Used in Medicine: X-Ray Image Intensifier Television System 2nd Edition. Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology.

- Kanal, M.K. 2003. X-ray Production, X-ray Tubes and Generators Lecture. University of Washington School of Medicine Department of Radiology, 46, Washington.
- Knoll, F.G. 2000. Radiation Detection and Measurement Third Edition. Wiley, 816, New York
- Kodera, Y., Chan, H.P., Doi, K. 1983. Effect of Collimators on The Measurement of Diagnostic X-Ray Spectra. Phys.Med.Biol., 28 (7), 841-852.
- Ma, C.M., Coffey, C.W., DeWerd, L.A., Liu, C., Nath, R., Seltzer, S.M., Seuntjens, J.P. 2001. AAPM Protocol for 40-300 kV X-Ray Dosimetry in Radiotherapy and Radiobiology. Medical Physics, 28 (6), 870. p.
- Metter, R.V., Foos, D. 1999. Enhanced Latitude for Digital Projection Radiography. SPIE, 3658, 468-471.
- NCRP (National Council on Radiation Protection & Measurements) 33, 1968. Medical X-ray and Gamma-ray Protection for Energies up to 10 MeV—Equipment Design and Use. NCRP, 47, Washington.
- NIST (National Institute of Standards and Technology), 2009. Web sitesi. <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/>. Erişim Tarihi: 15.07.2012.
- TS EN 61331-1, 2004. Tıpta Teşhis Amacıyla Kullanılan X-Işınına Karşı Koruyucu Cihazlar Bölüm 1: Malzemelerin Zayıflatma Özelliklerinin Belirlenmesi. Türk Standartları Enstitüsü, 10, Ankara.
- Wolbarst, A.B. 2004. Physics of Radiology. Georgetown University School of Medicine, 647, Washington.

ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında İzmir’de dünyaya geldi. İlkokulu Aydınlıkevler İlkokulu’nda, ortaokulu Anıttepe İlköğretim Okulu’nda ve liseyi Ayrancı Yabancı Dil Ağırlıklı Lise’de tamamladı. 2004 yılında girdiği Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümünden 2010 yılı şubat ayında mezun oldu. 2010 yılında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans eğitimine başladı.