

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**YAKLAŞIK DOKU EŞDEĞERİ OLAN BC-408 PLASTİK SİNTİLATÖRÜN
RADYOLOJİK BÖLGEDEKİ 40-120 keV X- IŞINLARINA VE 60-1333 keV
GAMA IŞINLARINA KARŞI TEPKİSİNİN İNCELENMESİ**

Yaprak ENGİN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

ANKARA

2012

Her hakkı saklıdır

Prof. Dr. Haluk YÜCEL danışmanlığında, Yaprak ENGİN tarafından hazırlanan ‘Yaklaşık Doku Eşdeğeri Olan BC-408 Plastik Sintilatörün Radyolojik Bölgedeki 40-120 keV X-Işınlara ve 60-1333 keV Gama Işınlara Karşı Tepkisinin İncelenmesi’ adlı tez çalışması 29 Mart 2012 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. H. Yeter GÖKSU

İmza: 

Üye : Prof. Dr. Haluk YÜCEL

İmza: 

Üye : Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL

İmza: 

Yukarıdaki sonucu onaylarım.



Prof. Dr. Doğan BOR

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

YAKLAŞIK DOKU EŞDEĞERİ OLAN BC-408 PLASTİK SİNTİLATÖRÜN RADYOLOJİK BÖLGEDEKİ 40-120 KEV X- IŞINLARINA VE 60-1333 KEV GAMA IŞINLARINA KARŞI TEPKİSİNİN İNCELENMESİ

YAPRAK ENGİN

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Ana Bilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Haluk YÜCEL

Son yıllarda, plastik sintilatörlerin(PS), yüksek duyarlılıkları ve yaklaşık doku eş değeri olmaları nedeniyle radyolojideki X-ışını ve radyoterapide gama ışını uygulamalarında, medikal dozimetre olarak kullanımları artmıştır. Bu tez çalışmasında, ticari olarak elde edilebilir, poliviniltoluen(PVT) esaslı BC-408 (Bicron Corp) plastik sintilatörün enerji bağımlılığının incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, X-ışın tüpü kendi filtrelemesi ve ilave filtreler eklenerek elde edilen ISO dar demet serisi X-ışını demet kaliteleri ve IEC RQA serisi demet kalitelerindeki X-ışınlarıyla, mobil 3D-radyometrik bir benç üzerine yerleştirilen BC-408 PS dedektörü ışınlanmıştır. Önce, bu demet kaliteleri, hava kerma doz hızları biriminde ISO ve IEC protokollerine uygun olarak 28 cm^3 ve 30 cm^3 iyon odaları ile birlikte bir elektrometre (UNIDOS, PTW tipi) kullanılarak kalibre edilmiştir. Daha sonra, puls sayım yöntemiyle kalın ($7.62 \text{ cm} \times 7.62 \text{ cm}$) bir BC-408 dedektörün radyasyon doz bağımlılığı, filtresiz ve filtreli demet kalitelerinde ve bir standard ISO su- vücut fantomu gerisinde ölçümler yapılarak ölçülmüştür. Ayrıca, PS dedektörün foton enerji tepkisi, radyoizotop kaynaklarından yayınlanan ve kolüme edilen gama ışınlarının $60-1332,5 \text{ keV}$ enerji aralığında ölçülmüştür. Bir BC-408 sintilatörünün tepkisinin enerji bağımlılığı bilgisini elde edilmesinde, tüm ölçümler fotoçoğaltıcının aynı gerilim ve aynı kazanç ayarlarında yapılmıştır.

BC-408 PS malzemesi, diagnostik radyolojide kullanılan X-ışınlarıyla ışınlandığında, beklenen enerji bağımlılığı yaklaşık lineerdir, ancak düşük foton enerjilerindeki iyonlaşmanın sönümlenmesi nedeniyle, soğurulan doza karşı ölçülen sayım hızlarındaki düşüş için uygun bir dönüştürme faktörüne gereksinim vardır. Puls sayım tekniği ile kalın bir PS dedektörünün enerji tepkisi, filtresiz ve filtreli X-ışını demetlerinde su vücut fantomu ile $40-120 \text{ keV}$ X-ışını aralığında ölçüldüğünde, enerji bağımlılığı fikri desteklenmektedir. Diğer yandan, $60-1332,5 \text{ keV}$ gama ışını enerji aralığında BC-408 tepkisi düzgün bir davranış göstermiştir, ancak kalın bir PS içinde çoklu Compton saçılmaları nedeniyle sayım hızlarında bazı değişimler gözlenmiştir. Bu sonuçlar, özellikle yüksek enerjili gama ışınlarının kullanılacağı plastik sintilasyon dozimetresinde, daha küçük boyutlu ve ince PS BC-408 ile daha uygun yapılabileceğini göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Plastik Sintilatör, BC-408, X-Işını, Gama-Işını, Medikal Dozimetre, Demet Kalitesi, X-Işını Spektrumları

2012,113 Sayfa

ABSTRACT

Master Thesis

INVESTIGATION OF ENERGY RESPONSE OF APPROXIMATE TISSUE EQUIVALENCE BC-408 PLASTIC SCINTILLATOR TO THE X-RAYS OF 40-120 keV REGION USED IN RADIOLOGY AND THE γ -RAYS OF 60-1333 keV REGION

YAPRAK ENGİN

Ankara University, Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Supervisor: Prof. Dr. Haluk YÜCEL

As a medical dosimeter, plastic scintillators(PS) for the X-ray applications used in radiology and high energy gamma rays in radiotherapy has increasingly used in recent years because of their high sensitivity and nearly tissue equivalence. In this thesis, it is aimed at investigating the energy dependence of a commercially available BC-408 PS (Bicron Corp.), based on polyvinyletoluene (PVT) For this purpose, several X-ray beam qualities such as ISO narrow series and of IEC RQA series,obtained from an X-ray tube with additional filtrations. They were used for the irradiations of the present PS detector placed in a mobile 3D-radiometric bench. First, the radiation beam qualities were calibrated in terms of air kerma rates, using the well-defined protocols according to particular ISO and IEC standards by employing a 28 cm³ and a 30 cm³ PTW-type ion-chambers with an electrometer (UNIDOS, PTW). Then, the response of a thick BC-408 (7.62cmx7.62cm) PS detector were measured with the X-ray beams with additional filtrations and with no filtration (inherent filtration), and using the ISO water body phantom by pulse counting method. Additionally, the energy response of the present PS detector was measured by using the collimated gamma rays of 60-1332.5 keV from the radioisotope sources. All measurements were made using the same photomultiplier tube voltage and gain settings to obtain information on the energy dependence of BC-408 scintillator.The present BC-408 PS material showed desirable linear energy dependence behaviour when exposed to X-ray beams used in diagnostic radiology, however, it should be noted that an appropriate conversion factor requires for the response of the PS detector deviated from the linear dependence in the measured pulse rate versus the absorbed dose due to ionization quenching at low energies. When the X-ray beams with additional filtrations and with no filtration in the 40-120 keV energy range were used for the irradiations of the PS detector behind the ISO water body phantom, the measured results for the response of the PS detector by pulse counting method also supports the above argument, that is, there is still an energy dependence in that energy range. In addition, the measured responses of BC-408 to various gamma rays between 60 to 1332.5 keV energies show good energy linearity, thus resulting in a flat response up to 1.33 MeV. However some variations were observed in the measured responses, due to multiple Compton scatterings in our case of thick plastic scintillator. This implies that the thin and small size BC-408 PS materials might be suitable for plastic scintillation dosimetry for the measurement of the high doses from the high energy gamma rays.

Key Words: Plastic Scintillator, BC-408, X-ray, Gamma-Ray, Medical Dosemeter, Beam Quality, X-ray Spectrum

2012, 113 pages

TEŞEKKÜR

Çalışmalarında bana araştırma olanağı sağlayan, yönlendiren ve bu tez çalışmasında büyük katkı veren danışman hocam Sayın Prof. Dr. Haluk YÜCEL' e, yüksek lisans eğitimi boyunca engin bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyen, mesleki deneyimlerini öğrencilerine büyük bir özveriyle aktaran ve tez çalışmamda bilimsel olarak katkı veren Sayın Prof. Dr. Doğan BOR' a teşekkür ederim. Laboratuvar çalışmalarım süresince desteklerinden dolayı Kerem DURUER' e, tez yazım süresince, arkadaşlarım Asena KURT YALÇIN, Şölen YÜKSEL ve Sn. Aytaç BARIŞ' a teşekkür ederim.

Ayrıca Sn. Doç. Dr. Bahar DİRİCAN, Esra KÖSE UYAR, Şule KAYA KELEŞ, Alptuğ Özer YÜKSEL, Selcan ÇELİK ve Merih AYDIN' a, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü' ndeki tüm arkadaşlarıma ve çalışanlarına teşekkür ederim. Benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyerek her zaman yanımda olan aileme özellikle ablam Başak ENGİN ve annem Ayçe Nilüfer BİLGİN' e, her zaman beni destekleyen ve sonsuzluğa kavuşmuş olan babam Şadi ENGİN' e teşekkürlerimi sunarım.

Yaprak ENGİN

Ankara, Nisan 2012

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
SİMGELER DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
1 GİRİŞ	1
2 KURAMSAL TEMELLER.....	4
2.1 Radyasyon Dozimetreleri	4
2.2 Dozimetrelerin Temel Özellikleri	5
2.2.1 Doğruluk ve kesinlik	5
2.2.2 Dozimetrelerin doğrusallığı (linearity).....	7
2.2.3 Doz hızına bağımlılık	8
2.2.4 Enerji bağımlılığı.....	9
2.2.5 Yöne bağımlılık	9
2.2.6 Uzaysal çözünürlük ve fiziksel boyut	10
2.2.7 Doz değeri okuma uygunluğu	10
2.2.8 Dozimetrelerin kullanım kolaylığı.....	11
2.3 Dozimetri Sistemleri.....	11
2.3.1 İyon odası dozimetri sistemi.....	13
2.4 Plastik Sintilatör Dozimetri Sistemi	16
2.4.1 Sintilatörlerin genel özellikleri.....	16
2.4.2 Plastik sintilatörlerin genel özellikleri.....	16
2.4.3 Plastik sintilatörün çalışma prensibi	17
2.4.4 Sintilasyon dedeksyonunun temelleri	21
2.4.5 İnorganik tek kristal formdaki bir sintilatörde (lüminesanas) ışığın oluşum mekanizması	22
2.4.6 Sintilatörlerin temel karakteristikleri	24
2.4.7 Fosforların temel karakteristikleri.....	25
2.4.8 Plastik sintilatörün fluoresans ışık verme tepkisi.....	26

2.4.9 Plastik sintilatör dedektöründe soğurulan doz ile puls sayımları arasındaki bağıntı.....	31
2.4.10 Plastik sintilatörün medikal dozimetre olarak kullanılması.....	34
2.5 Referans X-Işın Demet Kaliteleri	37
2.5.1 IEC 61267 standardında belirlenmiş olan X-ışın demet kaliteleri	38
2.5.1.1 RQA serisi X-ışın demet kalitesi (Radiation Qualities based on a Phantom made up of aluminium Added filter).....	40
2.5.2 ISO 4037-1 standardında belirlenmiş olan X-ışın demet kaliteleri	42
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	45
3.1 Tez Kapsamında Ölçümlerin Gerçekleştirildiği Sistemler	45
3.1.1 X-ışın ışınlama sistemi	45
3.1.2 ¹³⁷ Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sistemi.....	46
3.2 Radyonüklid Kaynaklar	47
3.3 Doz – Doz Hızı Ölçümünde Kullanılan Referans İyon Odaları ve İyon Odası Elektrometresi	48
3.4 Gövde Fantomu (ISO water slab phantom)	49
3.5 X-ışın Spektrumlarının Toplanması İçin Kullanılan Sistem	50
3.5.1 BC-408 Plastik sintilatör	50
3.5.2 Gama ışını ve X-ışın spektrum değerlendirme programları.....	53
3.6 X-ışın Sisteminde X-ışın Demet Kalitelerinin Elde Edilmesi	54
3.6.1 Ek filtrasyon olmadan sadece doğal filtrasyon varken X-ışın demet kalitelerinin elde edilmesi, X-ışını ışınlama ve ölçme işlemleri.....	54
3.6.2 IEC 61267 standardında belirlenmiş olan X-ışın demet kalitelerinin elde edilmesi.....	55
3.6.2.1 RQA serisi X-ışın demet kalitelerinin elde edilmesi, X-ışın ışınlama ve ölçme işlemleri	55
3.6.2.2 ISO 4037-1 standardında tanımlanan N-serisi X-ışın demet kalitelerinin elde edilmesi, X-ışını ışınlama ve ölçme işlemleri.....	56
3.6.3 ISO gövde fantomu kullanılarak X-ışın ışınlama ve ölçme işlemleri	58
3.7 ¹³⁷ Cs Radyoizotop Kaynaklı Işınlama Sisteminde Farklı Işınlama Sürelerinde Spektrumların Toplanması	59
3.8 Radyonüklid Kaynaklar Kullanılarak Spektrumların Toplanması	60

3.9 Doz - Doz Hızı Ölçümleri.....	60
3.9.1 X-ışın sisteminde doz - doz hızı ölçümleri.....	60
3.8.1.1 Ek filtrasyon yokken sadece doğal filtrasyon varken alınan doz-doz hızı ölçümleri.....	60
3.9.1.2 RQA serisi X-ışını demet kalitelerinde doz-doz hızı ölçümleri.....	61
3.9.1.3 ISO N-serisi X-ışın demet kalitelerinde doz-doz hızı ölçümleri.....	62
3.9.1.4 ISO gövde fantomu (ISO water slab phantom) kullanılarak doz-doz hızı ölçümleri.....	63
3.9.2 137Cs ışınlama sisteminde doz hızı ölçümleri	64
4. BULGULAR	66
4.1 BC-408 Plastik Sintilatör Dedektörünün Enerji Tepkisi Deneyle Ölçüm Sonuçları	66
4.1.1 Radyolojik bölgedeki X-ışını incelemelerinde BC-408 plastik sintilatörün X-ışınlarına karşı tepkisinin ölçüm sonuçları.....	67
4.1.1.1 X-ışını tüpünde sadece doğal filtrasyon varken alınan doz-doz hızı ölçüm sonuçları.....	68
4.1.1.2 X-ışını tüpünde sadece doğal filtrasyon varken X-ışını demet kaliteleri ile elde edilen ölçüm sonuçları	70
4.1.2 RQA serisi X-ışın demet kalitelerinde doz-doz hızı ölçüm sonuçları.....	72
4.1.3 RQA serisi X-ışın demet kaliteleri ile elde edilen ölçüm sonuçları.....	74
4.1.4 ISO 4037–1 de tanımlanan (dar demet) N-serisi X-ışın demet kaliteleri doz-doz hızı ölçüm sonuçları	76
4.1.5 ISO 4037–1 de tanımlanan (dar demet) N-serisi X-ışın demet kaliteleri ile elde edilen ölçüm sonuçları	78
4.1.6 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak doz-doz hızı ölçüm sonuçları.....	80
4.1.7 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak elde edilen PS dedektör tepkisi ölçüm sonuçları.....	83
4.2 BC-408 Plastik Sintilatör ile 137Cs Radyoizotop Kaynaklı Işınlama Sisteminde Yapılan Ölçüm Sonuçları	85
4.3 Diğer Radyonüklid Kaynaklar Kullanılarak Elde Edilen Ölçüm Sonuçları.....	88
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	91

EKLER.....	96
EK 1.....	96
EK 2.....	98
EK 3.....	99
EK 4.....	101
EK 5.....	105
EK 6.....	108
KAYNAKLAR	110
ÖZGEÇMİŞ.....	113

SİMGELER DİZİNİ

Gy	Gray
HVL	Yarı Değer Kalınlığı
PMMA	Polymethyl Methacrylate
PVT	Poliviniltoluen
mAs	Miliampersaniye
kV	Tüp Gerilimi
kVp	Kilovolt Tepe Değeri
$H_p(0,07)$	Kişisel Cilt Dozu
$H_p(10)$	Kişisel Eşdeğer Doz
\bar{E}	Ortalama Enerji
S	Radyoaktif Kaynak
N	Dar Spektrum Serisi
PMT	Foto çoğaltıcı tüp
PS	Plastik Sintilatör

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 İki farklı dozimetri sisteminin dozimetrik tepki karakteristiği	8
Şekil 2.2 Gaz doldurulmuş radyasyon dedektörlerinin farklı çalışma bölgeleri.....	14
Şekil 2.3 Bir moleküle ait enerji seviye diyagramı	18
Şekil 2.4 Sintilasyon mekanizması için Jablonski enerji diyagramı	19
Şekil 2.5 Fotoelektrik tüpte elektron çoğalması.....	21
Şekil 2.6 Bir sintilasyon dedektörünün ana bileşenlerinin şematik gösterimi	21
Şekil 2.7 Geniş bant enerji aralığı olan tek kristal katı formdaki bir sintilatörde lüminesans ışığının üretilmesi.....	23
Şekil 2.8 Yüklü parçacık enerji kaybı fonksiyonu (bragg eğrisi)	27
Şekil 2.9 BC-408 PS dedektör ve ölçüm sistemi diyagramı	32
Şekil 2.10 Polivinil toluen (PVT) esaslı plastik, su ve yumuşak dokunun enerjiye göre ortalama kütle-enerji soğurma katsayılarının değişimi	36
Şekil 2.11 IEC–61267’ de belirtilmiş RQA demet kalitesinin elde edileceği düzenek ..	42
Şekil 3.1 137Cs ışınlama ve ölçmeleri için mobil 3D- radyometrik benç fotoğrafı	46
Şekil 3.2 Doz ve doz hızı ölçümünde kullanılan referans iyon odaları ile iyon odası elektrometresi.....	49
Şekil 3.3 ISO water slab phantom (Gövde fantomu)	50
Şekil 3.4 Deneyde kullanılan Bicron marka BC-408 plastik sintilatörlü dedektörün fotoğrafı.....	52
Şekil 3.5 Xcomp5r spektrum programı kullanılarak elde edilen RQA 5 (a) ve RQA 6 (b) X-ışın demet kaliteleri.....	54
Şekil 3.6 Ek filtrasyon olmadan sadece doğal filtrasyon (inherent filtration) varken X-ışın spektrumlarının toplanması için kurulan ölçüm geometrisi	54
Şekil 3.7 BC-408 PS dedektörün zırhlaması.....	55
Şekil 3.8 RQA serisi X-ışın demet kalitelerindeki X-ışın spektrumlarının toplanması için kurulan geometri	56
Şekil 3.9 ISO 4037–1’ de tanımlanan N-serisi X-ışın demet kalitelerindeki X-ışını ışınlamaları ve spektrumlarının toplanması için kurulan geometri.....	57
Şekil 3.10 ISO gövde fantomu kullanılarak spektrumların toplanması için kurulan geometri.....	58

Şekil 3.11 137Cs ışınlama sisteminde farklı ışınlama süreleri ayarlanarak spektrumların toplanması için kurulan geometri.....	59
Şekil 3.12 Radyonüklid kaynaklar kullanılarak spektrumların toplanması için kurulan geometri.....	60
Şekil 3.13 Ek filtrasyon yokken alınan doz-doz hızı ölçümleri için kurulan geometri...	61
Şekil 3.14 RQA serisi X-ışın demet kalitelerinde doz-doz hızı ölçümleri için kurulan geometri.....	62
Şekil 3.15 ISO N-Serisi X-ışın demet kalitelerinde doz-doz hızı ölçümleri için kurulan geometri.....	63
Şekil 3.16 ISO gövde fantomu kullanılarak doz-doz hızı ölçümleri için kurulan geometri	64
Şekil 3.17 137Cs ışınlama sisteminde doz hızı ölçümleri için kurulan geometri	65
Şekil 4.1 Ölçüm sisteminin kalibrasyon eğrisi.....	67
Şekil 4.2 Ek filtrasyon yokken iyon odası ile elde edilen “Enerji(kVp)-Doz(mGy)” grafiği	70
Şekil 4.3 Ek filtrasyon yokken Xcomp5r programıyla hesaplanan ve iyon odası ile bulunan doz değerlerinin karşılaştırıldığı “Enerji(kVp)-Doz(mGy)” grafiği	70
Şekil 4.4 Ek filtrasyon yokken PS dedektör ile elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım Hızı” grafiği	72
Şekil 4.5 Ek filtrasyon yokken PS dedektör ile elde edilen “Enerji(kVp)- Sayım Hızı/mAs” grafiği.....	72
Şekil 4.6 RQA X-ışın demet kaliteleri için elde edilen “Enerji(kVp)-Doz(mGy)” grafiği	74
Şekil 4.7 RQA serisi X-ışın demet kaliteleri için Xcomp5r programıyla hesaplanan ve iyon odası ile bulunan doz değerlerinin karşılaştırıldığı “Enerji(kVp)-Doz(mGy)” grafiği	74
Şekil 4.8 RQA X-ışın demet kaliteleri için PS dedektör ile elde edilen “Enerji(kVp)- Sayım Hızı” grafiği	76
Şekil 4.9 RQA X-ışın demet kaliteleri için elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım hızı/mAs” grafiği	76
Şekil 4.10 ISO (dar demet) N-serisi X-ışın demet kaliteleri için elde edilen “Enerji(kVp)-Doz(mGy)” grafiği.....	78

Şekil 4.11 ISO (dar demet) N-serisi X-ışın demet kaliteleri için Xcomp5r programıyla hesaplanan ve iyon odası ile bulunan doz değerlerinin karşılaştırıldığı “Enerji(kVp)-Doz(mGy)” grafiği	78
Şekil 4.12 ISO N-serisi (dar demet) X-ışın demet kaliteleri için elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım hızı” grafiği.....	80
Şekil 4.13 ISO N-serisi (dar demet) X-ışın demet kaliteleri için elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım Hızı/mAs” grafiği	80
Şekil 4.14 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak iyon odası ile ölçülen “Enerji(kVp)-Doz(mGy)” grafiği.....	83
Şekil 4.15 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak Xcomp5r programıyla hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen doz değerlerinin karşılaştırıldığı “Enerji(kVp)-Doz(mGy)” grafiği	83
Şekil 4.16 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak BC-408 PS ile elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım hızı” grafiği.....	85
Şekil 4.17 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım hızı/mAs” grafiği	85
Şekil 4.18 ¹³⁷ Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sistemi ile elde edilen “Işınlama Süresi-Sayım Hızı/Aktivite” grafiği	87
Şekil 4.19 ¹³⁷ Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sistemi ile elde edilen “Işınlama Süresi-Sayım Hızı” grafiği	87
Şekil 4.20 BC-408 PS dedektörünün ¹³⁷ Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sistemi ile ISO S-Cs(662 keV) γ -ışını demet kalitesinde elde edilen “Işınlama Süresi-Sayım Hızı/Doz Hızı” grafiği.....	88
Şekil 4.21 BC-408 PS dedektörünün ¹³⁷ Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sistemi ile ISO S-Cs(662 keV) γ -ışını demet kalitesinde elde edilen “Işınlama Süresi-Doz/Işınlama Süresi” grafiği	88
Şekil 4.22 Radyonüklid kaynaklar kullanılarak elde edilen “Emaks-Sayım Hızı/Aktivite.keV” grafiği	90

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Dozimetri sistemleri.....	12
Çizelge 2.2 RQA serisi X-ışını demet kaliteleri	41
Çizelge 2.3 ISO 4037-1’ de belirtilen, dar demet N-serisi X-ışını demet kaliteleri.....	43
Çizelge 2.4 ISO 4037-1 standardında belirtilen radyonüklit γ -ışını demet kaliteleri.....	44
Çizelge 3.1 X-ışın ışınlama sistemi teknik özellikleri	45
Çizelge 3.2 ^{137}Cs ışınlama sistemi bilgileri.....	46
Çizelge 3.3 Kullanılan radyonüklid kaynakların bilgileri.....	47
Çizelge 3.4 Referans iyon odası dedektör bilgileri	49
Çizelge 3.5 BC-408 plastik sintilatör dedektör özellikleri.....	51
Çizelge 3.6 BC-408 plastik sintilatörün temel fiziksel özelliklerinin diğer yaygın plastik sintilatörlerin özellikleri ile karşılaştırılması	52
Çizelge 4.1 BC-408 PS dedektörünün kalibrasyon verileri	67
Çizelge 4.2 Ek filtrasyon yokken elde edilen doz sonuçları	69
Çizelge 4.3 Ek filtrasyon olmadan elde edilen sonuçlar	71
Çizelge 4.4 RQA serisi X-ışın demet kaliteleri için elde edilen doz sonuçları.....	73
Çizelge 4.5 RQA X-ışın demet kaliteleri için PS dedektör ile elde edilen sonuçlar.....	75
Çizelge 4.6 ISO N-serisi (dar demet) X-ışın demet kaliteleri için elde edilen doz sonuçları	77
Çizelge 4.7 ISO N-serisi (dar demet) X-ışın demet kaliteleri için elde edilen sonuçlar.	79
Çizelge 4.8 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak elde edilen doz sonuçları.....	82
Çizelge 4.9 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak elde edilen sonuçlar	84
Çizelge 4.10 ^{137}Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sisteminde yapılan ölçüm sonuçları	86
Çizelge 4.11 BC-408 PS dedektör tepkisi için radyonüklid kaynaklar kullanılarak elde edilen ölçüm sonuçları	89
Çizelge Ek-5.1 ICRU-44’ e göre doku tanımlaması	105
Çizelge Ek-5.2 ICRP’ ye göre doku tanımlaması	106
Çizelge Ek-5.3 Plastik sintilatör, poliviniltoluen.....	107

Çizelge Ek-6.1 Polivinil toluen (PVT) esaslı plastik, suyun enerjiye göre ortalama kütle-enerji soğurma katsayıları	108
Çizelge Ek-6.2 ICRP' nin yumuşak doku tanımına göre ortalama kütle-enerji soğurma katsayıları	109

1. GİRİŞ

Son yıllarda, gerçek zamanlı okuma yapabilen dozimetri sistemleri (real-time reading dosimetry), diğer bir ifade ile teşhis ve tedavi sırasında okuma değeri verebilen medikal dozimetrelerin geliştirilmesiyle ilgili çeşitli araştırmalar yapılmaktadır (Lacroix 2009) Ancak bunların fotonun enerjisinden bağımsız bir tepki vermesi uygun bir hassasiyet (sensitivity) gösterebilen hafif ve kullanışlı dedektörlere sahip olması gerekmektedir. Özellikle teşhis (diagnostic) radyolojisinde X-ışını foton dozlarının ölçülmesi için gerçek zamanlı dozimetri sistemleri giriş yüzey dozu (entrance surface dose) izlenmesi veya CT fantomlarında doz profillerinin belirlenmesi uygulamalarını kapsamaktadır. Bu amaçla, iyon odaları teşhis radyolojisinde sıkça kullanılır ve bu iyon odaları 1,5-10 mmAl HVL aralığında %5' den daha fazla farklılığa neden olacak bir düzeltme faktörünü gerektirmeyecek tavsiyesine uygun olarak yapılabilmektedir. Ancak küçük hacimli iyon odalarında hassasiyet diagnostik tetkiklerde gerçekleşen doz hızlarında yeterli derecede başarılmaz (Nowotny ve Taubeck 2009). Bu yüzden diğer başka dedektörlerin geliştirilmesi gerekmektedir. Benzer şekilde radyasyon terapisinde, yüksek enerjili fotonların gerçek zamanlı dozimetrik ölçümlerinde ve brakiterapideki radyasyon alanlarında kullanılmak üzere çeşitli dedektörler geliştirilmektedir. Bunlar arasında plastik sintilatörler gibi organik katı sintilatörlerden bu amaçla yararlanılmaktadır (Beddar 1992).

Bilindiği gibi katı formdaki organik sintilatörler, plastik şeklinde kolayca kesilebilir, eğilebilir, şekil verilebilir ve oldukça ucuz fiyatla temin edilebilir bir radyasyon dedeksiyon malzemesi olduklarından, 1950'li yıllardan bu yana radyasyon ölçümünde kullanılmaktadır.

Plastik sintilatör (PS) dedektörleri, 200-2500 keV geniş bir enerji aralığında suya eşdeğer ve çok küçük boyutlu ($< 2 \text{ cm}^3$) minyatür hacimlerde yüksek duyarlıklı dedeksiyon ortamı, doz hızı, enerjiden bağımsız tepki ve gerçek-zamanlı çıkış okuması (real-time readout) gibi özelliklerin bir kombinasyonuna sahiptirler. Tüm bu özellikleri, PS dedektörlerini, katı formda, su eşdeğeri veya yaklaşık doku eşdeğeri olarak iki

boyutlu veya üç boyutlu dozimetre olarak kullanılmalarını elverişli hale getirmektedir (Lacroix 2009).

Diğer taraftan kullanım açısından, bir sintilasyon dedektörü olarak PS malzemesi, bir fotoçoğaltıcı tüpe (PMT-Photomultiplier tube), bir fotodiyota (photodiode) veya yüke duyarlı kuplaj cihazına (CCD- Charge Coupled Device) optik olarak bağlanarak içinde iyonlaştırıcı radyasyon etkisiyle oluşan sintilasyon ışığının iletilmesine kolayca imkan verdiği için çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır. Üstelik, PS tabakalarındaki oluşacak sintilasyon fotonlarının, bir ışık kılavuzu (optical light guide) kullanılmaksızın, sadece optik bir fiber kabloya kuplajı yapılarak örneğin hastadan daha uzaktaki (8-10 m) operatör odasındaki ışığa duyarlı bir fotodedektöre (örneğin bir fotodiyot, PMT veya CCD) taşınması da mümkündür. Bu özellik, PS malzemesini aktif bir dozimetre (medikal) olarak oldukça ilgi çekici hale getirmektedir.

Plastik sintilatörlerin fiber optik kablo ile kuplajı, radyasyon terapisinde, örneğin brakiterapide çok küçük hacimli PS dozimetreleriyle radyasyon dozlarının ölçülmesi ve ilgilenilen organ bölgesindeki doz dağılımlarının belirlenmesi amacıyla kullanılması konusunu da güncel araştırma konusu yapmıştır (Nowotny 2007). Bunun dışında CCD cihazına bağlanan plastik sintilatör tabakalar, puls doğma ve sönüm zamanları (örneğin BC-408 için sırasıyla 0,9 ns ve 2,1 ns) kısa olduğundan özellikle hızlı puls verebilen bir fotodedektör seçimi için uygundur. Böylelikle CCD' ler ile çok sayıda plastik dedektör dizisinden eş zamanlı olarak görüntü alınması da olanaklıdır.

Yapılan literatür taramasında, yaklaşık doku eşdeğeri olan BC-408 sintilatörünün 100 keV enerji altındaki X-ışını fotonlarına tepkisi, özellikle teşhis radyolojisinde kullanılan 30-150 kVp voltaj bölgesinde üretilen X-ışını demet kaliteleri kullanılarak ölçülmemiştir. Ayrıca BC-408 sintilatörünün, 60-1332.5 keV enerji aralığında gama fotonlarına karşı tepkisinin de ilk defa ölçülecek olması, bu sintilatörün, hem radyolojik incelemelerdeki, hem radyasyon terapisindeki(radyoterapi) ilgilenilen tedavi ortamlarındaki veya hasta dokusundaki radyasyon doz dağılımlarının belirlenmesi için aktif bir dozimetre olarak kullanılabilmesine ilişkin deneysel bulgular sağlayabilecektir. Bu nedenle, radyasyon dozimetrelerinin başlıca temel özellikleri arasında yer alan

dozimetrik malzemenin enerjiye bağımlılığı bu tezin araştırma konusudur. Tezde, belirli protokollere göre izlenebilir X-ışını demet kaliteleri (ISO N-40, N-60, N-80 ve N-100 dar demet serisi ve IEC RQA 2-8 serisi) iyon odaları hava-kerma hızları cinsinden kalibre edildikten sonra, yaklaşık doku eşdeğeri olan BC-408 PS dedektör tepkisi puls sayma tekniği ile ölçülecektir. Bu amaçla Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde kurulmuş olan mobil ve üç boyutlu radyometrik benç üzerine yerleştirilerek uygun şekilde zırhlanan ve demet kolimasyonu yapılan sistem kullanılacaktır. Tezde ayrıca yüksek aktiviteli (47 mCi ve 8,48 Ci) ^{137}Cs -ışınlama ünitesi ve kBq mertebesindeki aktivitelere sahip radyoizotop kaynakları (^{241}Am , ^{109}Cd , ^{57}Co , ^{133}Ba , ^{54}Mn , ^{65}Zn , ^{22}Na , ^{60}Co ve ^{152}Eu) kullanılarak BC-408 PS dedektörün γ -ışınlarına karşı verdiği tepki, 60-1332,5 keV arasında elde edilecek gama spektrumlarının değerlendirilmesiyle ölçülecektir.

Tezin birinci bölümü Giriş, ikinci bölümü Kuramsal Temeller adı altında radyasyon dozimetrisinde kullanılacak dozimetrelerde bulunması gereken temel özelliklerin açıklanması ve medikal uygulamada kullanılan dozimetri sistemlerinin kısa tanıtımları olarak düzenlenmiştir. Bu ikinci bölümde, özellikle plastik dozimetri sistemi daha ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Ayrıca plastik sintilatörde soğurulan doz (X veya γ -ışını nedeniyle) ile elde edilen puls sayımları arasındaki matematiksel bağıntı verilmiştir. Plastik sintilatörlerin, medikal dozimetre olarak yaygınlaşmasındaki temel fiziksel özelliklerinden birisi PS'nin radyasyona duyarlılığıdır (sesitivity) ve bunu doğrudan ilgilendiren ise enerji-kütle soğurma katsayısı bağıntısı, μ_{en}/ρ (cm^2g^{-1})'dir-. Bu nedenle sintilatörün yapı malzemesi PVT (polivinil toluen), su ve yumuşak doku için Çizelge Ek-6.1 ve 6.2' de verilen değerler NIST veri tabanından elde edilerek μ/ρ (cm^2g^{-1})-Enerji grafiği ile incelenmiştir(Bkz. Şekil 2.10). Ayrıca puls sayım metodunun temelleri ve referans X-ışını demet kalitelerinin üretilmesindeki standart protokoller (IEC 61267 ve ISO 4037-1) kullanılan mobil 3D radyometrik benç-X-ışını tüp sistemi gösterilerek açıklanmıştır. Tezin üçüncü bölümünde, tez kapsamında kullanılan ölçüm düzenekleri ve nükleer enstrümantasyonların teknik özellikleri, kullanımları ve diğer fantom vb. malzemelerin özelliklerine ait açıklamalar yapılmıştır. Tezin dördüncü bölümünde ise deneysel bulgular verilerek tartışması yapılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Radyasyon Dozimetreleri

Radyasyon dozimetresi, iyonlaştırıcı radyasyon nicelikleri ile ilgili olarak ışınlama (exposure), hava kerma, soğurulan doz, eşdeğer doz veya bunların zamanla değişimlerini doğrudan ve dolaylı olarak ölçen veya değerlendiren bir aygıt, ölçüm aleti veya sistemdir. Dozimetre, doz çıkış değerini veren okuyucusuyla birlikte bir sistem olarak adlandırılır.

Dozimetrik bir niceliğin ölçülmesi ise dozimetri sistemlerini kullanarak deneysel olarak söz konusu dozimetrik nicelik değerinin bulunması sürecidir. Ölçüm değeri, sayısal bir değer ve uygun bir birimin çarpımı olarak ifade edilen bir dozimetrik niceliğin nihai değeridir.

Radyasyon dozimetrelerinin kullanışlı olabilmeleri için en azından birkaç tane sağlaması gereken özellikleri olmalıdır, diğer bir ifadeyle gelişigüzel her malzeme radyasyon dozimetresi olarak kullanılamaz. Örneğin, radyoterapide, sudaki belirli bir noktada soğurulan doz ve bu dozun dağılımının tam olarak bilinmesi önemlidir. Benzer şekilde hastadaki ilgilenilen organa verilecek doz ve dağılımının da bilinmesi aynı derecede önemlidir. Bu yüzden dozimetrelerde bulunması istenilen özellikler, doğruluk (accuracy), kesinlik (precision), doğrusallık (linearity), doz ve doz hızına bağımlılık, parçacığın veya ışının enerjisine tepkisi (energy response) ve yöne bağımlılık (directional dependence) ile karakterize edilebilir. Bu özelliklerin tümünün aynı anda bütün dozimetrelerde sağlanması mümkün olmayabilir. Bu nedenle, kullanılacak radyasyon dozimetresi tipinin ve bunun okuyucusunun (reader) seçimi, ölçme ortamındaki gereksinimlerin de hesaba katılarak verilecek bir profesyonel karar sonucunda yapılabilir. Örneğin, demet kalitelerinin kalibrasyonunda radyoterapi amaçlı iyon odalarının kullanımı tercih edilir. Halbuki, doz dağılımının değerlendirilmesini (bağıl doz ölçümü) ve doz değerlerinin doğrulamasının (dose verification) yapılması için iyon odalarından başka tür dozimetreler uygundur.

2.2 Dozimetrelerin Temel Özellikleri

2.2.1 Doğruluk ve kesinlik

Dozimetride, özellikle radyoterapi dozimetresinde ölçüm değerine eşlik eden belirsizlik, doğruluk(accuracy) ve kesinlik(precision) terimleriyle sıkça ifade edilir. Dozimetrik ölçümlerin kesinliği, benzer ölçüm koşulları altında aynı ölçümlerin tekrar elde edilebileceğini (reproducibility) ifade eder. Bu kesinlik değeri, tekrarlanan ölçümlerden elde edilen verilerden hesaplanabilir. Yüksek kesinlik, ölçüm sonuçlarının dağılımındaki standart sapmasının küçük olmasını gerektirir. Dozimetrik ölçümlerin doğruluğu, ölçülen niceliğin “gerçek değerine”, ölçümlerden elde edilen/beklenen değerine yakın olması olarak tanımlanabilir. Ölçüm sonuçlarının, gerçekte mutlak olarak doğru olması beklenemez ve ölçüm sonucundaki bu uyumsuzluk, bir belirsizlik (uncertainty) değeri ile karakterize edilir.

Belirsizlik, bir niceliğin ölçülen değerlerinin dağılımını tanımlayan bir parametredir. İstatiksel yöntemlerle hesaplanarak ulaşılan belirsizlik değeri tip-A ve diğer yöntemlerle değerlendirilerek elde edilmiş sistematik belirsizlik değeri tip-B olarak adlandırılır. Bu belirsizliğin bir işareti yoktur ve genellikle simetrik olduğu varsayılır, yani Δx şeklinde ifade edilir.

Ölçüm hatası, bir niceliğin ölçülen değeri ile o niceliğin gerçek değerinin arasındaki farktır.

- Hata değeri, hem sayısal bir değer hem de bir +/- işarete sahiptir.
- Ölçme hataları, tam kesin olarak belirlenemez ancak bunlar mümkün olabilecek en iyi bir yöntemle hesap edilerek tahmin edilir. Uygun olduğu yerde, bunların etkisini ortadan kaldırmak için düzeltme faktörleri uygulanır.
- Bu hataları ortadan kaldırabilmek için ölçüm değerlerini bilinen tüm düzeltmeler yapıldıktan sonra, hataların beklenen değerinin **sıfır** olması gerekir. Ölçme hataları giderilirse sadece, ilgilenilen dozimetrik niceliklerle birlikte bunlara ait belirsizlik değerleri rapor edilir.

Tip-A standart belirsizlikler: Dozimetrik bir nicelik x ile gösterilirse, bunun ölçümü, N kez tekrarlandığında, o zaman x ' in en iyi tahmini değeri tüm bu ölçümlerin aritmetik ortalamasıdır.

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (1)$$

Her bir dozimetrik ölçüm sonucu için ortalama belirsizlik σ_x standart sapmayla tanımlanır. Yani, $x_i \pm \sigma_x$ dir. Burada her bir ölçüm sonucunun standart sapması

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (2)$$

ifadesinden hesaplanır. Ancak N kez tekrarlanarak elde edilen ortalama aritmetik değer için standart sapması ise, $\bar{x} \pm \sigma_{\bar{x}}$ dir. Bunun için yukarıda bulunan her bir ölçüm sonucu hesaplanan σ_x sapması \sqrt{N} ile bölünerek hesaplanır. Yani,

$$\sigma_{\bar{x}} = \frac{1}{N} \times \sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (3)$$

formülünden hesaplanır.

Tip-B standart belirsizlikler: Tip-B belirsizlikler, ölçümlerin tekrar edilmesiyle tahmin edilemezler. Ölçüme eşlik edebilecek istatikselsiz olmayan bu belirsizlikler, daha ziyade, deneyim ve bilimsel temeli olan öngörülerle yapılan akıllıca tahminlerle saptanabilir. Bunlar, ölçüm süreçlerini “etkileyen tüm nicelikler”, literatürden alınan fiziksel veriler veya düzeltme faktörlerinin uygulanmasında ortaya çıkan sistematik hatalardır. Tip-B belirsizlikler, sıkça normal (Gauss) veya dikdörtgensel (verilen sınırlar içinde herhangi

seviyede her noktada eşit olasılığa sahip) dağılım olasılıklarına sahiptir. Tip-A ve Tip-B belirsizlikler, $U_c = \sqrt{U_A^2 + U_B^2}$ şeklinde birleştirilir ve gerektiğinde $k= 1,65; 1,95; 2,0 \dots$ gibi bir güven katsayısıyla çarpılarak $U=kxU_c$, ilgilenilen nicelik için genişletilmiş belirsizlik olarak da ifade edilir. Örneğin, güven faktörü, $k= 1,95$ veya 2 katsayısıyla çarpılarak ifade edilirse, nihai rapor edilen değer %95 güven seviyesindedir. Sonuç olarak, toplam belirsizlik ölçülen bir niceliğin doğruluğunu (accuracy) gösterir. Herhangi bir P noktasında ölçülen nicelik Q ise, sıkça %95 güven seviyesinde ($k=2$), toplam belirsizlik U_c , ölçmenin doğruluk derecesidir. Yani, ölçülen nicelik $Q \pm U_c$ şeklinde ifade edilir.

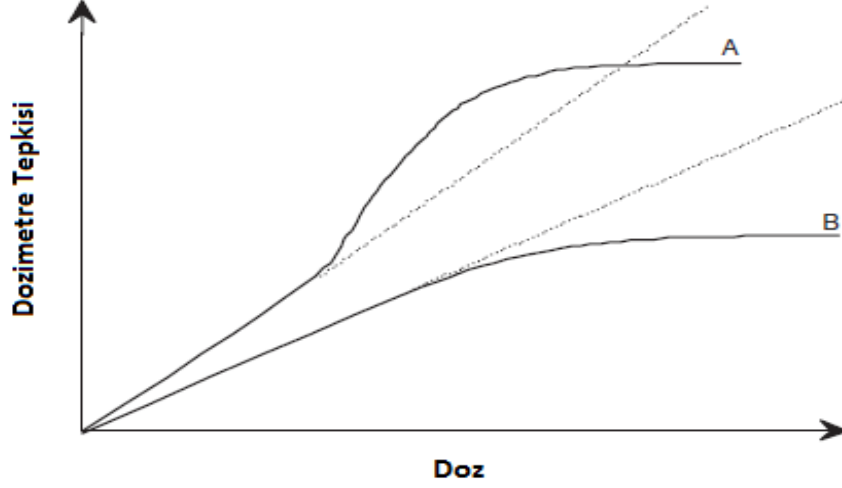
2.2.2 Dozimetrelerin doğrusallığı (linearity)

İdeal olarak, bir dozimetre sisteminin verdiği okuma değeri M, dozimetrik nicelik Q ile doğru orantılı olmalıdır. Yani, $Q \propto M$ ve bu dozimetrik nicelik okuma değerini $F = F_1 \cdot F_2 \dots F_n$ gibi n tane faktörden elde edilen toplam düzeltme faktörüyle çarpıldığında, herhangi bir P noktasında ölçülen dozimetrik niceliği verir.

$$Q_p = M \times F \quad (4)$$

Bununla birlikte, belirli bir doz aralığının dışında, bir dozimetrenin her zaman bir doğrusallıktan sapması vardır. Bu doğrusallıktan sapma, dozimetrenin tipine ve tüm fiziksel özelliklerine bağlıdır. Şekil 2.1' de dozimetrik sistemlerin tepki (response) karakteristiklerini göstermek için iki eğri görülmektedir. Şekil 2.1' de A harfi ile gösterilen eğri doz artışıyla belirli bir aralıkta doğrusal (linearity) bir davranış gösterdikten sonra, aşırı derecede lineerlikten sapma (supralinear) davranış gösteriyor ve daha sonra doyuma ulaştığı gözleniyor. Şekil 2.1' de B harfi ile gösterilen dozimetri sistemi ise, belirli bir doz aralığında önce artan radyasyon dozuyla doğrusal bir davranış

gösterdikten sonra, doğrusallık yüksek dozlarda doyuma gidiyor ve beklenen doz okumasını sağlamıyor.



Şekil 2.1 İki farklı dozimetri sisteminin dozimetrik tepki karakteristiği

2.2.3 Doz hızına bağımlılık

İdealde bir dozimetre sisteminde, dozimetrenin okuma değeri ile dozimetrik nicelik arasındaki $\frac{M}{Q}$ oranı (yani dozimetri sisteminin tepkisi) farklı iki doz hızı aralığında ($\frac{dQ_1}{dt}$ ve $\frac{dQ_2}{dt}$) sabit kalmalıdır. Gerçekte ise, bu doz hızı, dozimetre okumalarını etkileyebilmekte ve örneğin darbeli demet koşullarında (örnek: hızlandırıcılardan üretilen demetlerde) kullanılan iyon odalarında meydana gelebilen yeniden iyon birleşme etkilerini (recombination effects) gidermek için uygun düzeltme faktörleri gerekli olur.

Bu yüzden dozimetre sistemlerinin integre edilmiş toplam tepkisini (integrated response) ölçen entegre edici doz ölçüm sistemleri kullanılır. Böylelikle, bu entegre

edici (integrating systems) dozimetri sistemleri, ölçülen dozimetrik niceliğin zamana bağlı etkisinden, yani doz hızından bağımsız hale getirir.

2.2.4 Enerji bağımlılığı

Bir dozimetri sisteminin $\frac{M}{Q}$ tepkisi, genellikle radyasyon demet kalitesinin (energy dependence) bir fonksiyonudur. Bu nedenle dozimetre sistemleri, belirli bir radyasyon demet kalitesinde (enerjilerinde) kalibre edilir ve daha geniş bir enerji aralığında kullanılır. Ancak dozimetri sisteminin bu tepkisi, radyasyon kalitesiyle (enerji bağımlılığı olarak adlandırılır) bir değişim gösterebilir ve enerjiye bağlı bu tepki değişiminin de düzeltilmesi gerekir.

İdealde, dozimetri sisteminin enerji tepkisi, geniş bir enerji aralığında düz olmalıdır. Diğer bir ifadeyle, dozimetre sisteminin kalibrasyonu, radyasyon demet kalitelerinin belirli bir aralığı üzerinde enerjiden bağımsız olmalıdır. Gerçekte ise durum farklıdır ve bir çok ölçme durumunda, ölçülen dozimetrik niceliğin Q belirlenmesinde enerjiye bağımlılık dahil edilir ve uygun bir enerji düzeltme faktörünün hesaba katılması söz konusudur. Örneğin, radyoterapide ilgilenilen dozimetrik nicelik, suya (veya dokuya) verilen dozdur. Ancak tüm radyasyon demet kalitelerinde (enerji aralığının tümü üzerinde) tam olarak suya veya dokuya eşdeğer bir dozimetre olmadığından, enerji bağımlılığı bir dozimetri sisteminin en önemli karakteristiklerinden birisi olarak hesaba katılması bir zorunluluktur.

Bu nedenle, bu tez çalışmasında yaklaşık su eşdeğeri olan BC-408 (Bicron Corp, Saint-Gobain Crystals, Paris, Fransa) plastik sintilatör malzemesinin belirli X-ışını demet kalitelerinde (ISO N-serisi ve RQA serisi) ve ayrıca radyoizotop kaynaklarından elde edilen γ -ışınlarına karşı (60-1333 keV) enerji bağımlılığı incelenecektir.

2.2.5 Yöne bağımlılık

Dozimetre tepkisinin, radyasyon geliş açısıyla değişmesi durumu, dozimetrenin yöne (doğrultuya) veya açığa bağımlılığı olarak bilinir. Dozimetreler, yapım geometrileri, fiziksel boyutları ve gelen radyasyonun enerjisi nedeniyle yöne bağımlılık gösterebilir. Dozimetrenin doğrultuya (açığa) bağımlılığı özellikle belirli uygulamalarda, örneğin yarı iletken dozimetreler ile vücut içi (in vivo) dozimetrik ölçümlerde önemlidir. Terapi dozimetreleri ise, genelde kalibre edildikleri konumda aynı geometride kullanıldıkları için yöne bağımlılık etkisi giderilmiş olur.

2.2.6 Uzaysal çözünürlük ve fiziksel boyut

Doz, noktasal bir nicelik olduğundan yani belirli bir noktada ölçülen bir nicelik olduğundan, kullanılan dozimetre, çok küçük bir hacimden doz belirlenmesine imkân verebilmelidir. Dozun belirlendiği noktanın konumuna dozimetrenin uzaysal yeri (spatial location) adı verilir. Bunun için bir noktadaki dozun karakterize edilmesinde “noktasal dozimetre” ye gereksinim duyulur. Dozun belirlendiği noktanın konumu (uzaysal yeri); bir referans koordinat sisteminde çok iyi tanımlanmalıdır.

Noktasal doz ölçümlerinde TLD’ler uygundur. Çünkü fiziksel boyutları çok küçük yapılabildiğinden, küçük hacimlerin ölçümlerinde geniş yaygınlık kazanmıştır. Film dozimetrelerin iki boyutlu (2D) ve jel dozimetrelerin üç boyutlu (3D) uzaysal çözünürlükleri mükemmeldir. İyon odası tipindeki dozimetreler için, yeni tip iğne uçlu (pin-point) yapılan mikro iyon odaları kısmen uzaysal çözünürlük probleminin üstesinden gelmiştir.

2.2.7 Doz değeri okuma uygunluğu

Doz değeri okuma elverişliliği açısından; iyon odaları gibi doğrudan okuma değerini (display) veren aktif dozimetreler uygundur. PS’ler ve iyon odaları daha elverişlidir. Çünkü, bu sistemler, ışınlamayı takiben soğurulan radyasyon enerjisinin, ısıyla

(thermally induced) veya harici ışık kaynağı ile (optically stimulated) madde atomlarının kararsız seviyelerden (metastable states) lüminesans¹ fiziksel olayı sonucu açığa çıkarıldığı morötesi (ultraviolet), görünür (visible) veya kızılötesi (infrared) ışığın bir foto-dedektör kullanılarak ölçüldüğü termolüminesans dozimetrelerin (TLD) oluştuğu komple bir dozimetrik sistemlerden ve bir takım banyo işlemleri sonucu doz değerine ulaşılan film dozimetreleri (örneğin, Film Badge) gibi pasif dozimetrelerden çok daha uygundur. Ancak integre edici tipdeki kendine özgü özelliği olan pasif dozimetrelerin (TLD ve jel) yani sıra, integral modda çalışabilen iyon odalı dozimetrelerle de kolayca doz veya doz hızı değerlerine ulaşılabilir.

2.2.8 Dozimetrelerin kullanım kolaylığı

İyon odaları, tekrar kullanılabilen dozimetrelerdir. Kullanma ömürleri süresince hassasiyette çok az veya hiç bir değişim olmaz. Ancak yarı iletken malzemeden yapılan dozimetreler tekrar kullanılabilir olmalarına karşın, kullanım süreleri içinde hassasiyetlerinde giderek kötüleşen bir azalma olur. Film, jel ve alanin dozimetreleri ise tek kullanımlık dozimetrelerdir. Film ve jel dozimetreler tek bir ışınlamaya maruz kalması (exposure) ile alınan doz dağılımı ölçerlerken, daha dayanıklı ve sağlam yapılabilen iyon odalarının kullanım elverişliliği yanı sıra, kullanım nedeniyle ömürleri boyunca hassasiyetleri çok az etkilenir. Ancak diğer dozimetrelerin, örneğin TLD'lerin kullanım ömürlerinde hassasiyetleri değişebilmektedir (Izewska 2005).

2.3 Dozimetri Sistemleri

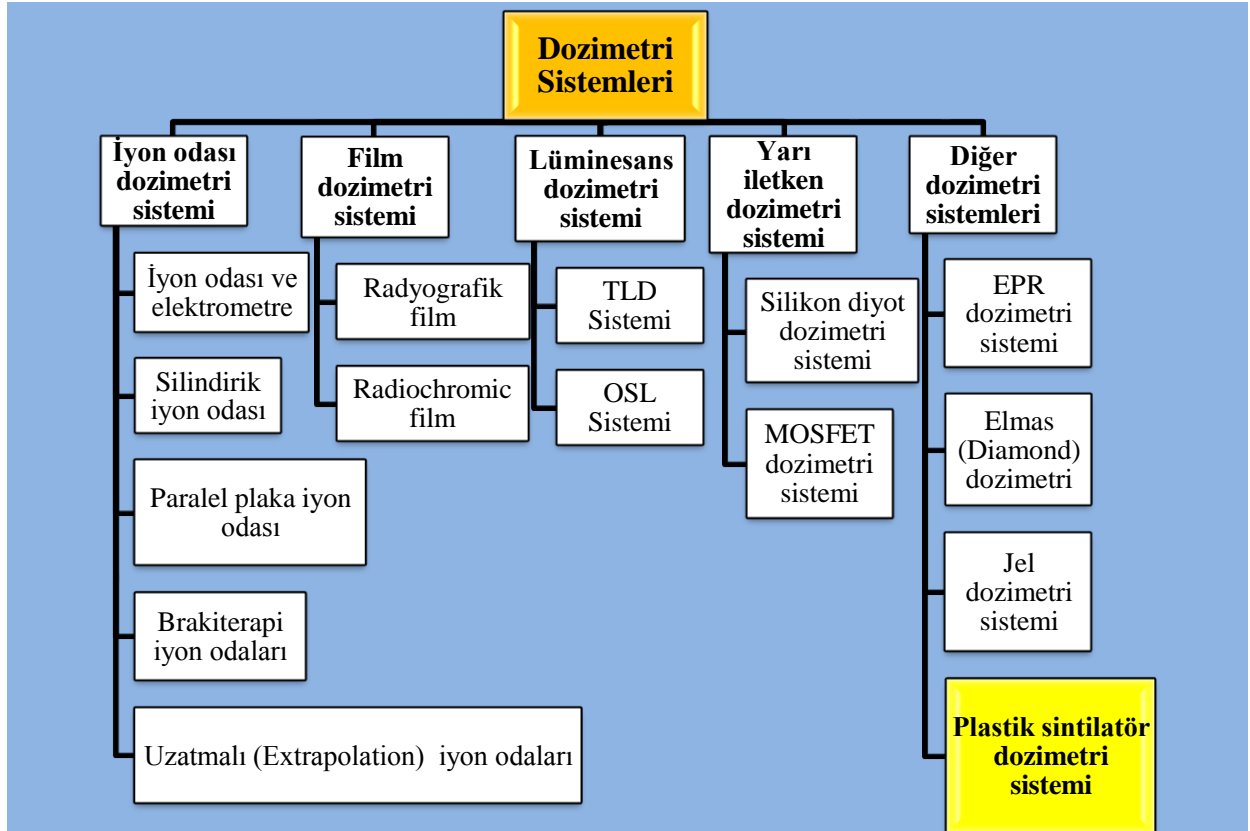
İyonlaştırıcı radyasyonların varlıkları, dedeksiyonları ve bunların şiddetleri ancak özel radyasyon ölçüm cihazları aracılığıyla ortaya konulabilir. Vücut içi (in-vivo)

¹ Lüminesans olayı: Bazı malzemelerin radyasyonu soğurmasıyla, atomların kararsız seviyelerinden soğurulan enerjinin bir dış etki ile morötesi (ultraviolet), görünür (visible) veya kızıl ötesi (infrared) biçiminde açığa salınması olayına denir. Lüminesans olayı, fluoresans (10^{-10} s- 10^{-8} s zaman aralığında) ve fosforesans (10^{-8} s'den daha uzun bir zaman gecikmesiyle) olmak üzere iki tipte meydana gelebilir. Daha yavaş olan fosforesans süreci, ışık veya ısı etkisi ile uygun uyarımlar yapılarak hızlandırılabilir.

dozimetride kullanılmak üzere iyon odaları, kimyasal dozimetri, film dozimetrisi, termoluminesans (TLD) dozimetri ve yarı iletken dedektörler gibi çeşitli ölçüm teknikleri geliştirilmiştir. En sık kullanılan in-vivo dozimetri teknikleri TLD, diyot ve iyon odalarıdır. In-vivo dozimetride kullanılacak yöntemin rahat uygulanabilir, güvenli, kolay kullanılabilir ve tekrarlanabilir olması istenir. Bu nedenle dedektörlerin seçimi, hangi çalışmada hangi tip yöntemin kullanılabilir olduğunun bilinmesi çok önemlidir (Gökhan 2007).

Günümüzde, brakiterapi amaçlı kullanılan kaynaklardan yayınlanan düşük enerjili X-ışınları ve radyolojik bölgedeki X-ışınları demetlerinin soğurulan dozlarının ölçülmesinde medikal dozimetre olarak ince pencereyi iyon odaları yaygınca kullanılmaktadır. Ancak alternatif olarak daha yüksek doğruluğa sahip ve yaklaşık su eşdeğeri plastik sintilatörlü medikal dozimetrelerin geliştirilmesi ve bu dozimetrelerin in-vitro dozimetride kullanılması çalışmaları ise günümüzde halâ devam etmektedir.

Çizelge 2.1 Dozimetri sistemleri



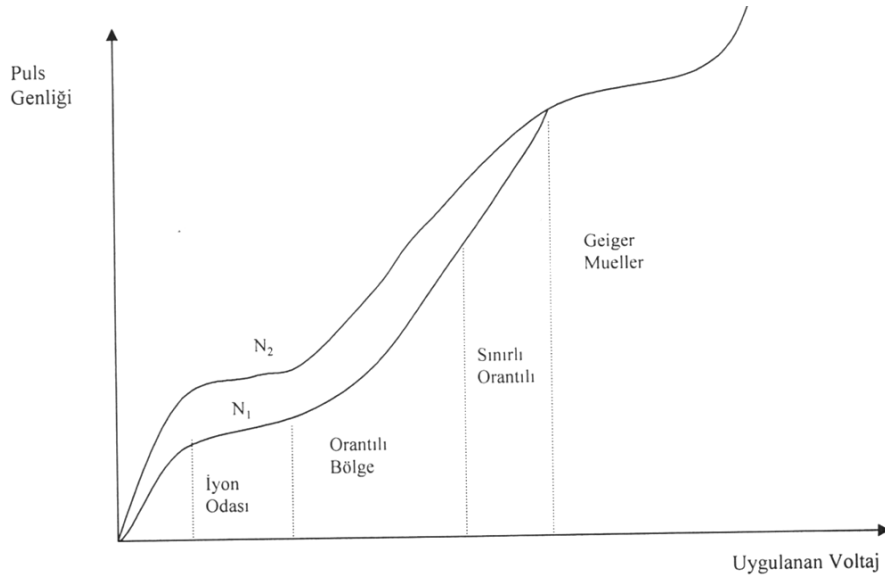
2.3.1 İyon odası dozimetri sistemi

İçerisinde farklı gaz bulunan radyasyon dedektörlerine gaz odalı dedektörler denir. İyon odası, orantılı sayaç ve Geiger-Müller dedektörü gaz odalı sayaçlarıdır. Gelen radyasyonun oluşturduğu negatif ve pozitif iyon çiftlerinin, iyon odası içerisinde bulunan gaz atomları ile etkileşmeleri prensibine göre çalışırlar. Bu dedektörlerde uygulanan yüksek gerilim sonucunda, dedektör elektrotları arasında oluşturulan elektrik alan ile elde edilmiş olan iyon çiftleri elektrotlara ulaşırlar (Şekil 2.2). Bunun sonucunda oluşan pulslar ile radyasyon ölçümü sağlanır. Uygulanan yüksek gerilim ile elektrik alan arasındaki bağıntı $E=V/r \cdot \ln(b/a)$ şeklinde verilir. Burada E: Elektrik alan, V: Potansiyel farkı, a: Anodun yarıçapı ve b: Katotun yarıçapıdır.

Bu gazlı sayaçlarda, başlangıçta oluşan iyon çiftleri elektrotlara ulaşacak yeterli enerjiyi kazanamadıkları için bir kısmı tekrar geri birleşmektedir ve toplanan yük miktarı meydana gelen iyon çifti sayısından daha azdır. Gerilim artırılmaya devam edilirse, başlangıçta oluşan tüm birincil iyon çiftleri elektrotlarda toplanır ve daha fazla bir voltaj artışı iyon akımını etkilemez çünkü meydana gelen tüm yükler toplanmıştır. Bu plato kısmı iyon odasının çalışma bölgesidir. Eğer iyon çifti sayısı fazla olursa, tekrar birleşme olasılığı iyon çifti sayısının artmasıyla fazlalaştığından plato başlangıcı biraz daha yüksek bir voltaj değerinde görülür.

Bir dedektörün elektrotları arasına uygulanan elektrik alanının artırılması ile farklı dedektör çalışma bölgeleri elde edilir. Alanın çok küçük değerlerinde, oluşan iyon çiftleri elektrotlara ulaşacak yeterli enerjiyi kazanamadıkları için bir kısmı tekrar birleşmektedir ve toplanan yük miktarı meydana gelen iyon çifti sayısından daha azdır. Voltaj artırılmaya devam edilirse başlangıçta oluşan tüm birincil iyon çiftleri elektrotlarda toplanır ve daha fazla bir voltaj artışı iyon akımını etkilemez, zira meydana gelen tüm yükler toplanmıştır. Bu plato kısmı iyon odasının çalışma bölgesidir. Eğer her biri N_1 ve N_2 gibi farklı sayıda iyon çifti oluşturan iki farklı iyonize olay dikkate alınır, ikinci olay yani N_2 iyon çifti için plato başlangıcı biraz daha yüksek bir voltaj değerinde görülecektir, zira tekrar birleşme olasılığı iyon çifti sayısının artmasıyla

fazlalaşır. Voltajın arttırılmasıyla gaz çoğalım etkisi başlar, toplanan yük miktarı ve gözlenen puls genliği büyür. Voltajın belirli bir aralığında gaz çoğalımı doğrusaldır ve toplanan yük, gelen radyasyon tarafından meydana getirilen başlangıçtaki iyon çifti sayısı ile orantılıdır. Bu bölgeye doğru orantılı bölge denir ve orantılı sayaçların çalışma bölgesini temsil eder. N_2 ve N_1 'in oranları bu bölgede hep aynıdır. Voltajın daha fazla arttırılması ile bu orantılılık kayıp olmaya başlar. N_2 eğrisi hızla N_1 'e yaklaşır. Puls genliği, yine artan voltajla artmaktadır ancak artık orijinal iyon sayısı ile orantılı değildir. Bu bölgeye sınırlı orantılı bölge denir. Voltajın daha da yükseltilmesiyle gittikçe artan pozitif yük sayısı, elektrik alanını daha fazla bir gaz çoğalımının olmayacağı bir seviyeye indirir, yani sistemde, yeni iyon çiftlerinin oluşmasını sağlayan neden ortadan kalkar. Burada dikkat edilmesi gereken önemli nokta, elektrik alan değerini artık çığ yaratamayacak daha düşük bir değere indiren uzay yükü miktarı hep aynıdır ve sonuçta elde edilen pulsların hepsinin genlikleri birbirine eşittir ve gelen radyasyonun hiçbir özelliğini yansıtmaz. Bu bölgeye Geiger-Müller bölgesi denir (Knoll 2000).



Şekil 2.2 Gaz doldurulmuş radyasyon dedektörlerinin farklı çalışma bölgeleri

İyon odalarının yapımlarında farklı elektrot tasarımları vardır, elektrotların paralel plaka şeklinde yapılmasıyla daha homojen bir elektrik alan elde edilir. Diğer bir yöntem ise silindirik geometridir. Silindirin dış kabuğu toprak potansiyelindedir ve merkezi bir iletken tele (anot) yüksek potansiyel uygulanır. Silindirik yapıdaki iyon odaları ile her

yönden gelen ışınlar dedekte edilebilir yani yöne bağımlı değildir. Paralel plakalı tasarımlarda ise gelen ışınlar bir pencereden geçtikten sonra hassas hacme ulaşır dolayısıyla bu tip tasarımlarda yöne bağımlılık vardır.

İyon odasına gelen radyasyon, gaz atomları ile etkileşerek atomik uyarma ve iyonizasyona neden olacak ve enerjisini kaybedecektir. İyonizasyon sonucu oluşan serbest elektronlar ve daha ağır kütleli pozitif iyonlar, elektrotlar arasına uygulanan alanın etkisiyle anot ve katoda ulaşarak bir iyon akımı meydana getirirler. Oda içerisindeki tüm iyonlar elektrotlara ulaştıklarında dış devreden okunan akım oda içerisindeki iyonizasyon akımına eşit olur. İyon akımı (I), oluşan ortalama iyon çiftleri sayısı (N) ve elementer yük ($e=1,6 \times 10^{-19}$ Coul) olmak üzere; iyon akımı ile ortalama iyon çiftleri arasındaki bağıntı; $I = N \cdot e$ şeklindedir. Bir ortamda noktasal ölçümlerin yapılması için tasarımılanan iyon odalarının boyutları mümkün olduğu kadar küçük olmalıdır, böylelikle kavite teorisinin şartları sağlanacaktır. Sadece düşük şiddetteki radyasyonların ölçüleceği ya da kalibrasyonun daha doğru bir başka sisteme göre görelî yapıldığı sistemlerde oda boyutları daha büyük seçilebilir. İyon odasının duvar materyalinin atom numarası havaya mümkün olduğu kadar yakın ve duvar kalınlığı en az ölçülecek foton tarafından salınacak en yüksek enerjili elektronun menzili kadar olmalıdır. Genelde duvar karbon içeren plastikten (polystren, $Z=5,7$) yapılır. Duvarın iç kısımları ise iyonların toplanması için gerekli iletkenliği sağlamak amacıyla grafit ile kaplanır. Böylelikle havaya eşdeğer duvar maddesi elde edilmiş olur, ancak bu duvar malzemesinin yoğunluğu havadan hala 800 kat daha fazladır. İyon odaları gama ve X - ışınlarına karşı etkin dedektörler değildir, iyonizasyonun büyük bir kısmı gelen radyasyonun oda duvarından kopardığı elektronlardan oluşur (Bor 2012).

İyon odalarında dikkate alınması gereken bir diğer husus ise, bir ortamda meydana gelen iyon çifti sayısının sadece gelen radyasyonun şiddeti ile değil aynı zamanda enerjisine de bağlı olmasıdır. İyon odalarının duvarının yapı ve kalınlığı uygun seçilerek enerjiden bağımsız olmalarına çalışılır. Belirli bir enerji için maksimum iyonizasyonun elde edilebileceği belirli (spesifik) bir duvar kalınlığı vardır ve buna eşdeğer kalınlık denir. Düşük foton enerjilerinde kalın bir duvar foton soğurumunu artırır ve sonuçta oluşan elektronlar bu kalın duvarda soğurulur. Yüksek foton enerjilerinde ince bir duvar

kullanılması yeterli sayıda foton soğurulmamasına neden olur. Duvar kalınlığı en azından ölçülecek foton tarafından salınacak en yüksek enerjili elektronun menzili kadar olmalıdır.

İyon odalarının kullanımındaki bir diğer faktör ise basınç ve sıcaklığın foton soğurumunu değiştirmesidir. İyon odaları genellikle deniz seviyesinde ve oda sıcaklığında kalibre edilmiştir. Sonuçlar, okumaların yapıldığı diğer basınç ve sıcaklık değerleri (P ve T) için düzeltilmelidir. (Knoll 2000)

2.4 Plastik Sintilatör Dozimetri Sistemi

2.4.1 Sintilatörlerin genel özellikleri

Sintilasyon dedektörlü dozimetre sistemleri dedektörde kullanılan sintilatör malzemesine (kristal) bağlı olarak inorganik ve organik sintilatör olarak adlandırılır. İnorganik sintilatörler tiplerine NaI(Tl), BGO, ZnS(Ag), BaF₂ vb. kristaller ve organik sintilatör tiplerine ise saf organik kristaller(antrasen), sıvı organik kristaller ve plastik sintilatörler örnek verilebilir. İnorganik kristaller arasında NaI(Tl), organiklerde ise sıvı organik kristaller ve plastik sintilatörler en yaygın olanlarıdır. Yüksek atom numarası yoğunlukları nedeniyle inorganik kristaller, ölçüm hassasiyetleri yüksek olmasına karşın dozimetreye uygun değildir.

2.4.2 Plastik sintilatörlerin genel özellikleri

Çok hızlı ışık yaymaları, kolayca biçimlendirilmeleri, çok düşük derecede sıcaklık bağımlılığı ve oldukça ucuza maledilebilir olması, organik kristallerin doku ve/veya su eşdeğeri dozimetrik malzeme olarak ilgi çekici hale getirmiştir.

Plastik sintilatör (PS) dedektörleri, 200-2500 keV geniş bir enerji aralığında suya eşdeğer ve çok küçük boyutlu (< 2 cm³) minyatür hacimlerde yüksek duyarlıklı dedeksiyon ortamı, doz hızı, enerjiden bağımsız tepki, hızlı sinyal verdiği için yüksek

dozlarda daha kararlı olması ve gerçek-zamanlı çıkış okuması (real-time readout) gibi özelliklerin bir kombinasyonuna sahiptirler. Tüm bu özellikleri, PS dedektörlerini, katı formda, su eşdeğeri veya yaklaşık doku eşdeğeri olarak iki boyutlu veya üç boyutlu dozimetre olarak kullanılmalarını elverişli hale getirmektedir (Lacroix 2009). Katı formdaki organik sintilatörler, plastik şeklinde kolayca kesilebilir, eğilebilir, şekil verilebilir ve oldukça ucuz fiyatla temin edilebilir bir radyasyon dedeksiyon malzemesi olduklarından, 1950'li yıllardan bu yana radyasyon ölçümünde kullanılmaktadır. PS dedektörlerin 200 keV enerjinin altında verdikleri tepkiler, hali hazırda araştırılmaktadır.

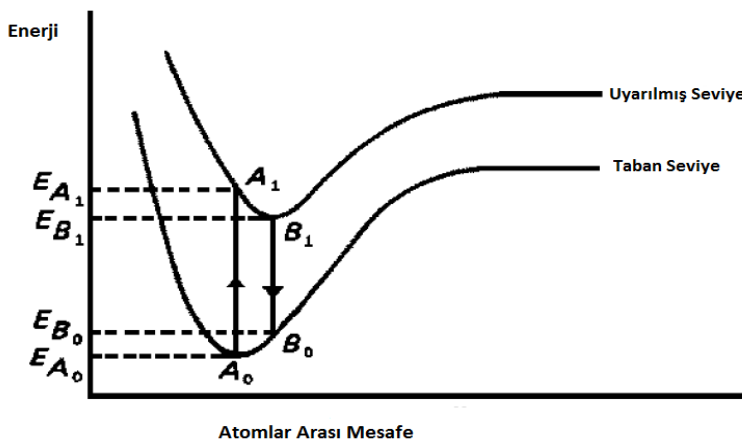
Plastik sintilatörler, molekül yapısında, benzen (C_6H_6) halkasının dizimsel olarak bulunmasıyla karakterize edilir. Plastik sintilatörler, organik fluoresans bileşiklerinin, katılaştıran polimer bir malzeme içinde çözündürülmesiyle oluşan katıya yakın çözeltilerden elde edilirler. Plastik sintilatörlerin çoğunluğu, sintilasyon ışığını verebilen, polistren (PVB-Polyvinylebenzene) ve polivinil toluen (PVT- diğer adı, polymethylstyrene) esaslı plastiklerden üretilirler. PVB veya PVT bazlı plastik sintilatörlere, genel amaçlı radyasyon dedeksiyon ölçümü için kullanılan, en çok Saint-Gobain Corp (Paris, Fransa) firması tarafından üretilip satılan BC-400, BC-404, BC-408, BC-412, BC-416, BC-454 (ağırlıkça %5 B katkılanmış) dedektörleri örnek verilebilir. Bunlardan BC-400 ve BC-404 plastik sintilatörler, geniş yaygınlıkta 30 yıldan fazladır kullanılmaktadır. PS malzemeler, en çok güvenlik denetimi (safeguard) ve yurt savunmasında (homeland security) kara sınır kapılarında ve limanlarda veya özel alanlara giriş-çıkışlarda hareketli veya duran araçların radyasyon taraması için alarm verici dedektörler olarak yaygınlaşmıştır.

2.4.3 Plastik sintilatörün çalışma prensibi

Sintilasyon dedektörü kristaline gelen alfa, beta yüklü parçacıklar veya X ve γ -ışınları, kristal tarafından soğurulmasının ardından görünür ışık fotonuna dönüştürülür. Bu

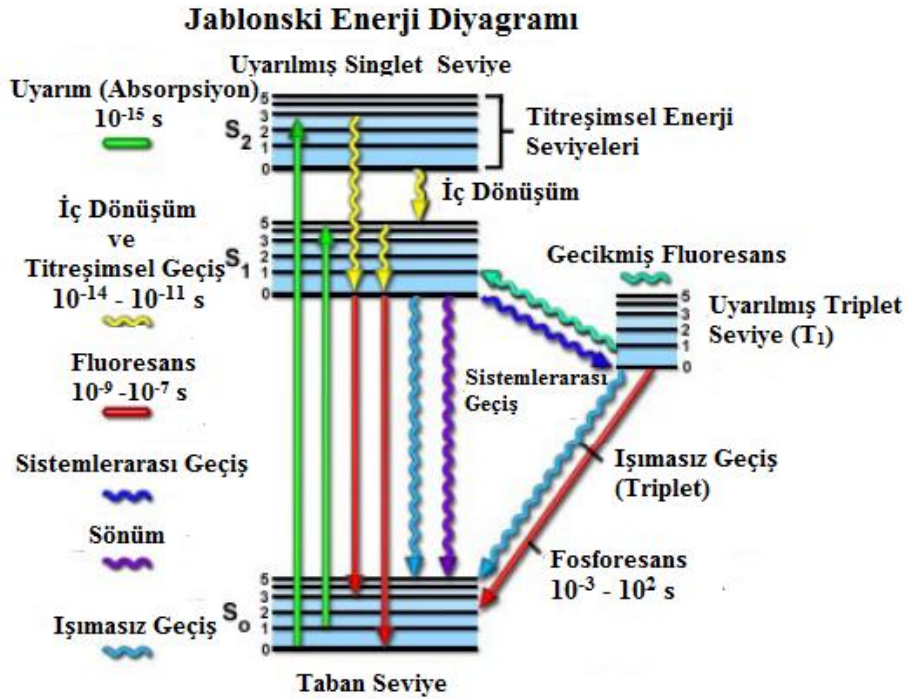
dönüşüm, fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşumu yolları ile meydana gelir. Bu üç etkileşim sonucu oluşan yüksek enerjili elektronlar sintilatör ile etkileşir. Organik kristallerdeki floresans işlemi ise, tek bir molekülün enerji seviye yapısındaki geçişlerden ortaya çıkar ve kristalin fiziksel yapısından bağımsızdır (Şekil 2.3). Örneğin antresenin floresans özelliği katı, sıvı ve gaz hallerinde gözlenebilir. Bu durum sintilasyon işlemi için düzenli bir latis yapısı isteyen inorganik kristallere göre farklıdır.

Moleküllerin enerji soğurmasında iki yol vardır. Elektronlar daha yukarı seviyelere uyarılabilirler ya da moleküldeki atomlar birbirine göre titreşirler. Şekil 2.3’ de gösterilen enerji seviye diyagramında bir moleküle ait potansiyel enerjinin atomlar arası mesafe ile nasıl değiştiği gösterilmektedir. Molekülün taban seviyesi A_0 noktasında olup potansiyel enerjinin minimumuna karşı gelmektedir. Sintilatöre gelen iyonize radyasyon bu moleküle enerji vererek onu uyarılmış seviyeye çıkarır, yani A_0 ’ dan A_1 ’ e geçiş olur. A_1 pozisyonu minimum enerji noktası değildir. Molekül enerjisini latis titreşimleri ile salarak (yani enerji, ısı olarak yayılır) B_1 noktasına hareket eder. B_1 noktası hala bir uyarılmış seviyedir ve molekül bazı durumlarda B_1 ’ den B_0 ’ a bir foton yayarak geçiş yapar, bu fotonun enerjisi $E_{B_1}-E_{B_0}$ olup uyarılmaya neden olan $E_{A_1}-E_{A_0}$ enerjisinden daha küçüktür. Bu fark çok önemlidir çünkü tersi durumda salınım ve soğurma spektrumları üst üste gelecek ve hiçbir foton salınımı olmayacaktır.



Şekil 2.3 Bir moleküle ait enerji seviye diyagramı

Organik kristallerde bazı elektronlar kuvvetli bağ yaparken bazıları çok daha gevşektir. Örneğin benzen hidrokarbonlarda karbonun dört değerlik elektronundan üç tanesi karbonlar arasında kuvvetli bir şekilde bağlanmışken (σ orbitalleri), dördüncü elektron (π orbitali) sıkı bir şekilde bağlanmamıştır. Gevşek bağlı olan π elektronu sintilasyon işlemini gerçekleştirir.

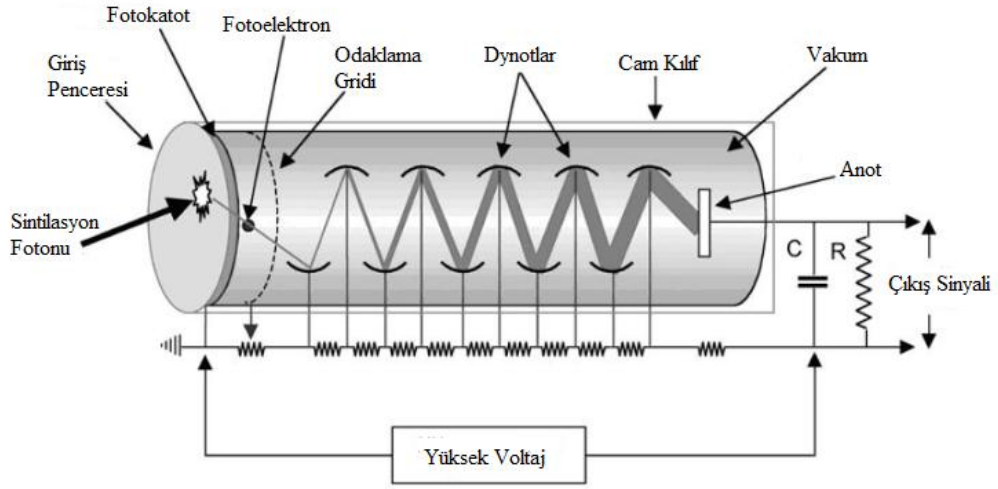


Şekil 2.4 Sintilasyon mekanizması için Jablonski enerji diyagramı

Organik bir kristalde enerji absorpsiyonu, bir valans(değerlik) elektronun en düşük elektronik titreşimsel enerji seviyesinden, uyarılmış elektronik enerji seviyelerinin herhangi bir titreşimsel enerji seviyesine geçişinde gözlenir. Işığın absorpsiyonu ile bir üst elektronik enerji seviyesinde bulunan molekülün, kararlı hali olan temel hale (S_0 enerji seviyesi) geçmesi için mümkün olan iki yol vardır (Şekil 2.4). Bunlardan biri ışımasız geçiş(non-radiative relaxation) olup sistem aldığı enerjii çevresine ısı olarak verir, diğeri ise floresans ve fosforesans olarak bilinen ışımali geçişlerdir. Floresans,

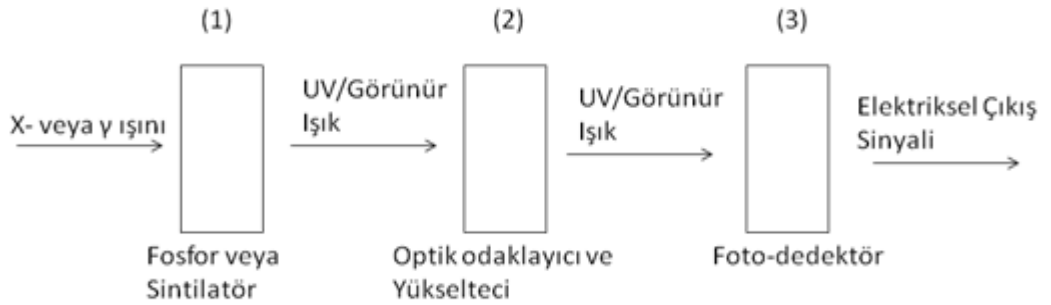
singlet uyarılmış (Excited Singlet States; S_1, S_2) seviyelerden, fosforesans ise triplet uyarılmış (Excited Triplet State; T_1) seviyeden, singlet taban (Ground State; S_0) seviyeye olan elektronik geçişleri temsil eder. Singlet ve triplet uyarılmış haller elektron spin bakımından farklıdır. Singlet uyarılmış halde elektron spinleri zıt yönlü ($\uparrow\downarrow$), triplet uyarılmış halde elektronların spinleri ise birbirine paralel ($\downarrow\downarrow$ veya $\uparrow\uparrow$) yöndedir.

Sintilatörden çıkan düşük verimdeki ışığın elektrik pulsuna çevrilmesi işlemi ise bir fotodedektör (ışığa duyarlı yüzeyi = fotokatot) ile kuplajı olan fotoçoğaltıcı tüp ile gerçekleşir (Şekil 2.5). Fotokatota, sintilasyon ışık fotonlarının fotoelektrik olay ile düşük enerjide elektronları sökmeleriyle dönüşüm gerçekleşir. Başlangıçta oluşan fotoelektronların sayısı gelen radyasyonun enerjisine bağlı olarak sadece birkaç yüz tane olduğundan bu pulsun elektronik devrede kullanılması mümkün değildir. Tüpün dynotlarda (dynode) oluşan elektron çoğaltıcı kısmında elektronların sayısı artırılır. Elektronlar, elektrik alan sayesinde dynot adı verilen metal bir plakaya doğru hızlandırılır. Dynota çarpan elektronlar, birçok yeni elektronun serbest bırakılmasını sağlarlar. İlk dynottan fırlatılan elektronlar, elektrik alan sayesinde ikinci dynota hareket eder ve bu böylece devam eder. Her dynot, bir öncekinden daha yüksek potansiyelindedir. Ortalama olarak bir fotoçoğaltıcı tüpte 10- 12 dynot bulunur. Tipik bir sintilasyon pulsunda 10^7 - 10^{10} elektron vardır. Bu elektriksel yük, fotoçoğaltıcı tüpün anotunda elde edilir ve tüm süre nanosaniye (10^{-9} s) mertebesinde dir. Fotoçoğaltıcı tüplerde elektron çoğalması lineerdir yani anotta oluşan pulsun genliği fotokatotdaki orijinal elektron sayısı ile orantılıdır. (Knoll 2000)



Şekil 2.5 Fotoelektrik tüpte elektron çoğalması

2.4.4 Sintilasyon dedeksyonunun temelleri



Şekil 2.6 Bir sintilasyon dedektörünün ana bileşenlerinin şematik gösterimi

Sintilasyon dedektörleri, bir sintilatör veya fosfor malzemesini takip eden bir optik odaklayıcı ve yükseltici kısım veya ışığa duyarlı bir foto-dedektörden oluşur(Şekil 2.6).

(1) X- veya γ -ışını fotonları, fosfor (ZnS:Ag) veya sintilatör (PS, NaI(Tl), CsI(Tl) gibi) malzemede soğurulduktan sonra, (2) morötesi(UV) veya görünür bölgedeki ışığa

(örneğin mavi, yeşil renkte) dönüştürülür ve optik odaklayıcı (optical relay element) bir elemanla bazen de bu ışık ayrıca yükseltilerek fotodedektör üzerine düşürülerek taşınması sağlanır. (3) Na, K gibi alkali metallere yapılmış ve yüzeyinden elektronların kolaylıkla sökülebildiği fotodedektör (fotoçoğaltıcı tüp (PMT) veya fotodiyod) çıkışından üretilen elektron akımı, bir elektrik sinyal pulsu olarak elde edilerek ayrıca elektronik olarak işlenmek üzere önyükselteç ve yükselteç gibi ünitelere gönderilir.

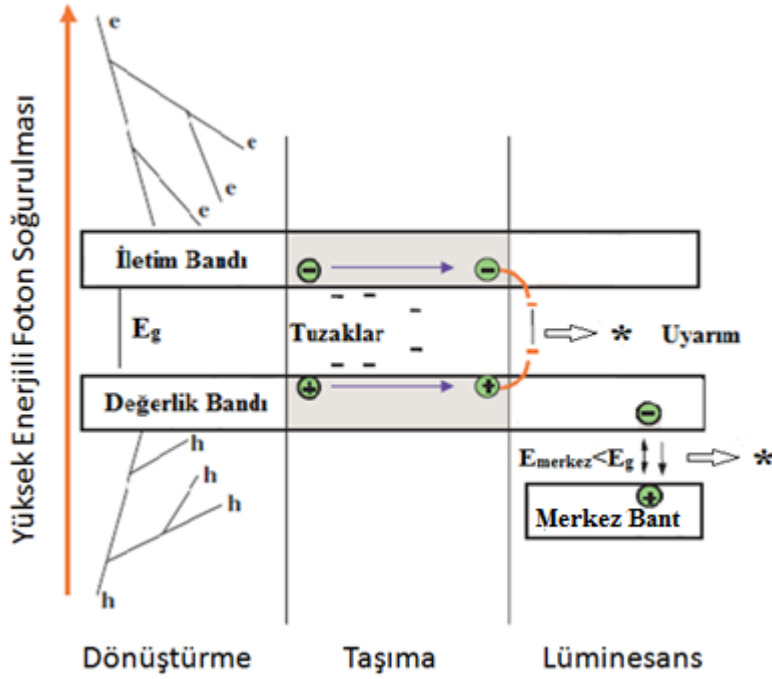
2.4.5 İnorganik tek kristal formdaki bir sintilatörde lüminesans ışığının oluşum mekanizması

Genelde, uygulamada oda sıcaklığında çalışabilen (geniş bant aralığı olan dedektör malzemeleri-wide bandgap materials) sintilasyon malzemeleri kullanılarak X- veya γ -ışınlarının morötesi veya görünür bölgedeki yayımlanan ışık fotonlarının dönüştürülmesi sağlanır. Soğurulan radyasyonu sintilasyona dönüştürme (conversion) işlemi gerçekte karmaşık bir konudur (Nikl 2006). Bu yüzden, Şekil 2.7' de gösterildiği gibi X- veya γ -ışınlarının bir sintilasyon (lüminesans) ışığına dönüştürülmesi, birbiri ardından (ardışık) meydana gelen üç alt işlemde açıklanabilir. Bunlar dönüştürme (conversion), taşınım (transport) ve lüminesans (luminescence) mekanizmalarıdır (Bkz. Şekil 2.6)

1) Başlangıç X- veya γ -ışınlarının sintilatör içinde dönüştürülmesi, çok basamaklı etkileşimleri kapsar. Örneğin yüksek enerjili bir X- veya γ -fotonu (varsayalım ki enerjisi 1 MeV'in altında olsun) sintilatör malzemesi içinde soğurulması, öncelikle fotoelektrik olay ve Compton saçılması ile meydana gelir. Sintilatöre gelen X- veya γ -ışının enerjisi düşük(örneğin 100 keV'in altında) ise, fotoelektrik etki daha baskın bir rol üstlenir.

2) Şekil 2.7' de dönüştürme prosesi şematik olarak gösterilmiştir. Dönüştürme prosesinde, iletim (conduction) ve değerlik (valance) bantlarında çok fazla sayıda elektron ve deşikler üretilir. İletim bandında elektron ve değerlik bandında deşiklerin (hole) meydana gelip hızlarının termal dengeye ulaşması süresi 1 ps (10^{-12} s) den daha

azdır (Nikl 2006). Yasak bant aralığı E_g (eV) üzerinden bu elektron-deşikler tekrar birleşmedikleri (recombination) varsayılır.



Şekil 2.7 Geniş bant enerji aralığı olan inorganik tek kristal katı formdaki bir sintilatörde lüminesans ışığın üretilmesi

Elektron ve deşiklerin birlikte taşınım (transport) sürecinde, bunlar giderek birleşmeleri uyarımları (exciton) meydana getirirler (Şeki 2.7' ye bkz.). Bu uyarımlar, sintilatör malzemesi içinde hareketleri sonucu göç ederler ve sintilasyonu meydana getirirler. Bu göçleri esnasında, kristal kusurlarında tuzaklanmaları olabileceği gibi, bu tuzaklanmalar tekrarlanabilir (repeated trapping at defects) nitelikte de olabilir. Bu taşınma sürecinde, herhangi bir sintilasyon ışığı meydana getirmeksizin uyarımların yeniden birleşmesiyle (non-radiative recombination) enerji kayıplarının olması olasılığı da vardır. Yukarıda söz edildiği gibi elektron ve deşiklerin (dolayısıyla uyarımların) sintilatör içindeki göçündeki önemli sayılacak gecikmeler, malzemenin yasak bant aralığında (E_g , forbidden gap) içinde meydana gelen tuzaklar içinde yük taşıyıcıların (burada, uyarımlar olarak adlandırılır) yeniden yakalanmasının bir sonucudur. Yük taşıyıcıların (uyarımlar) taşınması sürecinde, malzemedeki noktasal kusurlar (point defects), hatalar (flaws) ve yüzey özellikleri, yasak enerji aralığındaki (forbidden gap) enerji seviyelerini değiştirecek girişimler yapabilirler ve bu durum malzemenin kendine özgü sintilasyon

performansını önemli derecede değiştirerek kötüleşmesine yol açabilir. Açıkça anlaşılacağı gibi, yük taşınması süreci, tümüyle sintilatör malzemesinin üretim teknolojisine bağlıdır. Diğer bir ifadeyle, dedektör malzemesinin kalitesine bağlıdır.

3) Lüminesans (sintilasyon) ışığının meydana gelmesi, X- veya γ - ya da yüklü parçacık şeklindeki radyasyonun sintilatörde soğurulmasının son aşamasıdır. Lüminesans aşamasında, lüminesans merkezindeki elektron ve deşiklerin ardı ardına tuzaklanmasından ve bunların bir ışımaya (radiative) yeniden birleşmelerinin bir sonucudur. Şekil 2.7' de bu üretilen lüminesans ışığı (sintilasyon parıldaması) ve uyarım (sembolü; *) şeklinde gösterilmiştir. Yasak band enerjisi aralığından daha düşük enerji seviyesindeki ($E_{\text{core}} < E_g$) lüminesans merkezinin bir enerji bandında lüminesans ışığı üretimi gerçekleşir. Lüminesans aşaması çok hızlı, öyle ki nanosaniyeden (10^{-9} - 10^{-7} s) daha kısa sürelerde gerçekleşir. Ancak buna eşlik eden ve daha yavaş gelişen uyarımlarla ilgili lüminesans ışımaları meydana gelir ve bunlara fosforesans adı verilir.

2.4.6 Sintilatörlerin temel karakteristikleri

Sintilasyon ışığı oluşma mekanizmaları aynı olmasına karşın, sintilatörler ve fosfor malzemeleri kullanımları bakımından bazı temel özellikler yönünden birbirinden ayırt edilirler.

Sintilatörler X (veya γ) ışını sayım modunda kullanılırken, fosforlar entegre edici (kararlı durum) moddaki dedeksiyonda yaygınca kullanılırlar. Bu yönleriyle özellikle tıbbi alanda farklı uygulamalarda kullanılmak üzere hazırlama teknolojileri geliştirilmiştir. Günümüzde fosforlar (toz şeklinde) ve sintilatörler (katı halde sert, kristalize) olarak birbirinden ayrılır. Fosforlar ve sintilatörler hem foton sayımı modu hem de entegre edici dedeksiyon modlarında, uygulama tipine göre, toz şeklinde veya katı şekilde ya da sıvı formlarda kullanılmaktadır.

Sintilatörlerle X veya γ -ışını dedeksiyonunda, farklı enerjilerdeki X veya γ -ışınlarının sintilatörlerle ayırt edilmesinde aşağıdaki temel özellikleri önemlidir

1. Işık verimi(≈ 10000 görünür foton veya UV foton/MeV X veya γ -ışını)
2. X-ışını durdurma gücü (zayıflatma/attenuation) katsayıları
3. Sintilasyon tepki süresi-bozunma zamanı (puls doğma ve sönümlenme süresi)
4. Sintilatörde üretilen UV/görünür ışık emisyonu spektrumu ile foto-dedektörün soğurma spektrumu arasındaki spektral uyuşum
5. Sintilatörün kimyasal kararlılığı ve radyasyon direnci
6. Gelen X veya γ -ışını enerjileri ile üretilen ışık tepkisinin lineerliği (doğrusallığı)-enerji ayırma gücü

2.4.7 Fosforların temel karakteristikleri

Fosforlar, daha çok X-ışını görüntüsü elde etmek için yaygınca kullanılırlar. Bu amaçla, bir fosfor malzemesi tabakası fosfor ekranlarına ince bir şekilde uygulanır. Sonra tanımlı ve kararlı bir X-ışını tüpünden gelen X-ışını foton akısıyla orantılı bir lüminesans ışığı görüntüye dönüştürülür. Görüntü elde edilmesinde fosforların göz önünde bulundurulmuş temel karakteristikleri ise aşağıdaki gibidir:

1. Fosforların X-ışını-görünür/UV ışığa dönüştürme toplam verimi
2. X-ışını durdurma gücü (zayıflatma katsayısı)
3. Lüminesans bozunma zamanı ve ardından gelen ışımaya süresi (after glow=persistence)
4. Fosfor görünür/UV emisyon spektrumu ile foto-dedektör arasındaki spektral uyuşum
5. Fosforun kimyasal kararlılığı ve radyasyon direnci
6. Gelen X-ışını enerjisi ve şiddetiyle oluşan ışık tepkisinin doğrusallığı

7. Kaplanan ekran boyunca elde edilen uzaysal çözünürlük (spatial resolution)

Yukarıda açıklanan (2), (4) ve (5) temel karakteristikler hem fosforlar hem de sintilatörler için aynıdır, ancak dedeksiyon moduna göre (foton sayım modu veya foton integre edici sayım modu) ve uygulamanın tipine göre başka farklı şartların da yerine getirilmesi gerekebilir.

2.4.8 Plastik sintilatörün fluoresans ışık verme tepkisi

Bilindiği gibi sintilatörlerle α , β gibi yüklü parçacıkların da dedeksiyonu mümkündür. Yüklü parçacık, sintilatör etkileşmesi dikkate alınarak plastik sintilatörde üretilen fluoresans ışığın miktarı, gelen parçacık enerjisi, E ve plastik sintilatör kalınlığı, x arasında temel bir ilişki vardır.

Sintilatörün birim kalınlığında üretilen ışık (dL/dx), örneğin yüklü bir parçacık için aynı birim kalınlıkta kaybedilen enerji veya parçacık için durdurma gücü (specific energy loss or stopping power, dE/dx) arasındaki ilişki, ilk defa ile Birks teorisi ile açıklanmıştır. (Birks 1964). Üretilen fluoresans ışık Birks'in formülü ile aşağıdaki gibi verilir.

$$\frac{dL}{dx} = \frac{S \cdot \left(\frac{dE}{dx} \right)}{1 + kB \left(\frac{dE}{dx} \right)} \quad (5)$$

Burada S: sintilasyon verimi, kB: ise ışık sönmelenme (quenching) parametresidir. ($S \cdot dE/dx$) çarpımı ise parçacığın yol aldığı birim kalınlıkta ürettiği uyarım (exciton) sayısıdır.

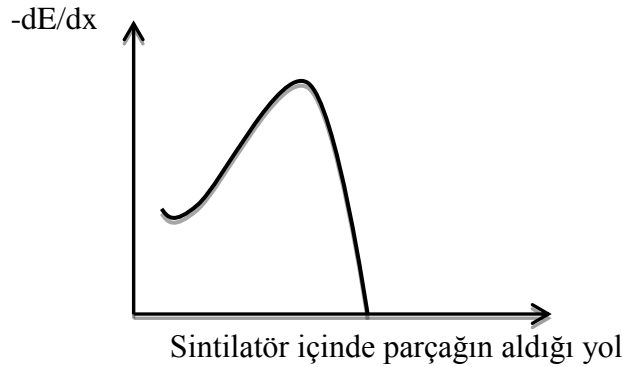
Bir sintilatör malzemesinde tamamen durdurulan bir parçacık enerjisine karşılık üretilebilecek toplam ışık miktarı ise;

$$L = \int_0^R [S \cdot (dE(x)/dx)] / [1 + kB \cdot dE(x)/dx] \cdot dx \quad (6)$$

ile verilir (Cebra ve ark.1992).

Burada, R: parçacığın sintilatör malzemesindeki menziline (ulaşma uzaklığını) ve parçacığın $dE(x)/dx$ ise enerji kaybını ve bununda aynı zamanda sintilatör kalınlığı x ' e bağlı bir fonksiyon olduğunu göstermektedir.

Bilindiği gibi plastik sintilatör malzemesinin içinde yüklü bir parçacık durdurulduğunda, enerji kaybı fonksiyonu $dE(x)/dx$ bir Bragg eğrisi şeklinde olacaktır (Knoll 2000).



Şekil 2.8 Yüklü parçacık enerji kaybı fonksiyonu (Bragg eğrisi)

Diğer taraftan α , β , d , t gibi yüklü parçacıklar için spesifik enerji kaybı (veye enerji kayıp hızı) dE/dx Bethe formülü ile ifade edilir.

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi e^4 z^2}{m_0 v^2} \times N \times Z \left[\ln \frac{2m_0 v^2}{I} - \ln \left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right) - \frac{v^2}{c^2} \right] \quad (7)$$

Burada, v : parçacığın hızı, z : sintilatör ile etkileşen parçacığın yükü, N : sintilatöre çarpan yüklü parçacığın sayısı ve Z : soğurucu ortam (sintilatörün) atom numarasıdır. PVT (Vinil toluen: $\text{CH}_3\text{C}_6\text{H}_4\text{CH}=\text{CH}_2$, burada H: %8,53 ve C: %91,40) kimyasal bileşim esaslı BC-408 plastik sintilatörü için $Z=3,4$ olarak hesaplanmıştır (EK 2'ye bkz.). m_0 ve e sırasıyla, elektronun durgun kütlesi ve elektriksel yüküdür. I : soğurucu ortamın (sintilatörün) ortalama iyonlaşma ve uyarma (ionization and excitation) enerjisini verir ve genelde her element için deneysel olarak belirlenir. I için yarı deneysel ifadeler türetilmiştir. Örneğin $Z > 12$ için elementler için $I(\text{eV}) = (9,76 + 58/Z^{1,19})$. Çizelge Ek 5.2' de ki yumuşak Doku (ICRP bileşimine göre tanımlanan) ortalama uyarma enerjisi $I_{\text{ort.}} = 72,3 \text{ eV}$ ' dir. Eşitlik (8)'deki spesifik enerji kaybı veya sintilatörün durdurma gücü (stopping power), dE/dx aşağıdaki parametrelere bağlı olduğu görülmektedir (Knoll 2000). Bunlar;

1. Sintilatöre çarpan parçacığın kütlesine bağlıdır.
2. Parçacığın elektrik yükünün karesi $(z.e)^2$ ile doğru orantılıdır.
3. Kristale çarpan parçacığın hızına, v (dolayısıyla enerjisine) bağlıdır.
4. Sintilatörün atom yoğunluğuna, yani atom sayısına (N) ve atom numarasına (Z) bağlıdır.

Sintilatör ile etkileşen parçacık bir X-ışını, gama ışını, Bremsstrahlung (frenleme radyasyonu) vb. elektromanyetik karakteristiklere sahip bir foton olursa, diğer malzemelerde olduğu gibi foton enerjisini, fotoelektrik olay, Compton saçılması veya çift oluşumu (pair production) etkileşimleri yaparak enerjisini aktarır. Fotoelektrik soğurma olayında, çarpan foton atomun bağlı elektronuyla etkileşir ve tüm sahip olduğu enerjisi bağlı elektronlarca soğurulur ve atomdan dışarı E_c enerjili bir fotoelektron fırlatılır.

$$E_e = E_\gamma - E_b \quad (8)$$

Burada, E_γ : Etkileşen fotonun enerjisi ve E_b : Atoma bağlı elektronun (bound electron) bağlanma enerjisidir. Bilindiği gibi fotoelektrik soğurma, atoma bağlı olmayan serbest bir elektron ile meydana gelemez. Çünkü serbest elektron durumunda enerji ve momentum korunmaz (Debertin ve Helmer 1988). Fotoelektrik etkileşmenin olma olasılığı (tesir kesiti) tek bir analitik bağıntı ile ifade edilemez, ancak fotonun enerjisine E_γ ve etkileştiği ortamın (burada sintilatör malzemesi) atom numarasına (Z) bağımlılığı yaklaşık olarak;

$$\sigma_{ph} = \text{sabit} \times \frac{Z^{4,5}}{E_\gamma^3} \quad (9)$$

Benzer şekilde Compton saçılmasında, sintilatöre çarpan fotonun enerjisinin ancak belirli bir kısmı elektrona transfer edilir ve geriye kalan enerjisi ikincil bir foton olarak saçılarak yoluna devam eder. Bu Compton olayının olma olasılığı da yaklaşık olarak;

$$\sigma_{comp} = \text{sabit} \times \frac{Z}{E_\gamma} \quad (10)$$

şeklinde ifade edilir. Bilindiği gibi Compton saçılmasında lineer zayıflama katsayısı $\mu_{comp} = \sigma_{comp} \cdot \rho N_{Av}/M$ şeklinde verilen tesir kesiti ile ilişkilidir. N_{Av} , Avogadro sayısı; ρ , sintilatör yoğunluğu; M , atom ağırlığıdır. Compton olayı gerçekleştiğinde geri tepen elektronun kazanabileceği maksimum enerji (Maximum Compton Edge), $\theta=180^\circ$ için $E_e = E_\gamma/(1+m_0c^2/2E_\gamma)$. Spektrumun düşük tarafında ise gözlenen Compton kenar enerjisi (Compton Edge) ise $\theta=90^\circ$ için $E_e = E_\gamma/(1+m_0c^2/E_\gamma)$ ifadesinden hesaplanır. Burada elektronun durgun kütle enerjisi, $m_0c^2 = 511$ keV ve E_γ (keV) plastik sintilatöre gelen foton enerjisidir. Bu etkileşmelerde açığa çıkan elektronlarda sintilatör ile ayrıca yüklü

parçacık olarak etkileşecektir. Yavaşlayan elektronlar ya inelastik saçılma veya frenleme (Bremsstrahlung) olayı ile elektromanyetik radyasyon yayarak etkileşir. Elektronlar, başlıca inelastik saçılma ile enerjilerini sintilatör elektronlarına aktarır. Çift oluşumunda, gelen foton enerjisi 1,022 MeV' i geçtiğinde meydana gelen bir etkileşme türüdür ve fotonun $E_\gamma > 1,022$ MeV enerjiden fazla olduğunda, çekirdek Coulomb alanına giren fotonun enerjisi, elektron-pozitron çiftine dönüşmektedir. $E_{ex} = E_\gamma - 1,022$ MeV'lik fazla enerji bu iki parçacık arasında paylaşılmaktadır. $E_\gamma > 1,022$ MeV koşulu sağlanıyorsa, çift oluşumu tesir kesiti σ_{pp} için,

$$\sigma_{pp} \sim Z^2 \quad (11)$$

şeklinde sintilatörün (soğurucu ortamın) atom numarasının karesiyle orantılıdır.

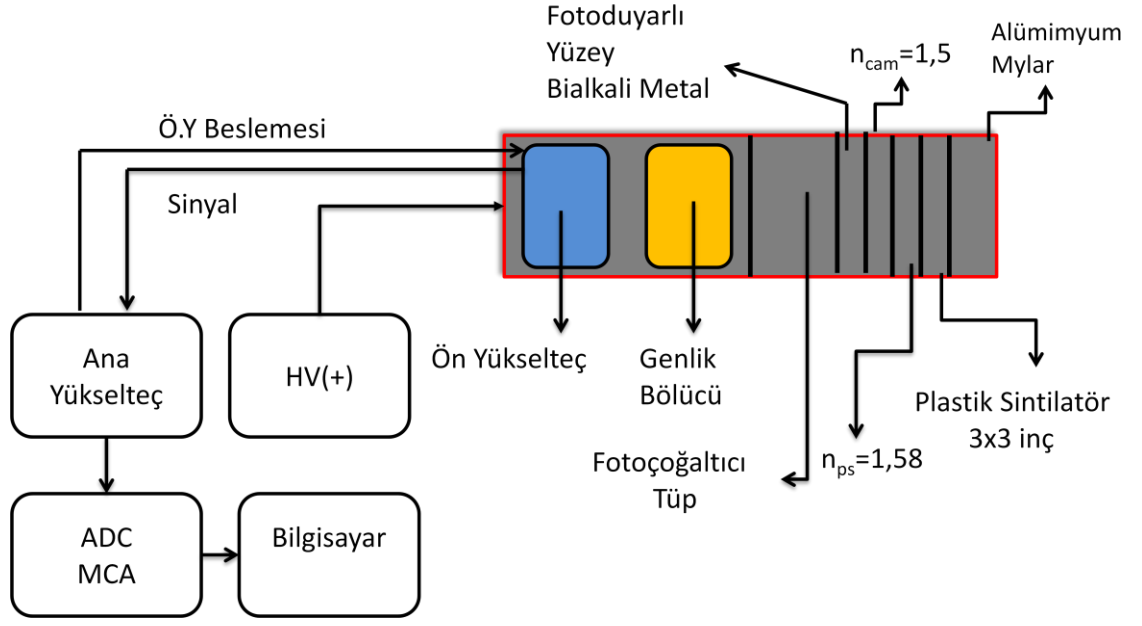
Çift oluşum için lineer zayıflama katsayısı $\mu_{pp} = \sigma_{pp} \times \rho \cdot N_{Av} / M$ şeklinde sintilatörün yoğunluğuna ve σ_{pp} tesir kesitine bağlıdır. Sintilatördeki foton etkileşmesinin toplam olarak fotoelektrik, Compton saçılması ve çift oluşumu katkıları sonucunda enerjisini kaybedecektir. Bu üç olayın sonuçta toplam etkisi olarak fotonların şiddetinin sintilatör içindeki zayıflaması (attenuation) ya da sayılarının azalması olarak ifade edilir. Sintilatörün toplam lineer azalım katsayısı, bu kısmi katsayılarının toplamı;

$$\mu = \mu_{ph} + \mu_{comp} + \mu_{pp} \quad (12)$$

dır. O halde, kalınlığı t olan bir sintilatör yüzeyinden giren N_0 tane fotonun N tanesini iletebilecekse $N = N_0 e^{-\mu t}$ ile ifade edilebilir. Burada toplam lineer azalım katsayısı μ (cm^{-1})' dir.

2.4.9 Plastik sintilatör dedektöründe soğurulan doz ile puls sayımları arasındaki bağıntı

Bir plastik sintilatörde soğurulan X- veya γ -ışınları etkileşmesinde sintilasyon (görünür bölgedeki mavi ışığın) çıkışı, sintilatör içinde gelen iyonlaştırıcı radyasyonun soğurulmuş dozu olduğunu gösterir. Sintilasyon fotonlarının emisyonunun (örneğin UV/mavi ışık), bu fotonların bir fotoçoğaltıcı tüp (PMT) yardımıyla elektriksel yüklere dönüştürülmesiyle ölçülmesi mümkündür. Bu çalışmada, Şekil 2.9' de görüldüğü üzere PMT çıkışında elde edilen sinyalde bir spektroskopi yükselteci (Canberra 2022) işlenip biçimlendirilerek bir ADC/MCA (Canberra Multiport II) ünitesinde puls sayımları olarak dönüştürülmesiyle bir spektrum şeklinde toplanmıştır. Dedektör kaynak sayım geometrileri Bölüm 3' deki gibi tasarlanarak kurulmuştur. Daha önce açıklandığı gibi, X- veya γ -ışınları ile plastik sintilatör ışınlamaya maruz bırakıldığında, soğurulan dozla orantılı olmak (lineer ilişki) üzere, sintilatör içinde baskın olarak Compton saçılmasıyla üretilen elektronlar (Compton elektronları olarak adlandırılan) sintilatör ışığının (mavi renk, pik dalgaboyu \approx 420 nm) üretilmesini sağlar. Bu Compton elektronlarının enerjisi 100-200 keV' den daha fazla ise, plastik sintilatörde soğurulan X- veya γ - dozuyla doğru orantılı olarak sintilasyon fotonlarının bir emisyonu meydana gelmesi beklenir. Ancak düşük enerjili X- veya γ - fotonlarına (örneğin 133 keV' den az) maruz bırakılan plastik sintilatör tepkisinde yaklaşık %10' a varan bir azalma söz konusu olduğu rapor edilmiştir. (Williamson 1999)



Şekil 2.9 BC-408 PS dedektör ölçüm sistemi diyagramı

Şekil 2.9’ de sırasıyla ^{241}Am , ^{109}Cd , ^{57}Co , ^{60}Co , ^{22}Na , ^{137}Cs , ^{54}Mn , ^{65}Zn , ^{133}Ba , ^{152}Eu radyoizotop kaynaklarıyla kaynak dedektör yüzeyindeyken BC-408 plastik sintilatör dedektörle elde edilen puls yüksekliği (enerji) ve düşey eksen ise kanal başına sayıdır. Her kaynak spektrumundan, daha uzun süreyle alınan ortam doğal fon (background) spektrumu, “kaynak spektrumu- $\frac{t_c}{t_p}$ x background spektrumu” bağıntısına göre ölçme süreleri normalize edilerek her kanal başına ortam doğal fon etkisi (background) sıyrılarak (spectrum stripping method) çıkarılmıştır. Her puls-yüksekliği spektrumu genel olarak $y = a.exp(-bx)$ şeklinde üstel olarak azalışla birlikte, daha yüksek enerjilerde Compton kenarlarının oluşturduğu yükselmeler, bu üstel azalıştan farklılaşmaları ortaya çıkarmaktadır. Bu nedenle, puls yüksekliği spektrumları 1024 kanal MCA hafızasında biriktirildiğinden, düşük enerji tarafında elektronik gürültüye bir eşik konulması için spektrum başlangıcı (sol tarafta 36ncı kanal) ve yüksek enerjili kozmik ışınların neden olabileceği enerjideki yükseklikteki pulsarı dikkate almamak için spektrum bitimi (sağ tarafta 942 nci kanal) olarak belirlenmiştir. Her puls yüksekliği spektrmunda 36-942 kanallar arasındaki spektrum kısmının toplam (integral) alanı, yani net integral sayımı (net toplam sayım değeri) belirlenmiştir. Bu net toplam sayım değeri, doğal fon etkisi çıkarılmış bir net sayıdır. Daha sonra ölçüm süresi

hesaba katılarak, puls yüksekliği spektrumundan ölçölmüş “net toplam sayım hızı (cps)” her kaynak için normalize edilerek veya her kVp’ deki X-ışınlaması için aynı işlemler tekrarlanark belirlenir.

BC-408 plastik sintilatörle elde edilen puls yüksekliği spektrumundan, puls sayımları ile sintilatörde soğurulan doz hızı arasında ise;

$$\dot{D}_s = \frac{1}{m_s} \int_0^\infty E \cdot \dot{C}_s(E) \cdot dE \quad (13)$$

ifadesi yazılabilir. Burada, $\dot{C}_s(E)$: sintilatörde E+dE enerjisi arasında soğurulan (energy deposition) bir enerjiye karşılık gelen entegre edilmiş puls sayım hızı (cps) ve m_s : sintilatörün kütesidir.

D_s : doz ve Δt_c : ölçme süresi(s) olmak üzere; puls yüksekliği spektrumundaki sayımların artan foton enerjisi ile üstel olarak azaldığı göz önüne alınarak Δt_c ölçüm süresindeki toplam (integrated) puls sayım değeri;

$$C_s = \dot{C}_s(E) \times \Delta t_c = a \cdot \exp(-bE) \times \Delta t_c \quad (14)$$

şeklinde yazılabilir.

Burada C_s : Plastik sintilatörde belirlenen kanallar arasındaki Δt_c ölçüm süresindeki toplam (integrated) puls sayısıdır. O halde doz hızı, \dot{D}_s yerine sintilatördeki toplam soğurulan doz D_s için;

$$D_s = \frac{1}{m_s} \int_0^{\infty} E \cdot [a \cdot \exp(-bE)] \cdot \Delta t_c \cdot dE \quad (15)$$

şeklinde sintilatörde soğurulan doz, D_s enerjinin (E) bir fonksiyonu şeklinde ifade edilebilir. Yani,

$$D_s = \frac{a \cdot \Delta t_c}{m_s} \int_0^{\infty} E \cdot [\exp(-bE)] \cdot dE \quad (16)$$

şekindedir.

Kalın plastik sintilatörler için doz ile puls yüksekliği bağıntısı ise;

$$D_s = \frac{\Delta t_c}{m_s} \int_0^{\infty} a \cdot E^{-0.5b} dE + b \cdot \exp(-c \cdot E) dE \quad (17)$$

şeklinde ilave bir terim içermelidir. Kalın sintilatör için önerilen Denklem (17)' de, Compton saçılmaları baskın olmasından dolayı, compton saçılmasını temsilen $a \cdot E^{-0.5b}$ ilave terim olarak kullanılmıştır. Denklem (17)' deki integral çözümünden a, b ve c integrasyon sabitleri, toplam puls sayımı ve ölçme süresi hesaba katılarak, sintilatördeki soğurulan doz belirlenebilir (BC-408 plastik sintilatördeki soğurulan doz ile puls yüksekliği bağıntısı için Ek 4' e bakınız).

2.4.10 Plastik sintilatörün medikal dozimetre olarak kullanılması

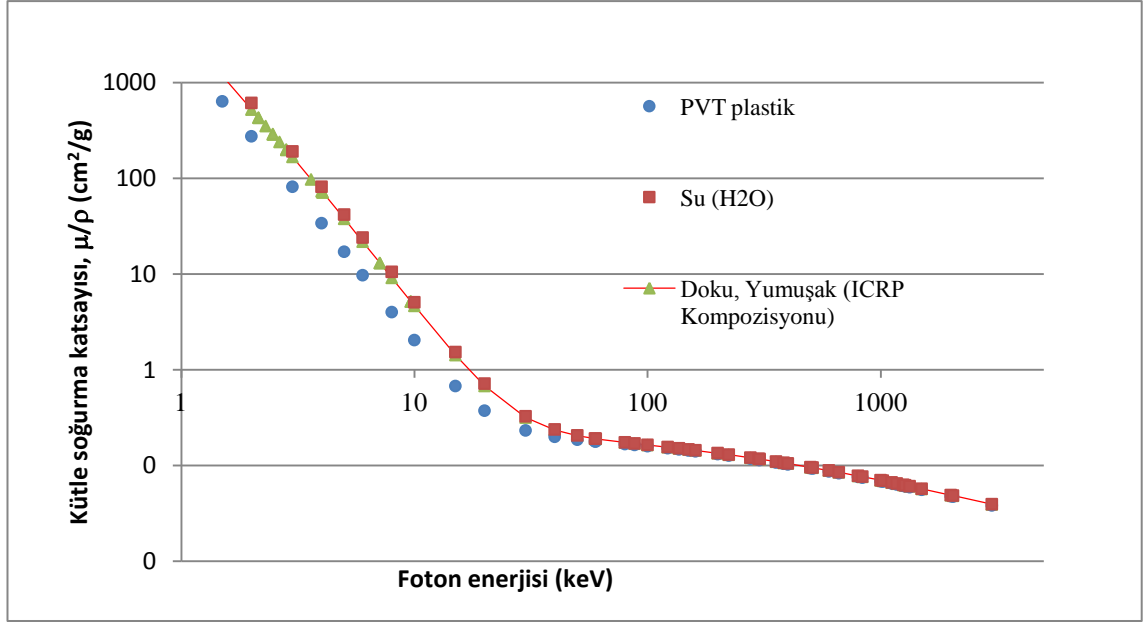
Plastik sintilatör (PS) dozimetresinde, dozimetrik ölçümler için PS malzemesinin bir optik fiber kabloya optik olarak bağlanarak (optic coupling) kullanılması, PS'de üretilen

ışığın(sinyalin) daha uzak mesafelere sinyali taşınması mümkündür. Sintilatör içinde üretilerek yayınlanan sintilasyon ışığının (görünür bölgede yer alan mavi veya yeşil renklerde) miktarı, sintilatör içinde soğurulan radyasyon dozuyla orantılıdır. Bu amaçla özel fiber kablolar (ışık klavuzları) kullanılır. Bu fiberler, çoğunlukla polistren esaslı etrafı ışık yansıtıcısıyla kaplanmış ince kablolardır (Nowotny 2007). PS malzemelerin medikal alanda aktif dozimetre olarak yaygınlaşmasının fiziksel nedeni ise, plastik sintilatörün ortalama kütle-enerji soğurma katsayısı (μ_{en}/ρ), suyun ortalama kütle-enerji soğurma katsayısına göreceli olarak çok yakın ve özellikle 100-200 keV enerjisinin üstünde bu değerler birbirine çok daha da yakın olmasıdır (Şekil 2.10'a bkz). Bu (μ_{en}/ρ), katsayısı, aynı zamanda plastik sintilatörün yüklü parçacıklara karşı (örneğin elektronlar için) gösterdiği kütle-çarpışma durdurma gücüdür (mass collisional stopping power) ve kütle açısal saçılma gücüdür (mass angular scattering power) (Ishikawa 2009).

Ayrıntılı elementel bileşimleri Ek-5'de tanımlanan ICRU-44 dokusu (yumuşak) için Çizelge 5.1' de, ICRP Dokusu (Yumuşak) için Çizelge 5.2' de ve tezde kullanılan BC-408 PS için Çizelge 5.3' deki veriler alınarak hesaplanan (μ_{en}/ρ) katsayılarının enerjiye bağımlı değişimleri aşağıda Şekil 2.10' da görülmektedir. Bu grafikteki nicel veriler kıyaslandığında, plastik sintilatör, insan dokusunun bileşimine oldukça benzerdir. Bu benzerlik, yoğunluk ve ortalama Z/A nicelikleri bağlamında da yakın eşdeğerlik sağlar. Bu tezde çalışılan PVT esaslı BC-408 dedektörünü kütle-enerji soğurma katsayısı (μ_{en}/ρ) ile standart yumuşak dokuya ait hesaplanan (μ_{en}/ρ) değerleri karşılaştırıldığında, 40-100 keV foton enerji aralığında %3,3-11 arasında farklılık sergilerken, 100-300 keV foton enerji aralığında sadece %2,5-3'lük bir farklılık göstermektedir. Bu hesap, plastik sintilatörün doku eşdeğeri bir dozimetre (medikal uygulamalara uygun) olarak kullanılabilmesini açıkça göstermektedir. Literatürde bu fikri destekleyen çalışmalar mevcuttur (Beddar 1992).

Pratikte, BC-408 veya benzeri plastik sintilatör malzemesinden soğurulan dozla orantılı elde edilebilecek ölçülebilir düzeydeki sintilasyon ışığının, başka bir plastikten yapılmış örneğin, polistren esaslı (plastic optical fiber) bir fiber optik kablo vasıtasıyla ışık

iletimi sağlanır. Bu iletilen sintilasyon ışığı (mavi/yeşil renkte olabilir) bir fotoçoğaltıcı tüp veya bir fotodiyotun ya da CCD (yük kuplajlı cihaz) vasıtasıyla ölçülmesi mümkündür.



Şekil 2.10 Polivinil tolüen (PVT) esaslı plastik, su ve yumuşak dokunun enerjiye göre ortalama kütle-enerji soğurma katsayılarının değişimi(Bkz. Ek 6)

Plastik sintilatör malzemenin, soğurulan radyasyon dozuyla orantılı üretilen sintilasyon ışık çıkışının elektrik akımına (yani analog sinyale) dönüştürülmesinin bir fotoçoğaltıcı tüp (PMT) kullanılarak mümkün olacağı gibi, yüksek kesinliğe (hassasiyete) sahip bir elektrometre yardımıyla orantılı oluşan bir akımın ölçülebilmesi de olanaklıdır. Birinci durumda, çok kanallı bir analizör (MCA) ile sayım sistemine gelen tüm pulsların toplamlarının alınmasıyla, sintilatörde soğurulan toplam enerjinin (total energy deposition) hesaplanması mümkündür. Ancak bu uygulamada, maksimum tolere edilebilir puls hızı, ≈ 10 kcps(kilo sayım/s)' den düşük olmalıdır. Çünkü, radyasyon terapisi gibi yüksek doz hızı verilen radyasyon alanlarının kullanıldığı yerlerde, bu tür MCA sayım sistemleriyle meydana gelebilecek ciddi ölü zaman etkisi (ve puls yığılma etkisi artacağından) nedeniyle ölçüm yapmak güçtür (Beddar 1992).

Ancak, bir elektronik ayıraç (discriminator) kullanılarak puls sayım (pulse counting) yöntemiyle plastik sintilatör dedektörlü doz ölçümünü yapmak gibi daha basit bir alternatif yolu da vardır (Ishikawa 2009).

Bu ikinci yöntem ile maksimum tolere edilebilir puls sayım hızı, nispeten daha yüksek, örneğin 1 Mcps (bir milyon sayım/s) civarında olabilir. Burada elektronik ayıraç, düşük enerjili ($< 10-15$ keV) altındaki pulsarı ve gürültü katkısını elemine edecektir ve sistemin ölü zaman etkisine (puls yığılma etkisine) girmemesine önemli derecede etkisi olacaktır (Knoll 2000)

Puls sayım modunda, çıkış sinyalinde enerji bilgisi elde edilmez. Çünkü toplam sayımlar (integrated counts), soğurulan radyasyon dozunun doğrudan (mutlak) bir ölçüsünü vermez. Ancak diğer taraftan, puls sayım modunun kullanmanın avantajlı yönü, integre edici mod (integrating mode) kullanımına veya çok küçük boyutlu bir sintilatörün vücut içi (in vivo) yerleştirilerek yapıldığı çalışmalarda, MCA sistemiyle kullanılması durumuyla kıyaslandığında, daha yüksek bir verim sağlamasıdır (Ishikawa 2009).

Bu tez çalışmasında ise MCA sistemiyle plastik sintilatör sistemi bağlantısı yapılarak toplam (integral) puls sayım hızları, her X-ışını demet kalitesinde (karşılık gelen ortalama bir X-ışını enerjisinde) ölçülmüştür.

2.5 Referans X-Işın Demet Kaliteleri

Doz ve doz hızı ölçen cihazların kalibrasyonunda ve enerji bağımlılıklarının belirlenmesinde ISO 4037-1 ya da IEC 61267 standartlarında belirtilen referans X-ışını demet kaliteleri kullanılmıştır.

2.5.1 IEC 61267 standardında belirlenmiş olan X-ışın demet kaliteleri

X-ışın demet kalitelerinin tanımlanmasında; uygulanan gerilim, 1. ve 2. HVL (yarı-değer kalınlık) değerleri kullanılır. X-ışın demetlerinin özellikleri spektral dağılımları ile verilir.

IEC 61267 standart dokümanında belirtilen “standart radyasyon şartları” aşağıdaki parametrelerle tanımlanır;

1. Anot (hedef) materyalinin cinsi ve özellikleri
2. X-ışını tüpüne uygulanan yüksek gerilim
3. Toplam filtrasyon
 - a. X-ışını sisteminin kendi bünyesindeki filtrasyon (inherent filtration)
 - b. Eklenen filtrenin (additional filtration) ya da fantomun kalınlığı ve yapıldığı materyal
4. Birinci yarı kalınlık değeri (1.HVL)
5. Homojenlik katsayısı
6. Ölçümlerin alındığı mesafe (kaynak-dedektör arası uzaklık)

IEC 61267 standardında belirlenmiş olan X-ışını 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 belirlenen X-ışını demet kaliteleri aşağıdaki gibi RQ (radiation quality) harfleriyle sınıflandırılır.

1. **RQA:** Işınlanan bir hastayı temsil eden ek bir filtreden çıkan ışınlar ile elde edilen demet kalitesidir.
2. **RQB:** Ölçüm sonuçlarında elde edilen sinyale, saçılan ışınların katkısının fazla olmasının istendiği durumlarda elde edilen demet kalitesidir.
3. **RQC:** Saçılmanın olmadığı ortamda, floroskopi sistemlerinin otomatik parlaklık kontrolünün ayarlanması için elde edilen demet kalitesidir.
4. **RQN:** Ölçüm sonuçlarında elde edilen sinyale, saçılan ışınların katkısının minimum yapılması istendiğindeki elde edilen demet kalitesidir.
5. **RQR:** Herhangi bir fantom ya da ek filtre kullanılmadan X-ışın kaynağından çıkan ışınlar ile elde edilen demet kalitesidir.
6. **RQT:** Bilgisayarlı tomografi uygulamalarının özelliklerini tanımlanmada kullanılan demet kalitesidir.
7. **RQA-M:** Mamografi uygulamalarında, ışınlanan bir hastayı temsil eden ek bir filtreden(AI) çıkan ışınlar ile elde edilen demet kalitesidir.
8. **RQB-M:** Mamografi uygulamalarında ki ölçüm sonuçlarında elde edilen sinyale, saçılan ışınların katkısının fazla olmasının istendiği durumlarda elde edilen demet kalitesidir.
9. **RQN-M:** Mamografi uygulamalarında ki ölçüm sonuçlarında elde edilen sinyale, saçılan ışınların katkısının minimum yapılması istendiğindeki elde edilen demet kalitesidir.
10. **RQR-M:** Mamografi uygulamalarında, filtrelenmemiş X-ışın kaynağından çıkan ışınlar ile elde edilen demet kalitesidir.

Bu çalışmada ışınlanan hastayı temsil etmesi için IEC 61267’de belirlenmiş olan RQA serisi X-ışını demet kalitesi elde edilmiş ve deneysel çalışmalarda kullanılmıştır. Bu nedenle IEC 61267 standardında belirlenen X-ışın demet kalitelerinden sadece RQA

serisi X-ışını demet kalitesinin özellikleri ve bu demet kalitelerinin kalibrasyonu için referans metot açıklanacaktır.

2.5.1.1 RQA serisi X-ışın demet kalitesi (Radiation Qualities based on a Phantom made up of aluminium Added filter)

Çizelge 2.2' de verilen 40-150 kVp tüp voltajları aralığında 9 farklı enerjide olmak üzere (RQA serisi) üretilen X-ışını demet kalitesinin karakteristik özellikleri aşağıdaki gibidir.

- Bu serideki X-ışını demetlerinde ölçümler hastayı temsil eden bir fantomdan (ilave Al filtreler kullanılarak) çıkan ışınlar ile gerçekleştirilir.
- Ölçülen X-ışını demetindeki saçılan radyasyon miktarı çok önemli değildir.

Çizelge 2.2 RQA serisi X-ışını demet kaliteleri

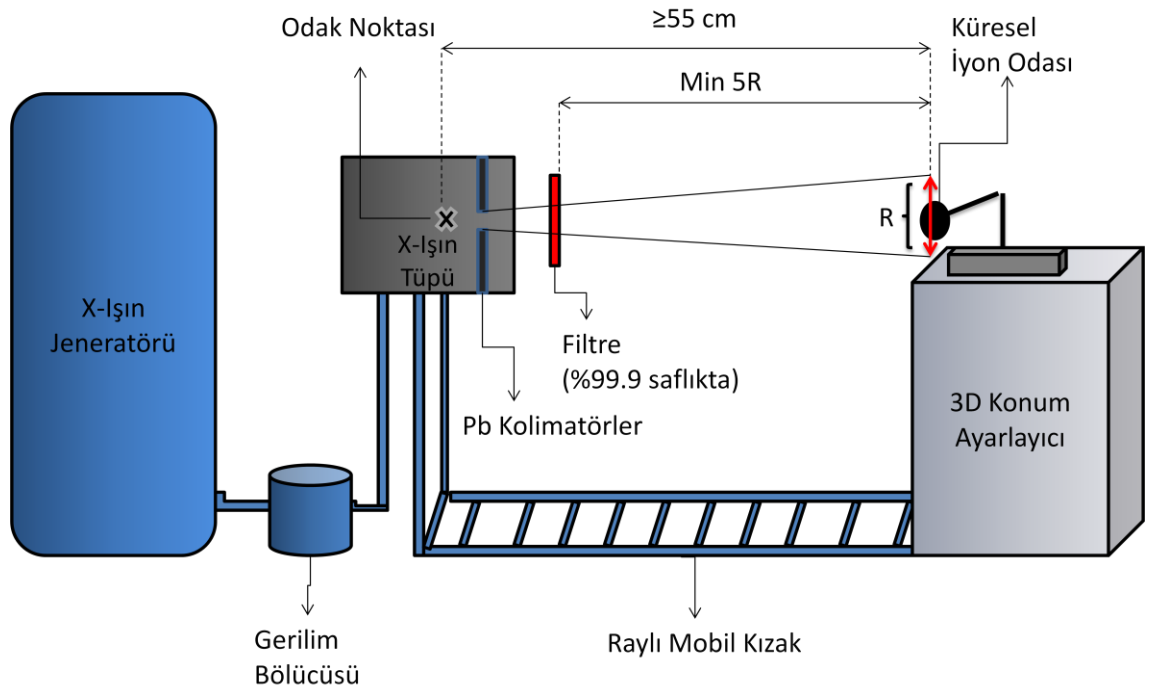
Radyasyon Demet Kalitesi	Uygulana X- Işını Tüp Gerilimi (kV)	İlave filtre (mm Al)	Ortalama Foton Enerjisi*, (keV) \bar{E}	Birinci Yarideğer Kalınlığı ** (1. HVL) (mm Al)
RQA 2	40	4	30,6	2,2
RQA 3	50	10	38,0	3,8
RQA 4	60	16	44,7	5,4
RQA 5	70	21	50,8	6,8
RQA 6	80	26	57,2	8,2
RQA 7	90	30	61,8	9,2
RQA 8	100	34	66,1	10,1
RQA 9	120	40	75,2	11,6
RQA 10	150	45	86,7	13,3

*X-ışını spektrumundan hesaplanan ortalama enerji, \bar{E} (keV)

**Tolerans: $\pm 0,1$ mm' dir.

RQA serisi X-ışın demet kaliteleri aşağıda verilen parametrelere göre tanımlanır.

- Anot materyali tungsten olmalıdır.
- X-ışın tüpüne uygulanan gerilim Çizelge 2.2' de verilen bir değere ayarlanmalıdır.
- X- ışını sisteminin toplam filtrasyonu ayarlanabilmelidir.
- Eklenen filtrasyon Çizelge 2.2' de verilen değerde herhangi biri olmalıdır.
- 1. HVL değerleri Çizelge 2.2' de verilen değerlerde olmalıdır.



Şekil 2.11 IEC 61267’ de belirtilmiş RQA demet kalitesinin elde edileceği düzenek

RQA serisi X-ışın demet kalitesinin elde edilmesi, RQR X-ışın demet kalitesinin elde edildiği şekilde gerçekleştirilir. Fakat bu iki demet kalitesi arasındaki en büyük fark RQA demet kalitesinde bulunan ve soğurucu ortamı (örneğin; hasta) temsil eden ek filtredir. Bu ek filtre, istenen demet kalitesindeki kalınlığa göre yerleştirilir ve HVL ölçümlerinde daima sabit kalır. Ölçümler bu filtre varken yapılır. 2. HVL değerinin ölçülmesine dolayısıyla homojenlik katsayısının bulunmasına da gerek yoktur. Burada elde edilmesi gereken 1. HVL değeri Çizelge 2.2’ de 4. sütunda verilen değerde ya da $\pm 0,1$ mm’lik tolerans sınırları içerisinde olmalıdır.

2.5.2 ISO 4037–1 standardında belirlenmiş olan X-ışın demet kaliteleri

ISO 4037 seri standartlarda, hava kerma hızı aralığı $10 \mu\text{Gy/saat}$ ile 10Gy/saat arasında olan radyasyon dedektörlerinin kalibrasyonları ve enerji bağımlılıklarının incelenmesi için, referans X ve gama ışın kalitelerinin özellikleri ve nasıl elde edileceği

belirtilmiştir. ISO 4037-1 standardında referans X ve gama ışın kaliteleri 4 farklı gruba ayrılmışlardır. Bu gruplar aşağıda belirtilmiştir.

- a) 7 keV - 250 keV enerji aralığındaki filtre edilmiş X-ışınları ve ²⁴¹Am kaynağından elde edilen gama ışınları
- b) 8 keV - 100 keV enerji aralığındaki floresans X-ışınları radyasyonu
- c) 600 keV-1,3 MeV enerji aralığındaki radyonüklitlerden yayınlanan gama ışınları
- d) 4 MeV - 9 MeV enerji aralığındaki reaktör ve hızlandırıcılardan elde edilen gama ışınları

Kolaylık olması açısından ISO 4037-1’de belirtilen flüoresans(F), radyoaktif kaynak(S), düşük hava kerma hızı(L), dar demet (N), geniş demet (W) ve yüksek hava kerma(H) serileri sırasıyla F, S, L, N, W ve H harfleri ile kısaltılmışlardır. Bu tez çalışmasında ISO 4037-1’de belirlenmiş olan S-Cs (¹³⁷Cs) ve dar demet koşullarındaki N referans X-ışını demet kaliteleri kullanılmıştır.

Çizelge 2.3 ISO 4037-1’ de belirtilen, dar demet N-serisi X-ışını demet kaliteleri

Demet Kalitesi	Tüp Gerilimi (kV)	Ortalama demet enerjisi, (keV) \bar{E}	Demet Kalitesi	Tüp Gerilimi (kV)	Ortalama demet enerjisi, (keV) \bar{E}
N-10	10	8	N-60	60	48
N-15	15	12	N-80	80	65
N-20	20	16	N-100	100	83
N-25	25	20	N-120	120	100
N-30	30	24	N-150	150	118
N-40	40	33	N-200	200	164

ISO 4037-1 standardında belirlenmiş olan filtre edilmiş X-ışın referans demet kaliteleri aşağıdaki parametrelere göre karakterize edilir.

- a) Ortalama enerji, \bar{E}
- b) Spektral ayırma gücü, R_E
- c) Yarı değer kalınlığı, HVL
- d) Homojenlik katsayısı, h

Referans demet kaliteleri ise aşağıdaki parametrelere bağlıdır.

- i. X-ışın tüpüne uygulanan yüksek gerilime
- ii. Toplam filtrasyonun cinsine ve kalınlığına
- iii. Hedefin (anodun) özelliklerine

Radyonüklit kaynaklarından elde edilen γ -ışını demet kaliteleri;

Çizelge 2.4 ISO 4037-1 standardında belirtilen radyonüklit γ -ışını demet kaliteleri

Demet Kaliteleri*	Radyoizotop	Ortalama Enerji, \bar{E} (keV)
S-Am	^{241}Am	59,5
S-Cs	^{137}Cs	662**
S-Co	^{60}Co	1250

*Bu tezde, bu demet kalitelerinde ölçümler yapılmıştır.

**Düşük (kBq mertebesinde) ve yüksek (MBq mertebesinde) aktiviteli ^{137}Cs kaynakları kullanılarak PS ışınlamaları yapılmıştır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1 Tez Kapsamında Ölçümlerin Gerçekleştirildiği Sistemler

3.1.1 X-ışın ışınlama sistemi

Çizelge 3.1 X-ışın ışınlama sistemi teknik özellikleri

Kurulum tarihi: 2008	
X-ışın jeneratörü: İtalray, Pixel HF (üreticisi)	
Frekans	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- ışın tüpü: Varian, RAD-21	
Odak nokta boyutu	0,6 mm – 1,2 mm
Anot materyali	Tungsten
Anot açısı	12 ⁰
Gerilim 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

3.1.2 ^{137}Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sistemi

Çizelge 3.2 ^{137}Cs ışınlama sistemi bilgileri

Kurulum tarihi: 2009	
Hopwell Designs, Inc. (ABD) , G10 Gamma Beam Irradiator (üreticisi)	
1. İzotop	^{137}Cs
1. İzotop aktivitesi	47 mCi (1739MBq) (14.05.2009 tarihindeki)
2. İzotop	^{137}Cs
2. İzotop aktivitesi	8.58 Ci (~317GBq) (14.05.2009 tarihindeki)
Radyasyon şiddeti azaltıcı levhalar	3 adet 19,4 mm kalınlığında, kurşun
Kolimatör	ISO Collimator, 17^0

Yatay demet eksen konfigürasyonunda ve dedektör konumunda gösterilen sabit kaynak- hareketli (mobil) kızak ve ölçme donanımından oluşan üç boyutlu (3D) radyometrik benç diyagramı Şekil 3.1' de gösterilmiştir.



Şekil 3.1 ^{137}Cs ışınlama ve ölçmeleri için mobil 3D- radyometrik benç fotoğrafı

3.2 Radyonüklid Kaynaklar

Bu tezde, γ -ışını kaliteleri için ISO 4037-1’de verilen S-Am, S-Cs ve S-Co radyonüklitlerine ek olarak düşük akktivitede (~kBq mertebesinde) ışınlamalar için Çizelge 3.3’ de verilen radyoizotop kaynakları da kullanılmıştır.

Çizelge 3.3 Kullanılan radyonüklid kaynakların bilgileri (NUCLÉIDE, LARA Database 2012)

Kaynak Adı	$T_{1/2}$	Aktivite (kBq) (01.12.2008)	Enerji (keV)	Gama Işını Yayımlama Olasılığı, P_γ (%)
^{22}Na	2,6029 yıl	39,57	511	180,7
			1275,5	99,94
^{54}Mn	312,13 gün	37,44	834,8	99,97
^{57}Co	271,8 gün	37,96	122,06	85,51
			136,47	10,71
^{60}Co	5,2711 yıl	40,55	1173,23	99,85
			1332,49	99,98
^{65}Zn	244,01 gün	389,2	511	2,84
			1115,5	50,22
^{109}Cd	461,4 gün	35,49	88,03	3,36
^{133}Ba	10,54 yıl	37,7	160,612	0,638
			223,2368	0,453
			276,3989	7,16
			302,8508	18,34
			356,0129	62,05
			383,8485	8,94

¹³⁷ Cs	30,05 yıl	38,41	661,66	84,99
²⁴¹ Am	432,6 yıl	16,09 (10.01.2002)	59,54	35,92
¹⁵² Eu	13,522 yıl	42,23 (04.02.2002)	121,78	28,41
			244,69	7,54
			344,28	26,52
			411,12	2,24
			443,96	3,10
			778,92	12,94
			867,39	4,23
			964,05	14,60
			1085,84	10,09
			1089,76	1,73
			1112,08	13,56
			1212,97	1,42
			1299,15	1,63
1408,02	20,80			

3.3 Doz – Doz Hızı Ölçümünde Kullanılan Referans İyon Odaları ve İyon Odası Elektrometresi

Doz – doz hızı ölçümlerinde referans dedektör olarak PTW marka (Freiburg, Almanya) 28 cm³ hasas hacimli küresel iyon odası (TM32005), 30 cm³ hasas hacimli silindirik iyon odası (TM 23361) ile PTW Unidos Webline elektrometre kullanılmıştır ve elektrometre okumaları, gösterim (display) ekranında doz (µGy-mGy aralığında) ve doz hızı (µGy/min- Gy/min aralığında) niceliklerini gösterecek şekilde kalibre edilmiştir.



(a) küresel iyon odası 28 cm³ (b) Silindirik iyon odası 30 cm³ (c) Elektrometre
Şekil 3.2 Doz ve doz hızı ölçümünde kullanılan referans iyon odaları ile iyon odası elektrometresi

Çizelge 3.4 Referans iyon odası dedektör bilgileri

Dedektör Modeli ve Hassas Hacmi	Dedektör Tipi	Çalışma Gerilimi (V)	Doz Aralığı		Doz Hızı Aralığı		Enerji Bağımlılığı
			Min (µGy)	Maks (mGy)	Min (µGy/dak)	Maks (Gy/dak)	
PTW 28 cm ³	TM 32005 Küresel İyon Odası	+400	2,2	23,8	12,96	65	48 keV-1332,5 keV (Co-60) arasında ≤ ± %5
PTW 30 cm ³	TM 23361 Silindirik İyon Odası	+300	2,0	20	12	56	40 keV-1332,5 keV (Co-60) arasında ≤ ± %4

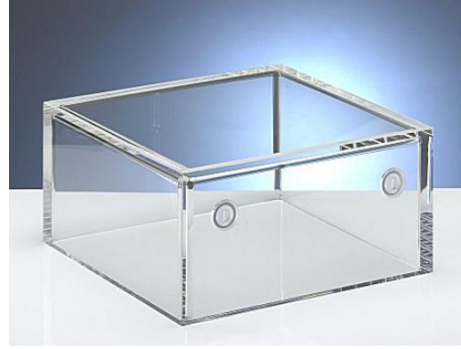
3.4 Gövde Fantomu (ISO water slab phantom)

ISO gövde fantomu, radyasyonun geri saçılma etkisinde gözlemlendiği insan vücudunu temsil eden standart deney fantomudur. Bu fantom, 300×300×150 mm³ hacmindeki insan gövdesini temsil eder. Katı fantomun ön yüzü 2,5 mm kalınlıkta PMMA

malzemeden yapılmış bir plaka olup, diğer arka kesitler 10 mm kalınlıkta PMMA malzemedir. (Bkz. www.ptw.de)

Bu gövde fantomu:

- ISO 4037 standardına uyar
- Radyasyonun geri saçılımı etkisini dahil ederek insan vücudunu temsil eder
- Kişisel dozimetre testleri ve kalibrasyonu için uygundur, kişisel cilt dozu Hp(0.07) ve kişisel eşdeğer doz Hp(10) ölçülebilir
- Fantomun materyeli akriliktir (PMMA)



Şekil 3.3 ISO water slab phantom (Gövde fantomu)

3.5 X-ışın Spektrumlarının Toplanması İçin Kullanılan Sistem

3.5.1 BC-408 Plastik sintilatör

Bu tezde, A.Ü. Nükleer Bilimler Enstitüsü (NBE)' nün Radyasyon Dedeksiyonu ve Ölçüm laboratuvarında mevcut 7,62cmx7,62cm boyutlarında silindir plastik sintilatörlü dedektör kullanılmıştır. Sintilatöre, optik kuplajı yapılmış fotoçoğaltıcı tüp (Electron Tubes Ltd., ETI 9305 tipi PMT) bağlıdır ve sintilatör ön yüzeyi $\sim 10 \text{ mg/cm}^2$ alüminize mylar pencereyle kapatılmıştır. Dedektöre, PMT gerilimi takmatik (plug-on) standart 14 pinli gerilim bölücüsü vasıtasıyla sağlanmakta ve bunlarla entegre yüke duyarlı ön yükselteç çıkışından alınan sinyal, standart Canberra 2022 ana yükselteç girişine verilerek işlendikten sonra digitale dönüşümü Canberra Multiport-II 8K ADC/MCA çok kanallı analizöründe gerçekleştirilmiştir. Tüm analog NIM modüller, bir NIM kasada

birleştirilerek bir spektroskopi sistemi oluşturulmuştur. NIM kasadaki modüller, ölçüm alanı dışında bir yerdeki masada yerleştirilmek üzere, sadece BC-408 PS dedektörü, 5 cm kurşun bloklar ve kurşun silindir kolimatör (kalınlık/çap oranı H/D=5) ile en az 2 mm kalınlıkta bakır foil ile düşük enerjili foton saçılmaları ve PbK-X ışınları engellenerek kurulumu yapılmıştır. BC-408 PS dedektör ve kolimatörleri, X-ışını Kalibrasyon ve Ölçüm Laboratuvarındaki, mobil 3 boyutlu kalibrasyon bencinin (3D-radyometrik benç) üzerine X-ışın tüpüne yeterli mesafede olacak şekilde lazerle hizalanarak kurulmuştur.

Işınlama alanının belirlenmesi için uygun fosfor malzemeler kullanılmıştır. X-ışını demetindeki yüksek foton akısı nedeniyle, sistemin yüksek sayım hızlarındaki ölü zaman nedeniyle olabilecek kayıpları önlemek için X-ışını ile dedektör arasındaki mesafe sınanarak tespit edilmiştir. Bu amaçla, lazer ışığı yardımıyla mevcut X-ışını kalibrasyon benci ve 3 boyutta hareketli detektör konumlama sisteminin hizalanması özenle yapılmıştır.

Çizelge 3.5 BC-408 plastik sintilatör dedektör özellikleri

Üretici firma	Saint-Gobain Corp, Paris, Fransa
Marka, Dedektör	Bicron BC-408
Model	3M3BC408/3M
Fotoçoğaltıcı Tüp (PMT) Tipi	Electron Tubes Ltd., ETI9305KFLB06
Baz malzeme	Poliviniltoluen (PVT, diğer adı: polymethylstyrene)
Boyut	7,62cmx7,62cm (3 inçx3 inç)
Yoğunluk	1,032 g.cm ⁻³
Atom numarası	3,3-3,5
Işığın kırma indisi	1,58



Şekil 3.4 Deneyde kullanılan Bicorn marka BC-408 plastik sintilatörlü dedektörün fotoğrafı

BC-408 sintilatörün temel fiziksel özellikleri, diğer yaygın kullanılan sintilatörler ile karşılaştırmalı olarak aşağıda verilmiştir.

Çizelge 3.6 BC-408 plastik sintilatörün temel fiziksel özelliklerinin diğer yaygın plastik sintilatörlerin özellikleri ile karşılaştırılması

Plastik Sintilatör Özellikleri*	Plastik Sintilatör Türleri				
	BC-400	BC-404	BC-408	BC-412	BC-416
Işık çıkış verimi (Organik antrasen kristaline göre, %)	65	68	64	60	38
Puls doğma zamanı (ns)	0,9	0,7	0,9	1,0	-
Puls sönüm zamanı (ns)	2,4	1,8	2,1	3,3	4,0
Puls genişliği, FWHM (ns biriminde)	2,7	2,2	~2,5	4,2	5,3
Işık zayıflama mesafesi** (attenuation length)** , (cm)	160	140	210	210	210
Maksimum sintilasyon fotonların dalga boyu (nm)	423	408	425	434	434
Birim hacimdeki hidrojen atomların sayısı,(x10 ²² /cm ³)	5,23	5,21	5,23	5,23	5,25

Birim hacimdeki karbon atomlarının sayısı,(x10 ²² /cm ³)	4,74	4,74	4,74	4,74	4,73
H:C atomlarının oranı	1,103	1,100	1,104	1,104	1,110
Birim hacimdeki elektronların sayısı,(x10 ²³ /cm ³)	3,37	3,37	3,37	3,37	3,37
Sıklıkla dedekte edilebilecek radyasyon tipleri	>5 Mev gamalar, Alfa ve betalar	<100 keV X-ışınları	Hızlı nötronlar, 100 keV-5 MeV gama ışınları, Yüklü parçacıklar	Hızlı nötronlar, Yüklü parçacıklar, kozmik ışınlar, mionlar, protonlar, v.b.	>5 Mev gamalar, Yüklü parçacıklar, kozmik ışınlar, mionlar, protonlar, v.b.

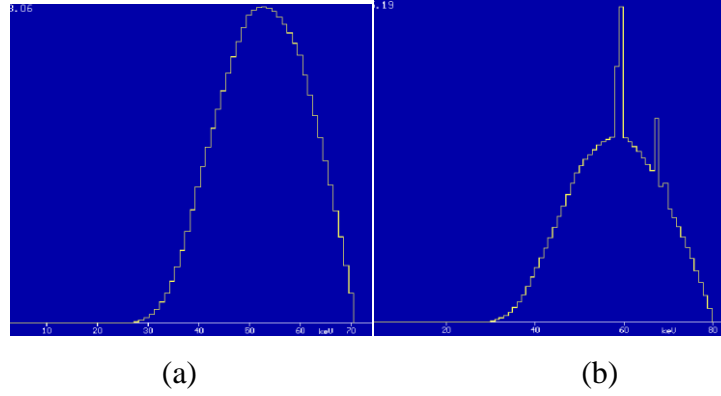
*Veriler, Bicron Saint-Gobain Industrial Ceramics, Inc.(<http://www.bicron.com>) adresinden alınmıştır.

**Bir fotoçoğaltıcı tüpün bialkali malzemeden yapılmış ışığa duyarlı yüzeyine, kenarları parlatılmış (polished) 1x20x200 cm boyutlarındaki plastik tabakanın bir ucu monte edilerek ölçüldüğündeki, tipik 1/e ışık azalım mesafesidir.

3.5.2 Gama ışını ve X-ışın spektrum değerlendirme programları

Bu çalışmada ISO 4037-1 ve IEC 61267 standart prosedürlerinde belirlenmiş olan X-ışın demet kaliteleri, filtrasyonsuz demet, demet önünde insan vücudunu temsil eden su fantomu (ISO water slab phantom), radyonüklit kaynaklar (²⁴¹Am, ¹⁰⁹Cd, ⁵⁷Co, ¹³⁷Cs, ¹³³Ba, ⁵⁴Mn, ⁶⁵Zn, ²²Na ve ⁶⁰Co) ile elde edilmiş olan spektrumlar, Canberra **Genie 2000** spektrum yazılım programı ile toplanmış ve bu program aracılığı ile analiz edilmiştir.

ISO N dar demet serisi, RQA-serisi, filtrasyon yokken ve gövde fantomuyla elde edilen demet kalitelerinde, daha sonra BC 408 PS dedektör ile elde edilen spektrumlardan belirlenen sayım hızları ile karşılaştırılmak üzere, **Xcomp5r** programı kullanılmıştır.

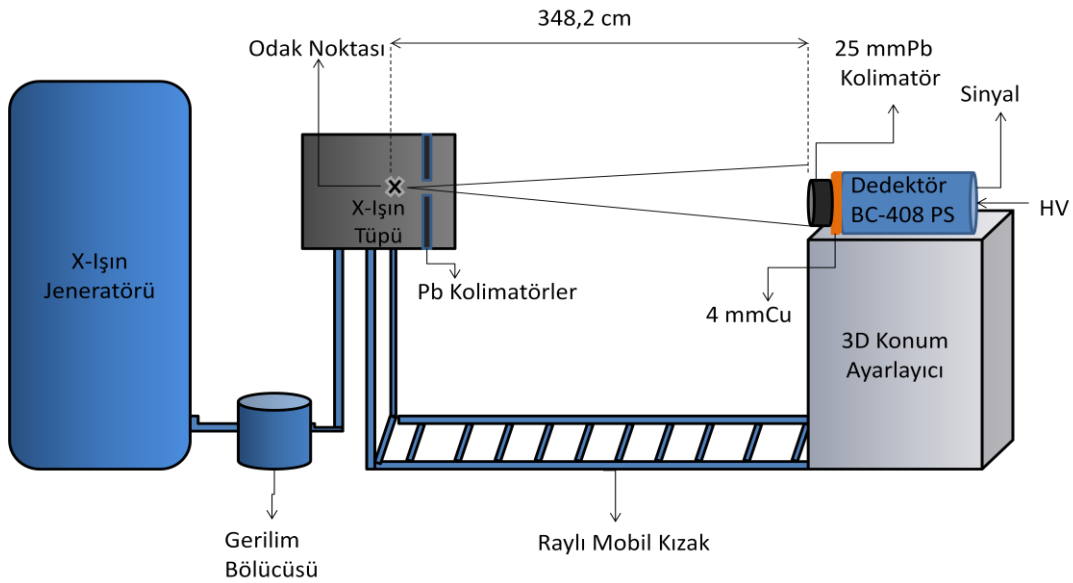


Şekil 3.5 Xcomp5r spektrum programı kullanılarak elde edilen RQA 5 (a) ve RQA 6 (b) X-ışın demet kaliteleri

3.6 X-ışın Sisteminde X-ışın Demet Kalitelerinin Elde Edilmesi

3.6.1 Ek filtrasyon olmadan sadece doğal filtrasyon varken X-ışın demet kalitelerinin elde edilmesi, X-ışını ışınlama ve ölçme işlemleri

Hiçbir ek filtrasyon kullanılmadan sadece X-ışın tüpünün kendisinin neden olduğu (inherent filtrasyon) doğal filtrelemedeki, X-ışını demet kalitesinin elde edilmesi için aşağıda belirtildiği gibi ölçüm geometrisi kurulmuştur



Şekil 3.6 Ek filtrasyon olmadan sadece doğal filtrasyon (inherent filtration) varken X-ışın spektrumlarının toplanması için kurulan ölçüm geometrisi

Odak noktası ile dedektör yüzeyi arasındaki mesafe 348,2 cm'ye ayarlanmıştır. Gelen foton akısı çok yüksek olduğundan ve çevreden gelen saçılan foton miktarı yüksek olduğundan dedektör önüne 25 mm kalınlıkta, ortasında 5 mm çapında delik bulunan kurşun bir kolimatör ve 4 mm kalınlıkta, 1 mm çapında delik bulunan bakır levha yerleştirilmiştir. (Bkz. Şekil 3.7)



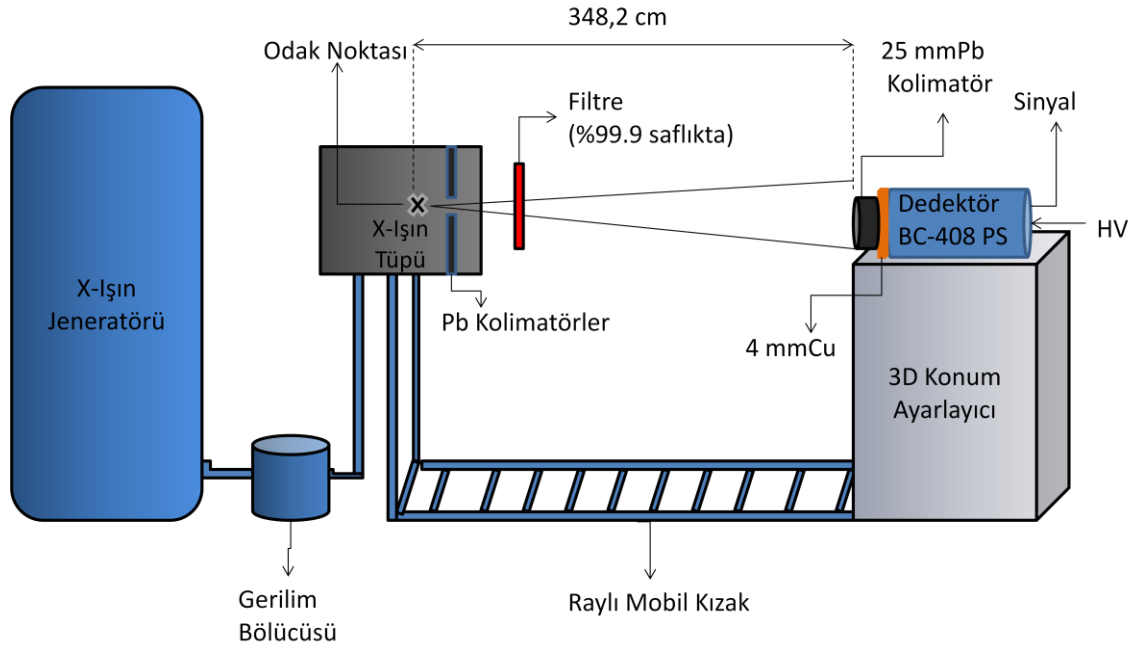
Şekil 3.7 BC-408 PS dedektörün zırhlaması

Tüp gerilimi 50, 60, 70, 80, 90 kV'ye ayarlanarak ayrı ayrı her tüp gerilimi için toplam 20 dakikalık ışınlamalar yapılmış ve spektrumlar toplanmıştır. Tüp gerilimindeki belirsizlik AAPM TG61 protokolüne göre %3,6 olarak hesaba katılmıştır (Ma ve ark. 2000)

3.6.2 IEC 61267 standardında belirlenmiş olan X-ışın demet kalitelerinin elde edilmesi

3.6.2.1 RQA serisi X-ışın demet kalitelerinin elde edilmesi, X-ışın ışınlama ve ölçme işlemleri

Enstitüde mevcut X-ışın tüp sistemi ve 3 boyutlu kalibrasyon benci (radyometrik benç) kullanılarak RQA serisi X-ışın demet kalitelerinin elde edilmesi için Şekil 3.8' de gösterilen ölçüm geometrisi kurulmuştur.



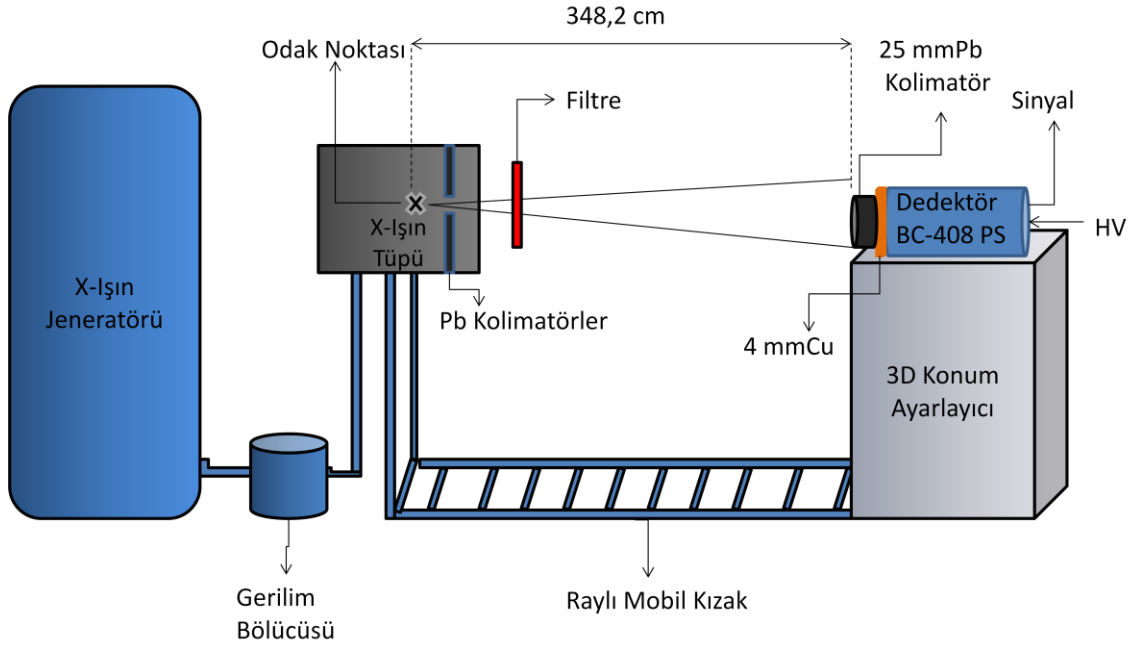
Şekil 3.8 RQA serisi X-ışın demet kalitelerindeki X-ışın spektrumlarının toplanması için kurulan geometri

Odak noktası ile dedektör yüzeyi arasındaki mesafe 348,2 cm'ye ayarlanmıştır. Soğurucu filtreler (% 99,9 saflıkta) ile odak noktası arasındaki mesafe 25 cm'dir. Ölçümlerin alındığı dedektör BC-408 plastik sintilatördür ve dedektör zırhlaması Bölüm 3.4.1' de açıklandığı gibi yapılmıştır.

IEC 61267 standardında belirtilen ve Bölüm 2.5.1.1 Çizelge 2.2' de gösterildiği gibi X-ışın tüpüne uygulanacak gerilim ve alüminyum filtre kalınlıkları belirli RQA serisi demet kaliteleri elde edilecek şekilde ayarlanmıştır. Tüp gerilimi 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 kV' ye ayarlanarak sırası ile RQA2, RQA3, RQA4, RQA5, RQA6, RQA7, RQA8 demet kaliteleri elde edilmiştir. Ayrı ayrı her tüp gerilimi için toplam 20 dakikalık ışınlamalar yapılmış ve spektrumlar toplanmıştır.

3.6.2.2 ISO 4037-1 standardında tanımlanan N-serisi X-ışın demet kalitelerinin elde edilmesi, X-ışını ışınlama ve ölçme işlemleri

ISO 4037–1 standardında tanımlanan ISO N-serisi (dar demet) X-ışın demet kalitesinin elde edilmesi için Şekil 3.8’ de gösterilen ölçüm geometrisi kurulmuştur.



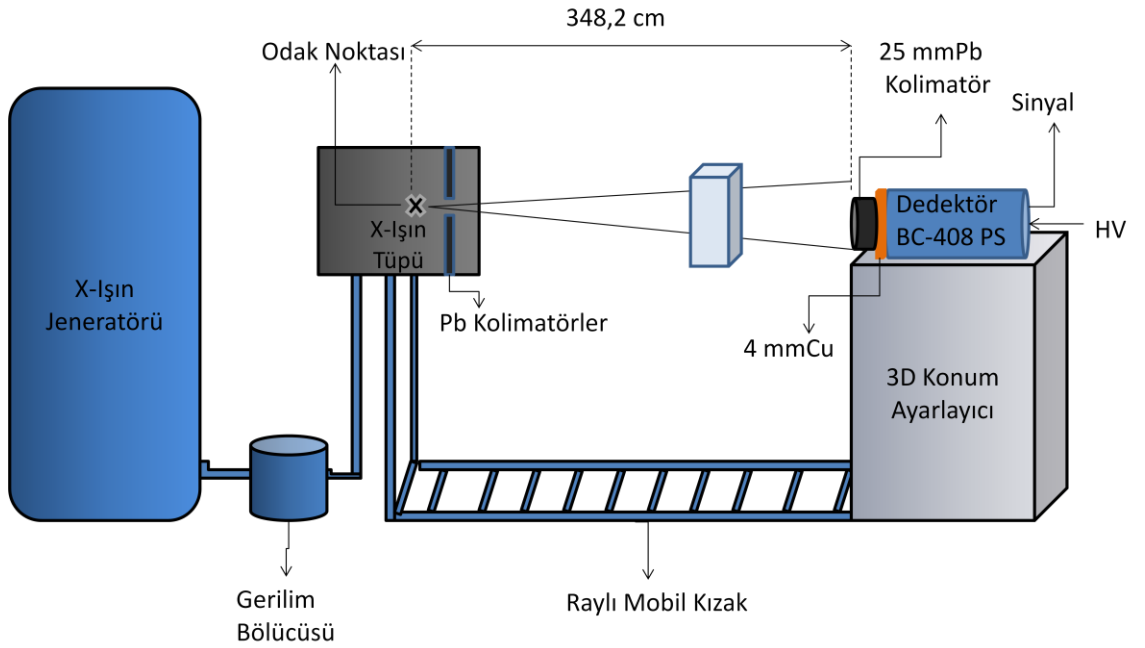
Şekil 3.9 ISO 4037-1’ de tanımlanan N-serisi X-ışın demet kalitelerindeki X-ışını ışınlamaları ve spektrumlarının toplanması için kurulan geometri

Öncelikle yukarıdaki Şekil 3.9’ de belirtilen deney düzeneği kurulmuştur. ISO 4037-1’de belirlenen ve Bölüm 2.5.2’ün Çizelge 2.3’ ünde özellikleri verilen ISO N-serisi (dar demet) X-ışını referans demet kalitelerinde olmak üzere sadece N40, N60 N80 ve N100 X-ışın demet kalitelerinin elde edilebilmesi için demetin önüne yerleştirilmesi belirtilen bakır ve alüminyum filtreler, tüp sisteminin doğal filtrasyonu da göz önünde bulundurularak demetin önüne yerleştirilmiştir. Böylelikle ISO 4037-1’ de verilen protokoldeki gibi referans X-ışın demet kaliteleri sağlanmıştır. Daha sonra, BC-408 plastik sintilatör dedektör geometrisinde ölçümler alınmıştır. Bu PS dedektör, Bölüm 3.4.1’ de açıklandığı gibi uygun şekilde zırhlanmıştır.

Tüp gerilimi 40, 60, 80, 100 kV’ ye ayarlanarak sırası ile N40, N60 N80 ve N100 X-ışın demet kaliteleri elde edilmiştir. Ayrı ayrı her tüp gerilimi için toplam 20 dakikalık ışınlamalar yapılmış ve spektrumlar toplanmıştır.

3.6.3 ISO gövde fantomu kullanılarak X-ışın ışınlama ve ölçme işlemleri

ISO gövde fantomu (ISO water slab phantom) kullanılarak X-ışını referans demet kalitelerinin elde edilmesi, ışınlamalar ve ölçümlerin yapılması için Şekil 3.10’ de gösterilen ölçüm geometrisi kurulmuştur.



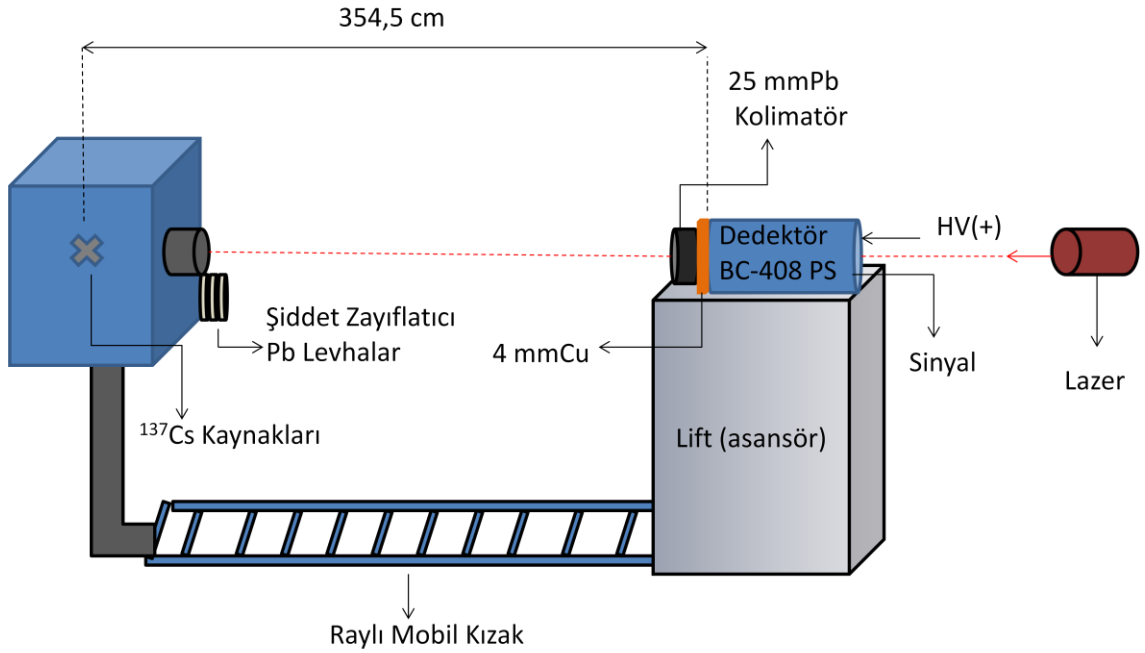
Şekil 3.10 ISO gövde fantomu kullanılarak spektrumların toplanması için kurulan geometri

Odak noktası ile dedektör yüzeyi arasındaki mesafe 348,2 cm’ye ayarlanmıştır. BC-408 plastik sintilatör dedektörü ile X-ışın tüpü arasındaki mesafe 100 cm’ ye ayarlanmıştır. BC-408 plastik sintilatör dedektörü Bölüm 3.4.1’ de açıklandığı gibi uygun şekilde zırhlanmıştır.

X-ışını tüp gerilimi 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 kV’ ye ayarlanarak ayrı ayrı her tüp gerilimi için toplam 20 dakikalık ışınlamalar yapılmış ve spektrumlar toplanmıştır.

3.7 ^{137}Cs Radyoizotop Kaynaklı Işınlama Sisteminde Farklı Işınlama Sürelerinde Spektrumların Toplanması

Farklı ışınlama sürelerinde BC-408 plastik sintilatör dedektörünün tepkisinin ölçülmesi için aşağıda belirtildiği gibi ölçüm geometrisi kurulmuştur.



Şekil 3.11 ^{137}Cs ışınlama sisteminde farklı ışınlama süreleri ayarlanarak spektrumların toplanması için kurulan geometri

Kaynak ile dedektör yüzeyi arasındaki mesafe 354,5 cm'ye ayarlanmıştır. BC-408 plastik sintilatör dedektörü Bölüm 3.4.1' de açıklandığı gibi ve ilave kurşun tuğlalar kullanılarak uygun şekilde zırhlanmıştır. Kullanılan dedektörün tam olarak ışın demetinde olup olmadığının belirlenmesi ve hizalanması için lazer ışığı kullanılmıştır. Işınlama yapılmadan önce de kullanılan dedektörün referans noktası lazerle çakışacak şekilde ayarlanmıştır.

Aktivitesi 8,58 Ci (Referans tarihi: 14.05.2009 itibariyle) olan ^{137}Cs kaynak kullanılarak 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 50 saniyelik ışınlamalar yapılmış ve sayım sisteminde spektrumlar toplanmıştır.

3.8 Radyonüklid Kaynaklar Kullanılarak Spektrumların Toplanması

Radyonüklid kaynaklar kullanılarak BC-408 plastik sintilatörün farklı enerjilerdeki gama ışınlarına karşı gösterdiği duyarlılığın belirlenmesi amacı ile aşağıda açıklandığı gibi bir ölçme geometrisi kurulmuştur.



Şekil 3.12 Radyonüklid kaynaklar kullanılarak spektrumların toplanması için kurulan geometri

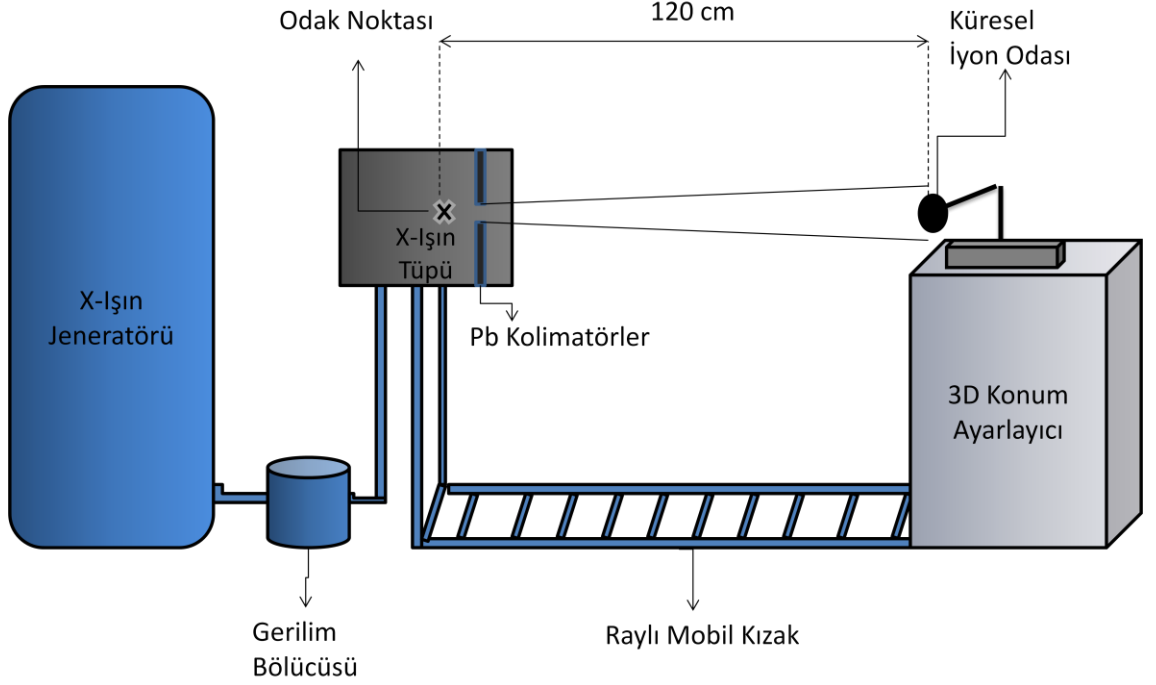
Dedektör önüne 25 mm kalınlıkta, ortasında 5 mm çapında delik bulunan kurşun bir kolimatör ve kurşun kolimatörden kaynaklanan floresans X-ışınlarının, ($\text{Pb}_{\alpha 1,2}$: 74,8 ve 72,8 keV; $\text{Pb}_{\beta 1,2,3}$: 84,5; 84,9 ve 87,3 keV) etkisini önlemek için 4 mm kalınlıkta ve 1 mm çapında delik bulunan bakır levha yerleştirilmiştir. ^{241}Am , ^{109}Cd , ^{57}Co , ^{133}Ba , ^{54}Mn , ^{65}Zn , ^{22}Na , ^{60}Co ve ^{152}Eu kaynakları kullanılarak spektrumlar toplanmıştır.

3.9 Doz - Doz Hızı Ölçümleri

Doz – doz hızı ölçümlerinde referans dedektör olarak; X-ışın sisteminde PTW marka küresel iyon odası (TM32005), ^{137}Cs ışınlama sisteminde ise silindirik iyon odası (TM 23361) ve tüm sistemlerde PTW, Unidos Webline elektrometre kullanılmıştır.

3.9.1 X-ışın sisteminde doz - doz hızı ölçümleri

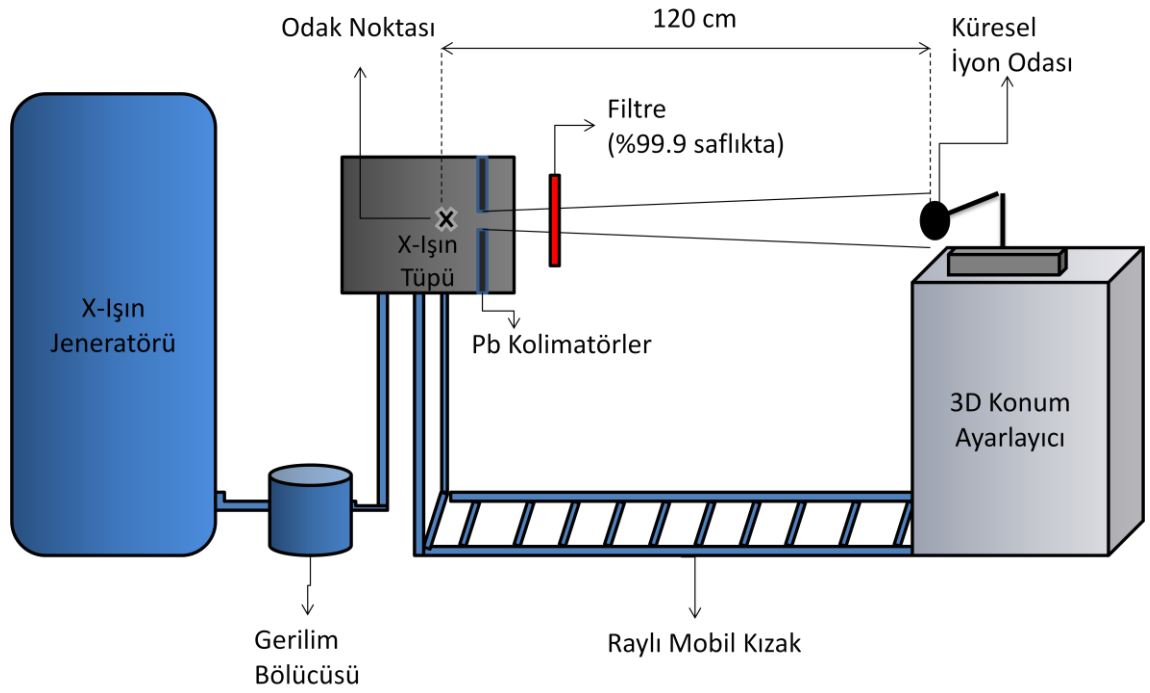
3.9.1.1 Ek filtrasyon yokken sadece doğal filtrasyon varken alınan doz-doğ hızı ölçümleri



Şekil 3.13 Ek filtrasyon yokken alınan doz-doğ hızı ölçümleri için kurulan geometri

Şekil 3.13' de belirtilen deney düzeneği kurulmuştur. Odak noktası ile küresel iyon odasının merkezi arasındaki mesafe 120 cm'ye ayarlanmıştır. Tüp gerilimi 50, 60, 70, 80, 90 kV' ye ayarlanarak ayrı ayrı her tüp gerilimi için toplam 2 dakikalık ışınlamalar yapılmış ve elektrometreden doz-doğ hızı değerleri okunmuştur. Doz-doğ hızı değerleri 120 cm mesafesinden ölçüldüğü ve BC-408 plastik sintilatörü diğer ölçüm geometrilerinde 348,2 cm' de konumlandığı için ters kare yöntemi uygulanarak düzeltilmiştir.

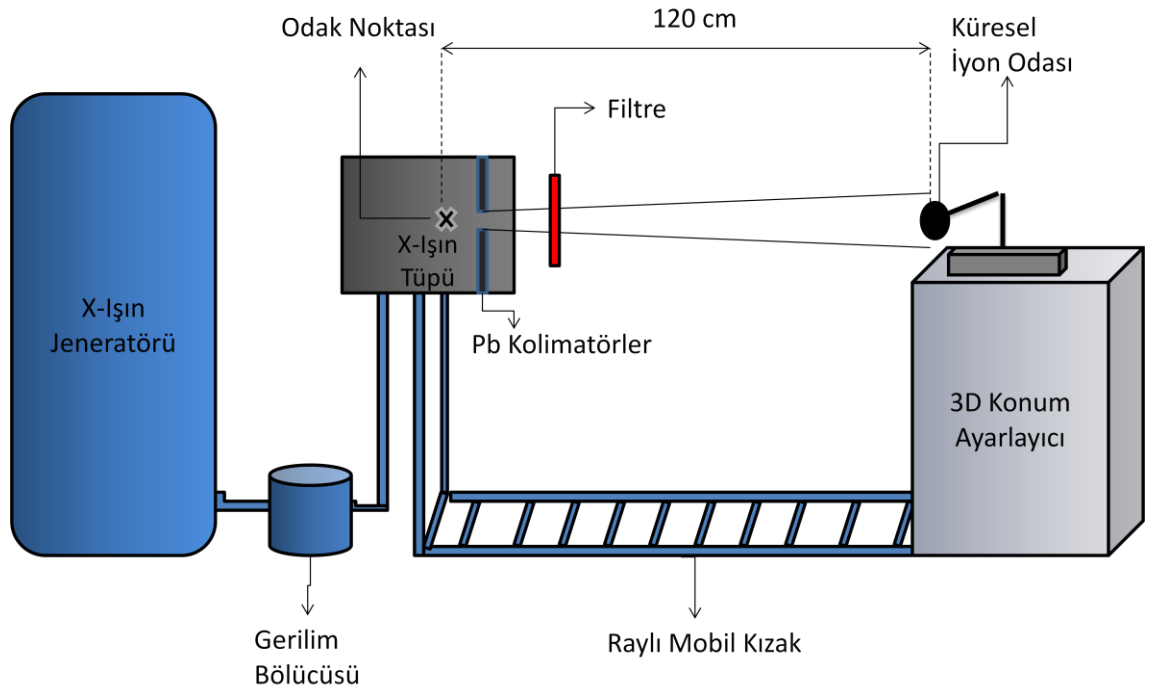
3.9.1.2 RQA serisi X-ışını demet kalitelerinde doz-doğ hızı ölçümleri



Şekil 3.14 RQA serisi X-ışın demet kalitelerinde doz-doz hızı ölçümleri için kurulan geometri

Şekil 3.14’ de RQA serisi X-ışın demet kalitesinin elde edilmesi için belirtilen deney düzeneği kurulmuştur. Odak noktası ile küresel iyon odası merkezi arasındaki mesafe 120 cm’ye ayarlanmıştır. IEC 61267 protokolünde belirtilen, X-ışın tüpüne uygulanacak gerilim ve alüminyum filtre kalınlıkları belirli RQA serisi X-ışını demet kaliteleri elde edecek şekilde ayarlanmıştır. Tüp gerilimi 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 kV’ye ayarlanarak sırası ile RQA 2, RQA 3, RQA 4, RQA 5, RQA 6, RQA 7, RQA 8 demet kaliteleri elde edilmiştir. Aynı ayrı her tüp gerilimi için toplam 2 dakikalık ışınlamalar yapılmış ve elektrometreden doz-doz hızı değerleri okunmuştur. Doz-doz hızı değerleri 120 cm mesafesinden ölçüldüğü ve BC-408 plastik sintilatörü diğer ölçüm geometrilerinde 348,2 cm’ de konumlandığı için ters kare yöntemi uygulanarak düzeltilmiştir.

3.9.1.3 ISO N-serisi X-ışın demet kalitelerinde doz-doz hızı ölçümleri

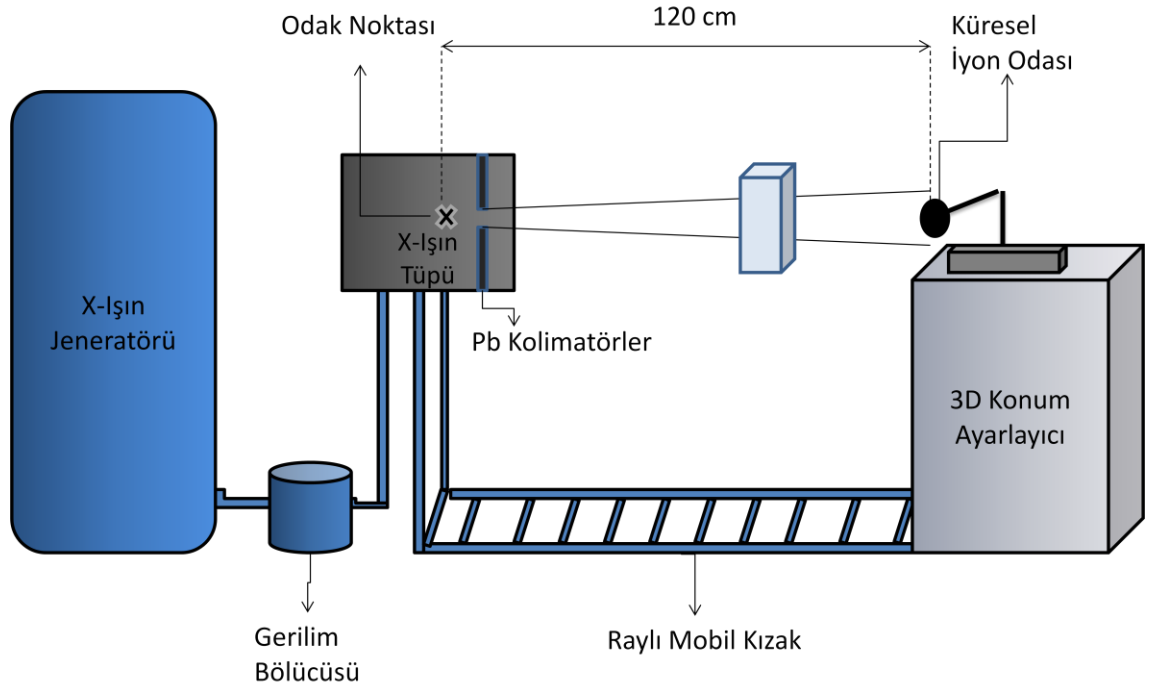


Şekil 3.15 ISO N-Serisi X-ışın demet kalitelerinde doz-doza hızı ölçümleri için kurulan geometri

Şekil 3.15’ de belirtilen deney düzeneği kurulmuştur. Odak noktası ile 28 cm^3 küresel iyon odası (TM 32005) merkezi arasındaki mesafe 120 cm ’ye ayarlanmıştır. ISO 4037-1 protokolündeki; N40, N60 N80 ve N100 X-ışını demet kalitelerinin elde edilebilmesi için, bu protokole uygun olarak belirtilen bakır ve alüminyum filtreler, sistemin doğal filtrasyonu da göz önünde bulundurularak demetin önüne yerleştirilmiştir.

Tüp gerilimi $40, 60, 80, 100 \text{ kV}$ ’ ye ayarlanarak sırası ile N40, N60 N80 ve N100 X-ışın demet kaliteleri elde edilmiştir. Aynı ayrı her tüp gerilimi için toplam 20 dakikalık ışınlamalar yapılmış ve elektrometreden doz-doza hızı değerleri okunmuştur. Doz-doza hızı değerleri 120 cm mesafesinden belirlendiği ve BC-408 plastik sintilatörü diğer ölçüm geometrilerinde $348,2 \text{ cm}$ ’ de konumlandığı için ters kare yöntemi uygulanarak düzeltilmiştir.

3.9.1.4 ISO gövde fantomu (ISO water slab phantom) kullanılarak doz-doza hızı ölçümleri

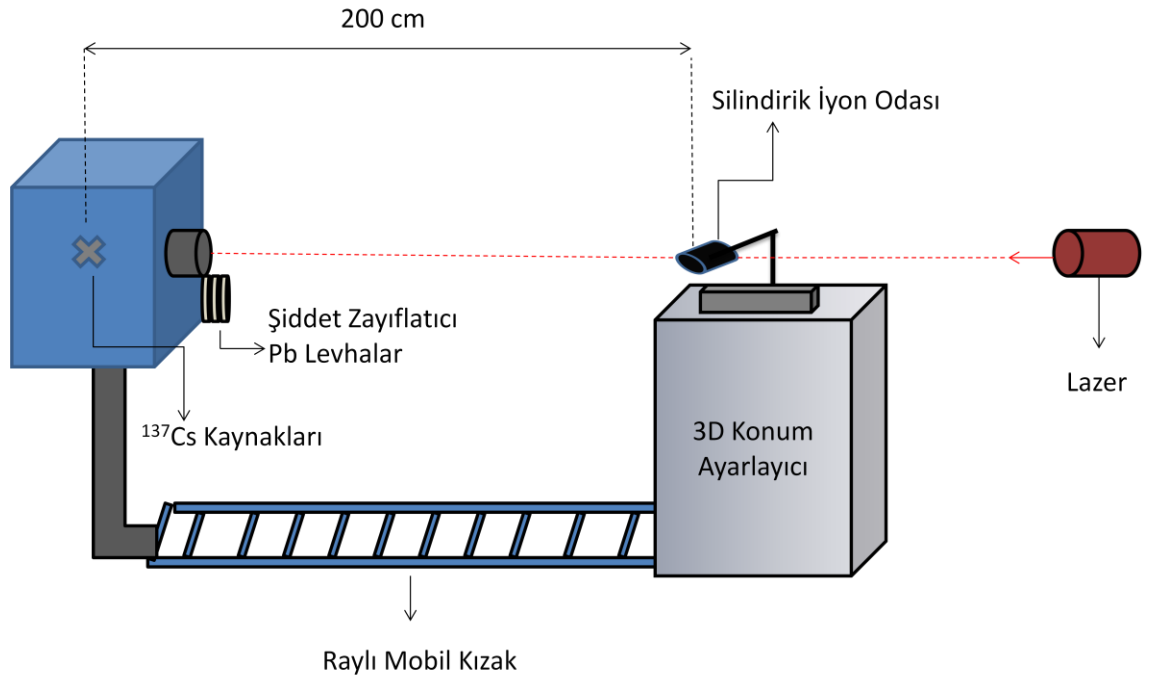


Şekil 3.16 ISO gövde fantomu kullanılarak doz-doza hızı ölçümleri için kurulan geometri

Şekil 3.16’ de belirtilen deney düzeneği kurulmuştur. Odak noktası ile küresel iyon odası merkezi arasındaki mesafe 120 cm’ye ayarlanmıştır. Fantom, iyon odası ile fantom arasındaki mesafe en az iyon odası için açılan alanın çapının 5 katı olacak şekilde yerleştirilmiştir. Tüp gerilimi 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 kV’ ye ayarlanarak ayrı ayrı her tüp gerilimi için toplam 2 dakikalık ışınlamalar yapılmış ve elektrometreden doz-doza hızı değerleri okunmuştur. Doz-doza hızı değerleri 120 cm mesafesinden belirlendiği ve BC-408 plastik sintilatörü diğer ölçüm geometrilerinde 348,2 cm’ de konumlandığı için ters kare yöntemi uygulanarak düzeltilmiştir.

3.9.2 ¹³⁷Cs ışınlama sisteminde doz hızı ölçümleri

ISO 4037-1’de belirtilen S-Cs γ -ışını demet kalitesi (662keV) için silindirik iyon odası referans dedektörü kullanılarak, Şekil 3.16’ de belirtilen deney düzeneği kurulmuştur. Kaynak ile silindirik iyon odası TM 23361 merkezi arasındaki mesafe 200 cm’ye ayarlanmıştır.



Şekil 3.17 ^{137}Cs ışınlama sisteminde doz hızı ölçümleri için kurulan geometri

Kullanılan dedektörün tam olarak ışın demetinde olup olmadığının belirlenmesi lazer ışığı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Aktivitesi 8,58 Ci (Referans tarihi:14.05.2009) olan kaynak kullanılarak ışınlama yapılmış ve elektrometreden doz hızı değerleri okunmuştur. Bulunan bu doz hızı değerinden 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 50 saniyelik doz değerlerine geçilmiştir. Doz-doz hızı değerleri 200 cm mesafesinden ölçüldüğü ve BC-408 plastik sintilatörü diğer ölçüm geometrisinde 354,5 cm' de konumlandığı için ters kare yöntemi uygulanarak düzeltilmiştir.

4. BULGULAR

4.1 BC-408 Plastik Sintilatör Dedektörünün Enerji Tepkisi DeneYleri Ölçüm Sonuçları

BC-408 PS ölçüm sisteminde dedektör çıkış sinyalleri, ana yükselteçte 0,5µs puls şekillenim zamanıyla işlendikten sonra, ADC ünitesinde sayısallaştırılarak 2048 kanal MCA hafızasında kaydedilmiştir. Ölçümler PMT ayarları (kazanç=4/6 ve odaklama=3/6 oranında) ve Canberra 2022 yükselteç (kaba ayar kazanç=5/0, ince ayar kazanç=13/0) ve 920 volt dedektör çalışma geriliminde alınmıştır. Sayım sisteminin yüksek ölü zamana girmemesi için elektronik gürültü ve düşük enerji pulslarının işlenmesine engel olmak üzere ADC giriş eşiği tüm kanalların %0,8' i (yani 16 kanal) olarak ayarlanmıştır. Tüm ölçümlerde bu ayarlar değiştirilmeden muhafaza edilmiştir.

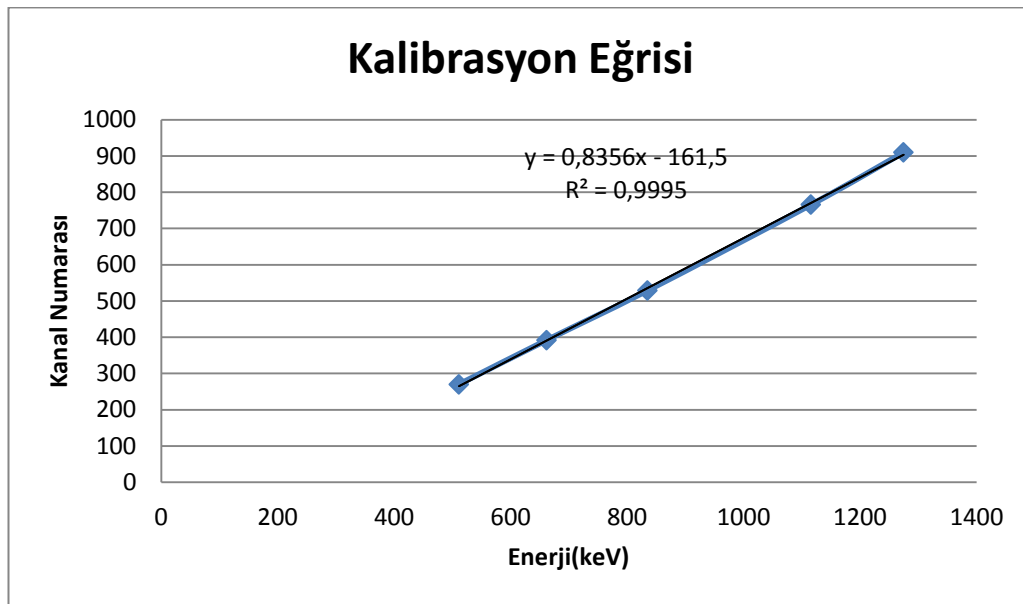
Dedektörün enerji kalibrasyonu, referans radyonüklit kaynaklar kullanılarak maksimum Compton kenarı (CM) yöntemiyle yapılmıştır. Ancak, BC-408 plastik sintilatörü ile elde edilen spektrumlarda herhangi bir fotopik gözlenmemiştir ve bu bölgede toplam (integral) sayımlar elde edilmiştir. Bu toplam sayım değeri, dedektördeki foton etkileşmeleriyle doğru orantılıdır.

BC-408 PS dedektörünün enerji kalibrasyonu genelde tek enerjili (monoenergetic) foton yayını yapan radyoizotop kaynaklar kullanılarak yapılmıştır. Çizelge 4.1' de maksimum Compton kenarı enerjileri karşısında gösterilen γ -ışını enerjileri için kanal numaraları her bir alınan spektrumdan belirlenerek ölçüm sisteminin kalibrasyonu yapılmıştır. BC-408 PS dedektörlü sayım sisteminin 500-1500 keV enerji aralığında %1 yaklaşık doğru bir enerji kalibrasyonu olduğu görülmektedir (Şekil 4.1'e bkz.)

Çizelge 4.1 BC-408 PS dedektörünün kalibrasyon verileri

Radyoizotop (Kalibrasyon için kullanılan)	Gama Işını Enerjisi, E_γ (keV)	Gama Yayınlama Olasılığı, P_γ (%)	Maksimum Compton Kenarı Enerjisi*, E_{Cmax} (keV)	Gözlenen Kanal Numarası
^{22}Na	511	180,7	340,67	270
^{137}Cs	661,66	84,99	477,33	392
^{54}Mn	834,84	99,97	639,21	529
^{65}Zn	1115,54	50,22	907,65	766
^{22}Na	1274,54	99,94	1061,70	910

* $E_{Cmax} = E_\gamma / (511/2 E_\gamma + 1)$



Şekil 4.1 Ölçüm sisteminin kalibrasyon eğrisi

4.1.1 Radyolojik bölgedeki X-ışını incelemelerinde BC-408 plastik sintilatörün X-ışınlarına karşı tepkisinin ölçüm sonuçları

Bu tezde, yaklaşık doku eşdeğeri olan BC-408 plastik sintilatörün, teşhis (diagnostik) radyolojisinde kullanılan düşük enerjili X-ışınlarına, yani 30-150 keV aralığındaki X-

ışını enerji bölgesinde verdiği tepki (enerji bağımlılığı) aşağıda belirtilen koşullarda ölçülmüştür.

4.1.1.1 X-ışını tüpünde sadece doğal filtrasyon varken alınan doz-doz hızı ölçüm sonuçları

Bölüm 3’ de teknik özellikleri verilen X-ışın tüpünde hiçbir ilave filtrasyon yokken, sadece tüpün kendine özgü doğal (inherent) filtreleme etkisi (doğal filtrasyon olarak adlandırdığımız) koşulda, farklı enerjilerde üretilen X-ışınlarına karşı PS dedektör kullanılarak doz ve doz hızı ölçümleri yapılmıştır. Ölçüm süreleri, yüksek X-ışını foton akısı nedeniyle sağlanan yeterli sayım istatistiği verdiği için, 2-20 dakika arasında sınırlı tutulmuştur. Ancak bu sayımlar gerektiğinde tekrarlanmıştır.

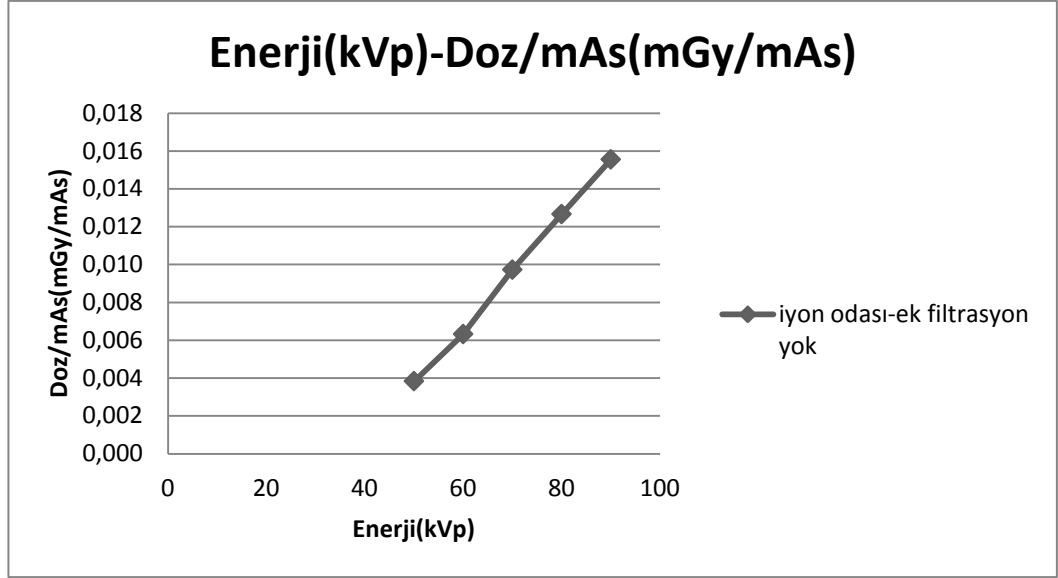
Şekil 3.13’ de gösterilen geometride PTW marka TM32005 küresel iyon odası (28 cm^3) ile elde edilen veriler Çizelge 4.2’ de verilen koşullarda elde edilmiştir. Bu veriler kullanılarak “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği çizilmiştir. Her bir ölçülen doz değerinde, olası hata kaynakları dikkate alınarak toplam belirsizlik hesaplanmıştır.

Çizelge 4.2 Ek filtrasyon yokken elde edilen doz sonuçları

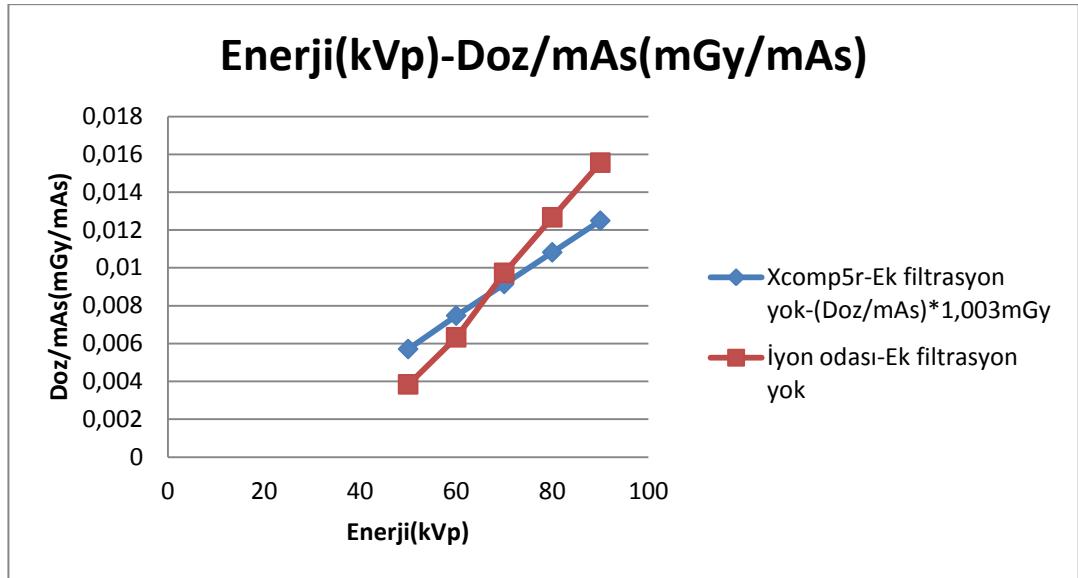
Işınlama Süresi: 2 dak.						
Kullanılan İyon Odası: PTW Marka 28 cm ³ Küresel İyon Odası (TM32005)						
İyon Odası-X-Işını Tüpü Işınlama Mesafesi: 120 cm						
BC-408 PS Dedektör -Tüp Mesafesi: 348,2 cm						
					Ölçülen (iyon odası)	Hesaplanan* (Xcomp5r)
Demet Kalitesi	X-ışın Tüpü Gerilimi (kV)	Toplam Tüp Filtrasyonu (mm Al)	Ortalama Demet Enerjisi (keV) \bar{E}	mAs	Doz/mAs** (mGy)	Hava Kerma/mAs (mGy)
Doğal Filtrasyon	50	1,2	29,9	1200±35	0,004±0,2	0,006
Doğal Filtrasyon	60	1,2	33,5	1320±36	0,006±0,4	0,007
Doğal Filtrasyon	70	1,2	36,9	1320±36	0,010±0,6	0,009
Doğal Filtrasyon	80	1,2	40,4	1560±39	0,013±1,0	0,011
Doğal Filtrasyon	90	1,2	43,7	1800±42	0,016±1,4	0,012

* Bu hesaplama, sadece birincil demeti hasaba kattığı için (bu program saçılmaları hariç tutar) yaklaşık 1,003mGy' lik bir çarpanla düzeltilerek iyon odası ile ölçülen değerlerle kıyaslanır.

** Uzaklığın terskaresiyle düzeltilerek verilen doz değeri.



Şekil 4.2 Ek filtrasyon yokken iyon odası ile elde edilen “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği



Şekil 4.3 Ek filtrasyon yokken Xcomp5r programıyla hesaplanan ve iyon odası ile bulunan doz değerlerinin karşılaştırıldığı “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği

4.1.1.2 X-ışını tüpünde sadece doğal filtrasyon varken X-ışını demet kaliteleri ile elde edilen ölçüm sonuçları

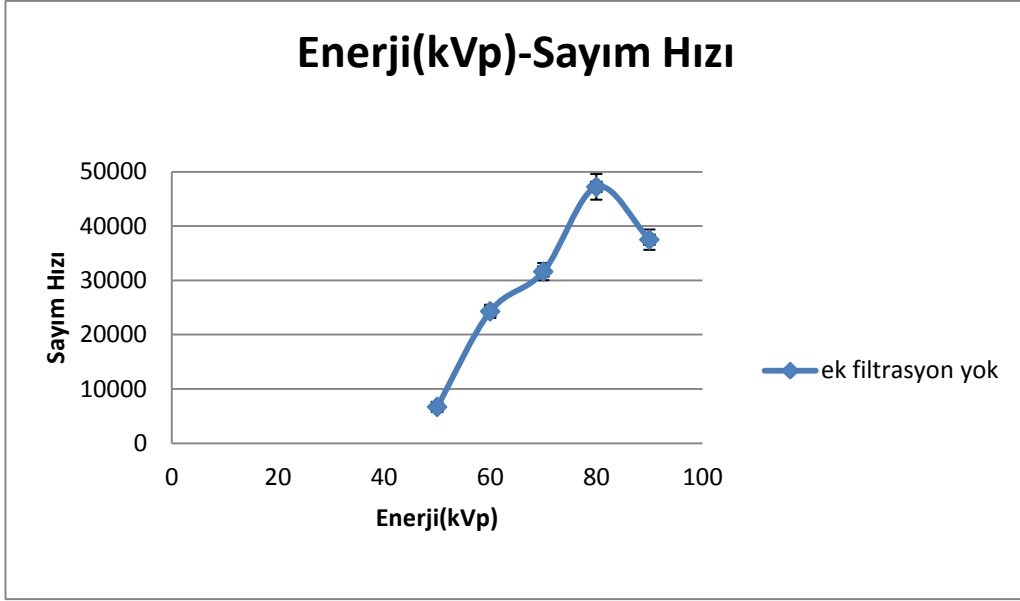
Şekil 3.6’ de gösterilen geometride, BC-408 plastik sintilatör dedektörüne 920V çalışma gerilimi uygulanarak elde edilen veriler Çizelge 4.3’ de verilmiştir. Bu veriler kullanılarak “Enerji(kVp)-Sayım Hızı” ve “Enerji(kVp)-Sayım Hızı/mAs” grafikleri çizilmiştir. Her ölçülen değerde, olası hata kaynakları dikkate alınarak toplam belirsizlik hesaplanmıştır.

Çizelge 4.3 Ek filtrasyon olmadan elde edilen sonuçlar

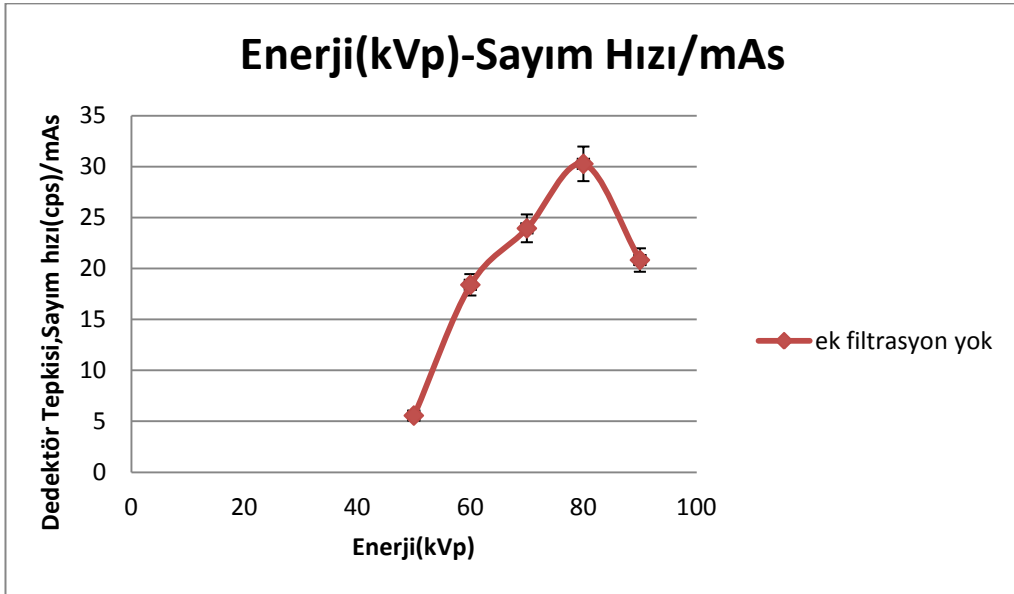
Uygulanan Voltaj: 920V						
Işınlama Süresi. 20 dakika						
Demet Kalitesi	X-ışın Tüpü Gerilimi (kV)	Toplam Tüp Filtrasyonu* (mm Al)	Ortalama Demet Enerjisi (keV) \bar{E}	mAs	Dedektör (PS) Tepkisi Sayım Hızı** (cps)	Dedektör (PS) Tepkisi Sayım Hızı**/mAs (cps)
Doğal Filtrasyon	50	1,2	29,9	1200±35	6672,43±3558	5,56±1,8
Doğal Filtrasyon	60	1,2	33,5	1320±36	24282,62±6283	18,40±1,7
Doğal Filtrasyon	70	1,2	36,9	1320±36	31598,40±7302	23,94±1,7
Doğal Filtrasyon	80	1,2	40,4	1560±39	47218,50±8758	30,27±1,3
Doğal Filtrasyon	90	1,2	43,8	1800±42	37490,83±7769	20,83±1,5

*Özgün doğal filtrasyon (inherent filtration)

**Doğal fon etkisi çıkarılarak elde edilmiş toplam sayım hızı



Şekil 4.4 Ek filtrasyon yokken PS dedektör ile elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım Hızı” grafiği



Şekil 4.5 Ek filtrasyon yokken PS dedektör ile elde edilen “Enerji(kVp)- Sayım Hızı/mAs” grafiği

4.1.2 RQA serisi X-ışın demet kalitelerinde doz-doz hızı ölçüm sonuçları

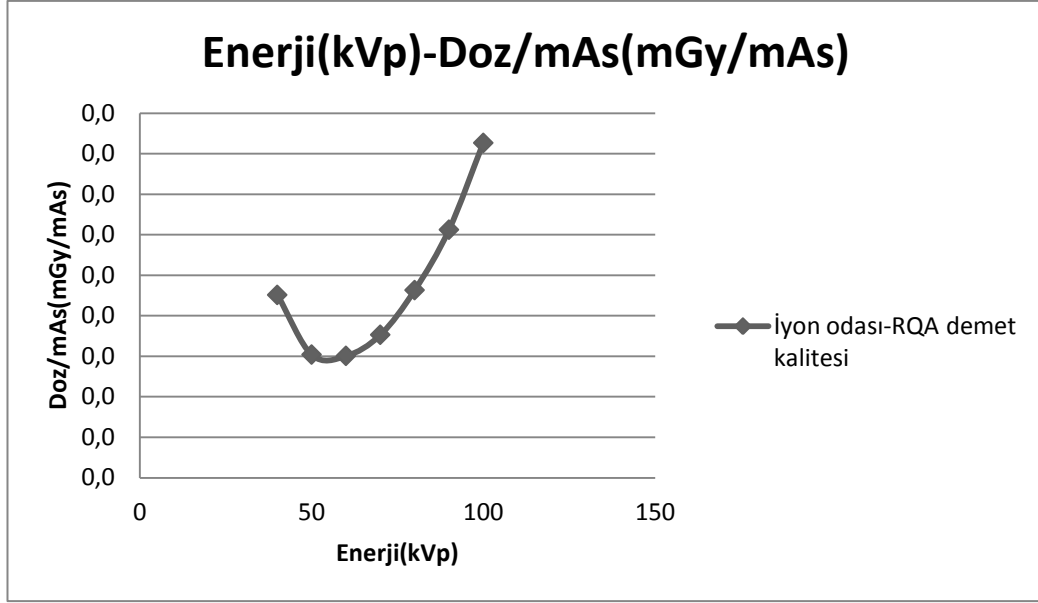
Şekil 3.14’ da gösterilen geometride PTW marka hacmi 28 cm³ TM32005 küresel iyon odası ile elde edilen veriler Çizelge 4.4’ de verilen koşullarda elde edilmiştir. Bu veriler kullanılarak “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği çizilmiştir. Her bir ölçülen doz değerinde, olası hata kaynakları dikkate alınarak toplam belirsizlik hesaplanmıştır.

Çizelge 4.4 RQA serisi X-ışın demet kaliteleri için elde edilen doz sonuçları

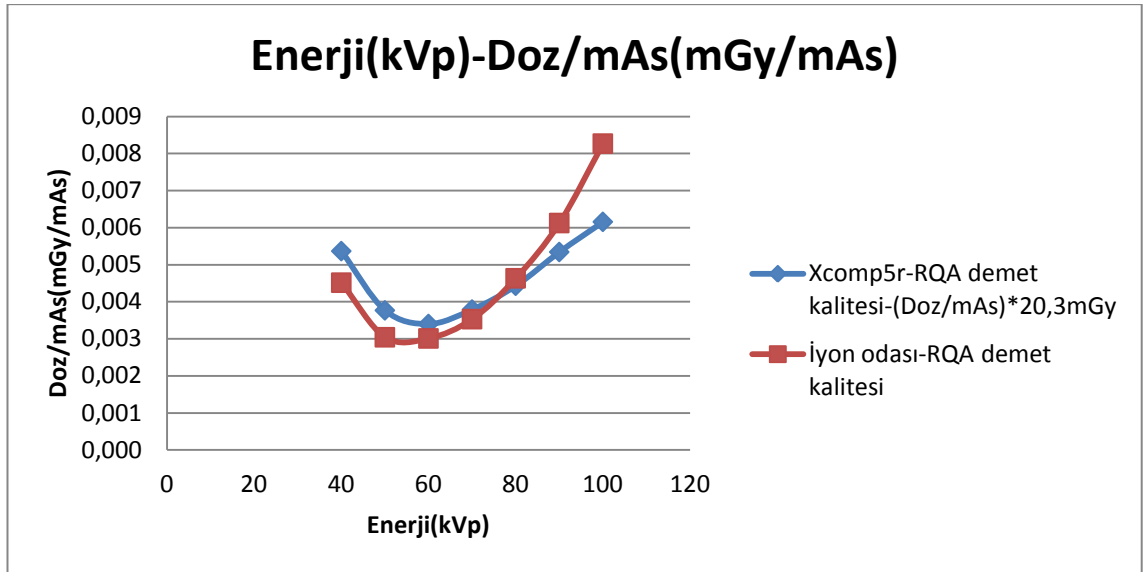
Işınlama Süresi: 2 dakika						
Kullanılan İyon Odası: PTW Marka 28 cm ³ Küresel İyon Odası (TM32005)						
İyon Odası-X-Işını Tüpü Işınlama Mesafesi: 120 cm						
BC-408 PS Dedektör -Tüp Mesafesi: 348,2 cm						
					Ölçülen (iyon odası)	Hesaplanan* (Xcomp5r)
Demet Kalitesi	X-Işın Tüpü Gerilimi (kV)	Toplam Tüp Filtrasyonu (mm Al)	Ortalama Demet Enerjisi (keV) \bar{E}	mAs	Doz**/mAs (mGy/mAs)	Hava Kerma/mAs (mGy/mAs)
RQA-2	40	6,7	31,4	1080±33	0,005±0,001	0,0003
RQA-3	50	12,7	39	1200±35	0,003±0,001	0,0002
RQA-4	60	18,8	45,9	1560±39	0,003±0,001	0,0002
RQA-5	70	23,9	52,1	2040±45	0,004±0,001	0,0002
RQA-6	80	28,9	58,2	2520±50	0,005±0,002	0,0002
RQA-7	90	31,9	63	2880±54	0,006±0,003	0,0003
RQA-8	100	36	67,8	3720±61	0,008±0,004	0,0003

* Bu hesaplama, sadece birincil demeti hasapa kattığı için (bu program saçılmaları hariç tutar) yaklaşık 20,3mGy’ lik bir çarpanla düzeltilerek iyon odası ile bulunan değerlerle kıyaslanır.

** Uzaklığın terskaresiyle düzeltilerek verilen doz değeri.



Şekil 4.6 RQA X-ışın demet kaliteleri için elde edilen “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği



Şekil 4.7 RQA serisi X-ışın demet kaliteleri için Xcomp5r programıyla hesaplanan ve iyon odası ile bulunan doz değerlerinin karşılaştırıldığı “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği

4.1.3 RQA serisi X-ışın demet kaliteleri ile elde edilen ölçüm sonuçları

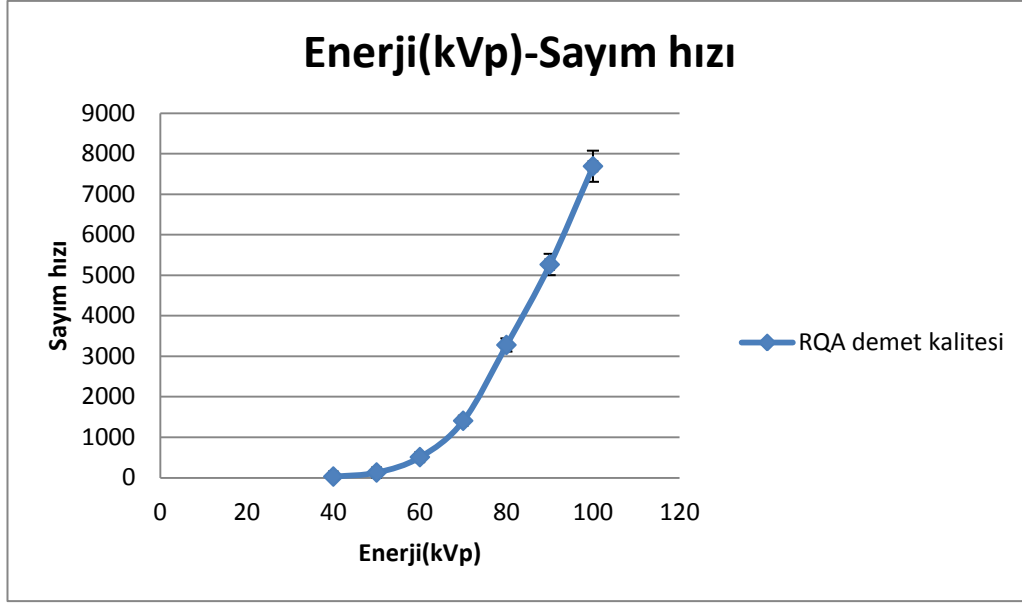
Şekil 3.8’ de gösterilen geometride, BC-408 plastik sintilatör dedektörüne 920V çalışma gerilimi uygulanarak elde edilen veriler Çizelge 4.5’ de verilmiştir. Bu veriler kullanılarak “Enerji(kVp)-Sayım Hızı” ve “Enerji(kVp)-Sayım Hızı/mAs” grafikleri çizilmiştir. Her ölçülen değerde, olası hata kaynakları dikkate alınarak toplam belirsizlik hesaplanmıştır.

Çizelge 4.5 RQA X-ışın demet kaliteleri için PS dedektör ile elde edilen sonuçlar

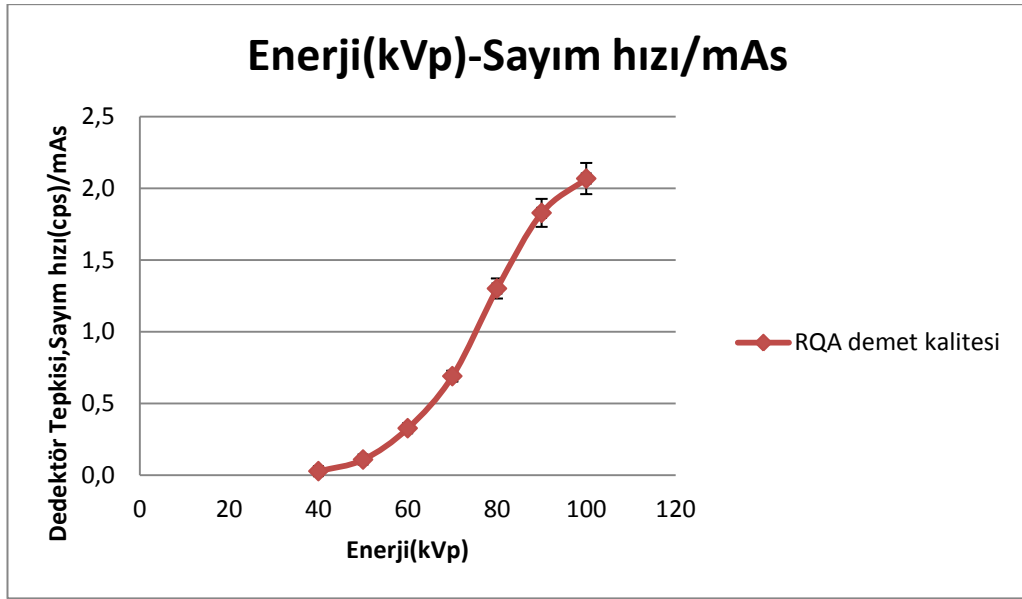
Işınlama Süresi. 20 dakika						
Demet Kalitesi	X-ışın Tüpü Gerilimi (kV)	Toplam Tüp Filtrasyonu* (mm Al)	Ortalama Demet Enerjisi (keV) \bar{E}	mAs	Dedektör (PS) Tepkisi Sayım Hızı** (cps)	Dedektör (PS) Tepkisi Sayım Hızı**/mAs (cps/mAs)
RQA-2	40	6,7	31,4	1080±33	29,24±5	0,03±0,001
RQA-3	50	12,7	39	1200±35	129,55±11	0,11±0,001
RQA-4	60	18,8	45,9	1560±39	509,09±23	0,33±0,002
RQA-5	70	23,9	52,1	2040±45	1406,47±38	0,69±0,004
RQA-6	80	28,9	58,2	2520±50	3277,17±57	1,30±0,004
RQA-7	90	31,9	63	2880±54	5263,60±73	1,83±0,005
RQA-8	100	36	67,8	3720±61	7689,12±88	2,07±0,005

*Özgün doğal filtrasyon (inherent filtration),(filtre kalınlığı belirsizliği ±0,1 mm)

**Doğal fon etkisi çıkarılarak elde edilmiş toplam sayım hızı



Şekil 4.8 RQA X-ışın demet kaliteleri için PS dedektör ile elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım Hızı” grafiği



Şekil 4.9 RQA X-ışın demet kaliteleri için elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım hızı/mAs” grafiği

4.1.4 ISO 4037–1 de tanımlanan (dar demet) N-serisi X-ışın demet kaliteleri doz-doğ hızı ölçüm sonuçları

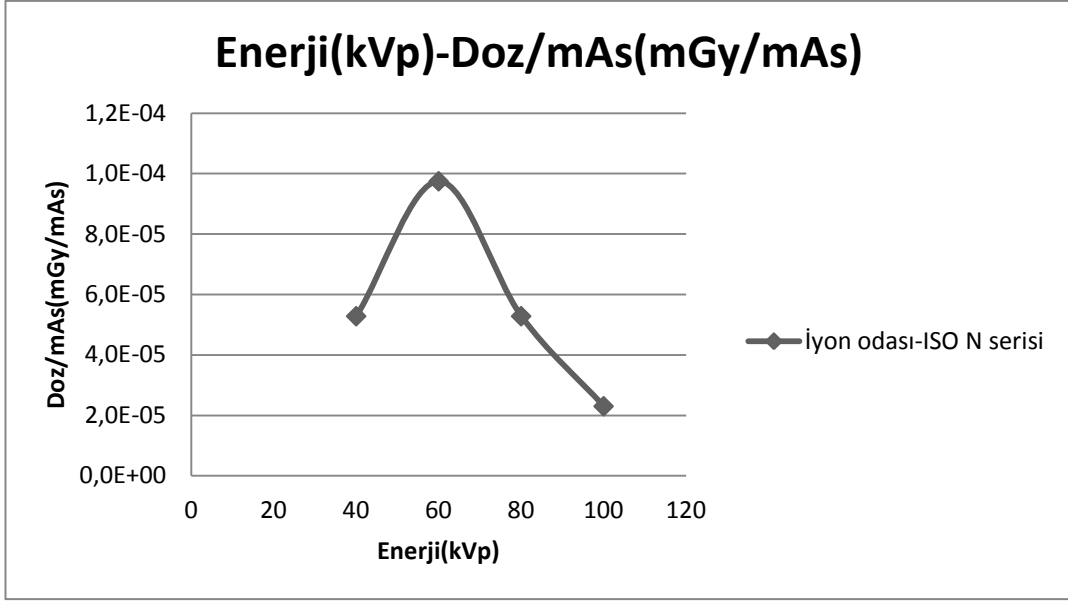
Şekil 3.15’ de gösterilen geometride PTW marka 28 cm³ hacminde TM32005 küresel iyon odası ile elde edilen veriler Çizelge 4.6’ de verilen koşullarda elde edilmiştir. Bu veriler kullanılarak “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği çizilmiştir. Her bir ölçülen doz değerinde, Bölüm 5’ de verilen olası hata kaynakları dikkate alınarak toplam belirsizlik hesaplanmıştır.

Çizelge 4.6 ISO N-serisi (dar demet) X-ışın demet kaliteleri için elde edilen doz sonuçları

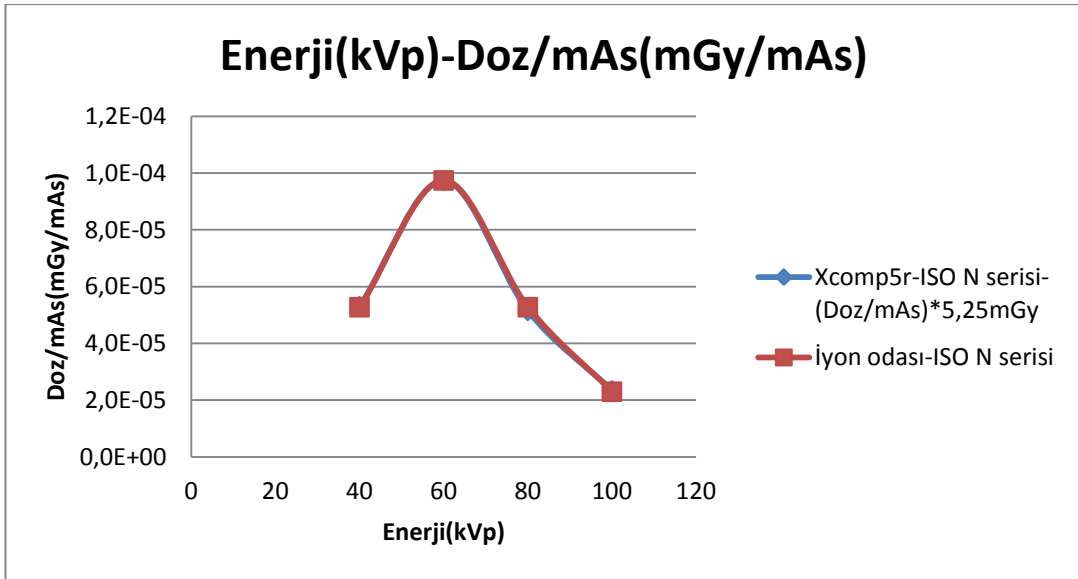
Işınlama Süresi: 2 dakika						
Kullanılan İyon Odası: PTW Marka 28 cm ³ Küresel İyon Odası (TM32005)						
İyon Odası-X-Işını Tüpü Işınlama Mesafesi: 120 cm						
BC-408 PS Dedektör -Tüp Mesafesi: 348,2 cm						
					Ölçülen (iyon odası)	Hesaplanan* (Xcomp5r)
Demet Kalitesi	X-Işın Tüpü Gerilimi (kV)	Toplam Tüp Filtrasyonu	Ortalama Demet Enerjisi (keV) \bar{E}	mAs	Doz**/mAs (mGy/mAs)	Hava Kerma/mAs (mGy/mAs)
N-40	40	4 mmAl 0,21mmCu	33	1080±33	5,3x10 ⁻⁵ ±0,0003	1,0x10 ⁻⁵
N-60	60	4 mmAl 0,6 mmCu	47,4	1560±39	9,7x10 ⁻⁵ ±0,0008	1,9x10 ⁻⁵
N-80	80	4 mmAl 2 mmCu	64,7	2520±50	5,3x10 ⁻⁵ ±0,0007	9,8x10 ⁻⁶
N-100	100	4 mmAl 5 mmCu	82,8	3720±61	2,3x10 ⁻⁵ ±0,0004	4,5x10 ⁻⁶

* Bu hesaplama, sadece birincil demeti hasapa kattığı için (bu program saçılmaları hariç tutar) yaklaşık 5,25mGy’ lik bir çarpanla düzeltilerek iyon odası ile bulunan değerlerle kıyaslanır.

* Uzaklığın terskaresiyle düzeltilerek verilen doz değeri.



Şekil 4.10 ISO (dar demet) N-serisi X-ışın demet kaliteleri için elde edilen “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği



Şekil 4.11 ISO (dar demet) N-serisi X-ışın demet kaliteleri için Xcomp5r programıyla hesaplanan ve iyon odası ile bulunan doz değerlerinin karşılaştırıldığı “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği

4.1.5 ISO 4037–1 de tanımlanan (dar demet) N-serisi X-ışın demet kaliteleri ile elde edilen ölçüm sonuçları

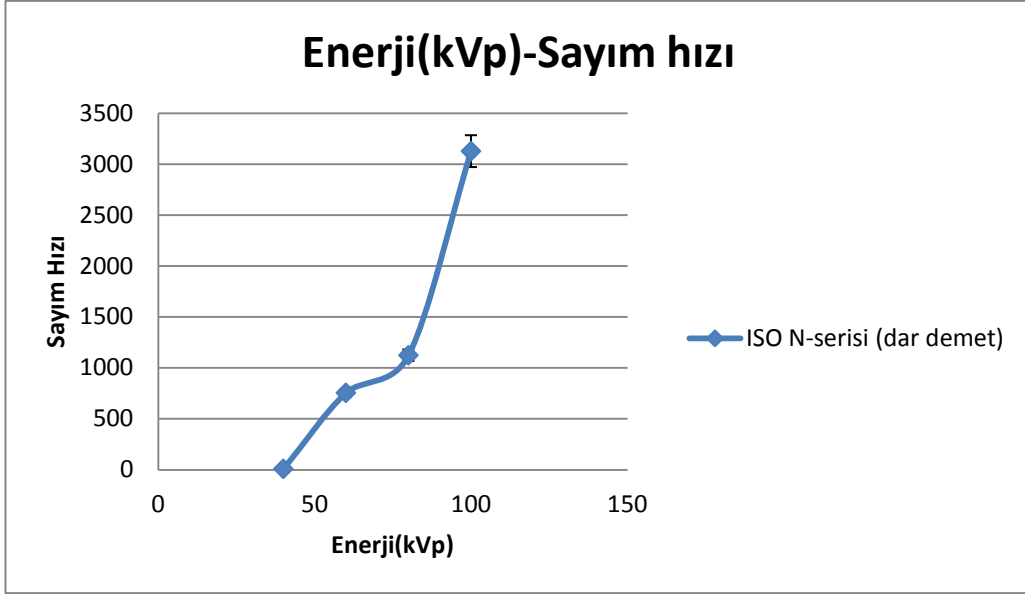
Şekil 3.9’ de gösterilen ışınlama ve sayım geometrisinde, BC-408 plastik sintilatör dedektörüne 920V çalışma gerilimi uygulanarak elde edilen veriler Çizelge 4.7’ de verilmiştir. Bu veriler kullanılarak “Enerji(kVp)-Sayım Hızı” ve “Enerji(kVp)-Sayım Hızı/mAs” grafikleri çizilmiştir. Her ölçülen dedektör tepkisinde, Bölüm 5’ de açıklanan olası hata kaynakları dikkate alınarak toplam belirsizlik hesaplanmıştır.

Çizelge 4.7 ISO N-serisi (dar demet) X-ışın demet kaliteleri için elde edilen sonuçlar

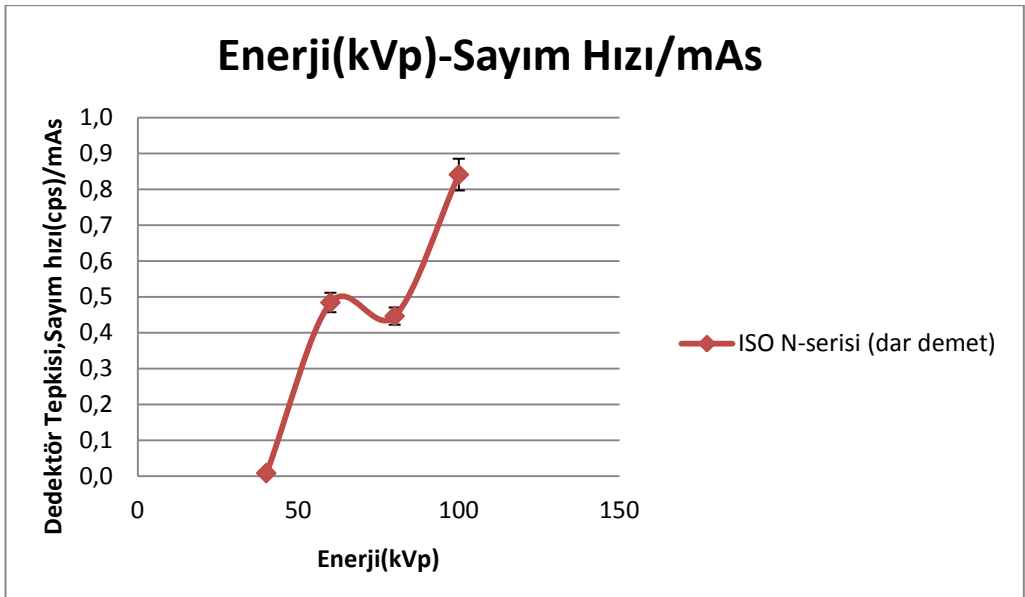
Uygulanan Voltaj: 920V						
Işınlama Süresi. 20 dakika						
Demet Kalitesi	X-ışın Tüpü Gerilimi (kV)	Toplam Tüp Filtrasyonu*	Ortalama Demet Enerjisi (keV) \bar{E}	mAs	Dedektör (PS) Tepkisi Sayım Hızı** (cps)	Dedektör (PS) Tepkisi Sayım Hızı**/mAs (cps/mAs)
N-40	40	4mmAl 0,21mmCu	33	1080±33	8,77±3	0,01±0,001
N-60	60	4mmAl 0,6mmCu	47,4	1560±39	754,85±27	0,48±0,002
N-80	80	4mmAl 2mmCu	64,7	2520±50	1123,75±34	0,45±0,002
N-100	100	4mmAl 5mmCu	82,8	3720±61	3127,09±56	0,84±0,004

*Özgün doğal filtrasyon (inherent filtration)

** Doğal fon etkisi çıkarılarak elde edilmiş toplam sayım hızı



Şekil 4.12 ISO N-serisi (dar demet) X-ışın demet kaliteleri için elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım hızı” grafiği



Şekil 4.13 ISO N-serisi (dar demet) X-ışın demet kaliteleri için elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım Hızı/mAs” grafiği

4.1.6 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak doz-doza hızı ölçüm sonuçları

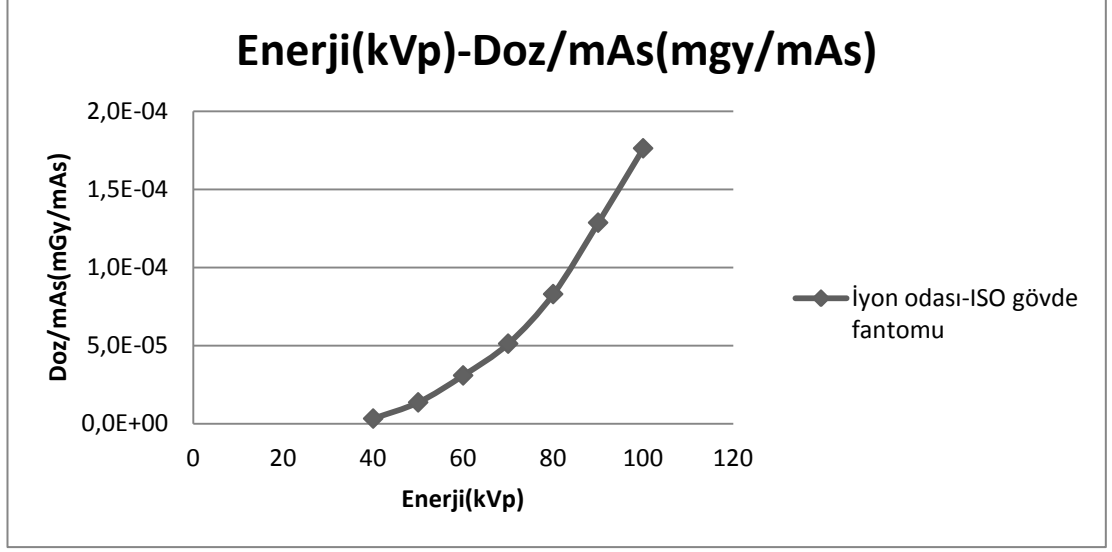
Şekil 3.16' de gösterilen ışınlama ve sayım geometrisinde PTW marka 28 cm³ hacminde TM32005 küresel iyon odası ile elde edilen veriler Çizelge 4.8' de verilen koşullarda elde edilmiştir. İnsan bedenindeki saçılmaların da dikkate alınması için bu veriler kullanılarak “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği çizilmiştir. Her bir ölçülen doz değerinde, Bölüm 5' de açıklanan olası hata kaynakları dikkate alınarak toplam belirsizlik hesaplanmıştır.

Çizelge 4.8 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak elde edilen doz sonuçları

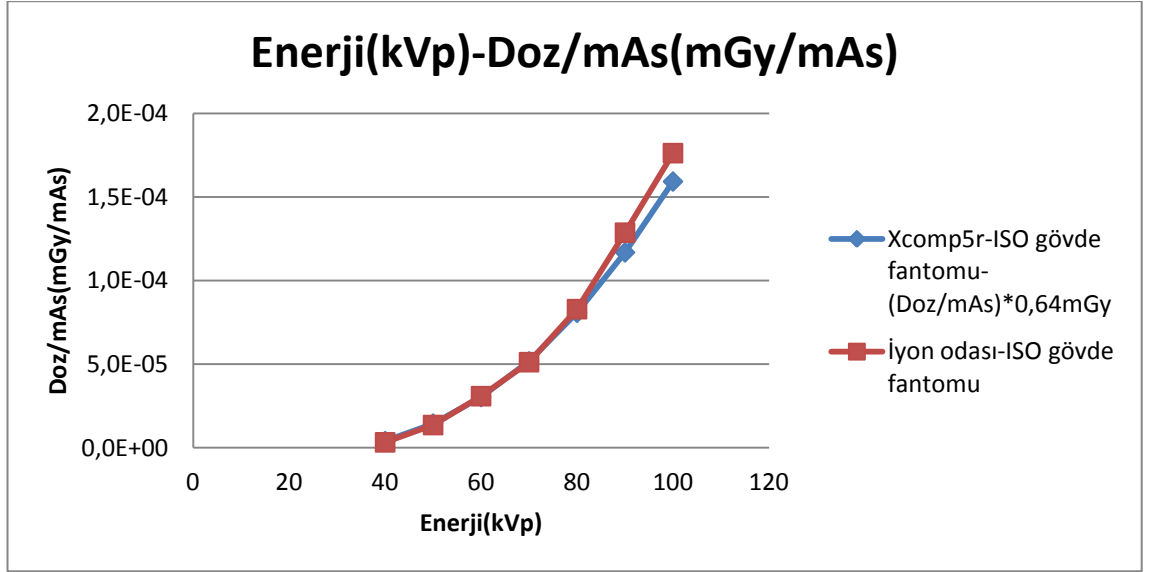
Işınlama Süresi: 2 dakika					
Kullanılan İyon Odası: PTW Marka 28 cm ³ Küresel İyon Odası (TM32005)					
İyon Odası-X-Işını Tüpü Işınlama Mesafesi: 120 cm					
BC-408 PS Dedektör -Tüp Mesafesi: 348,2 cm					
				Ölçülen (iyon odası)	Hesaplanan*
Demet Kalitesi	X-Işın Tüpü Gerilimi (kV)	Ortalama Demet Enerjisi (keV) \bar{E}	mAs	Doz**/mAs (mGy/mAs)	Hava Kerma/mAs (mGy/mAs)
Doğal Filtrasyon	40	32,9	1080±33	$3,3 \times 10^{-6} \pm 2 \times 10^{-8}$	$6,3 \times 10^{-6}$
Doğal Filtrasyon	50	38,3	1200±35	$1,4 \times 10^{-5} \pm 8 \times 10^{-8}$	$2,3 \times 10^{-5}$
Doğal Filtrasyon	60	43,2	1560±39	$3,1 \times 10^{-5} \pm 2 \times 10^{-7}$	$4,7 \times 10^{-5}$
Doğal Filtrasyon	70	47,8	2040±45	$5,1 \times 10^{-5} \pm 5 \times 10^{-7}$	$8,0 \times 10^{-5}$
Doğal Filtrasyon	80	52,3	2520±50	$8,3 \times 10^{-5} \pm 1 \times 10^{-6}$	$1,3 \times 10^{-4}$
Doğal Filtrasyon	90	56,3	2880±54	$1,3 \times 10^{-4} \pm 2 \times 10^{-6}$	$1,8 \times 10^{-4}$
Doğal Filtrasyon	100	59,8	3720±61	$1,8 \times 10^{-4} \pm 3 \times 10^{-6}$	$2,5 \times 10^{-4}$

*Xcomp5r programıyla yapılan bu hesaplama, sadece birincil demeti hesaba kattığı için (program saçılmaları hariç tutar) yaklaşık 0,64mGy' lik bir çarpanla düzeltilerek iyon odası ile bulunan değerlerle kıyaslanır.

**Uzaklığın ters karesiyle düzeltilerek verilen doz değeri



Şekil 4.14 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak iyon odası ile ölçülen “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği



Şekil 4.15 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak Xcomp5r programıyla hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen doz değerlerinin karşılaştırıldığı “Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy/mAs)” grafiği

4.1.7 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak elde edilen PS dedektör tepkisi ölçüm sonuçları

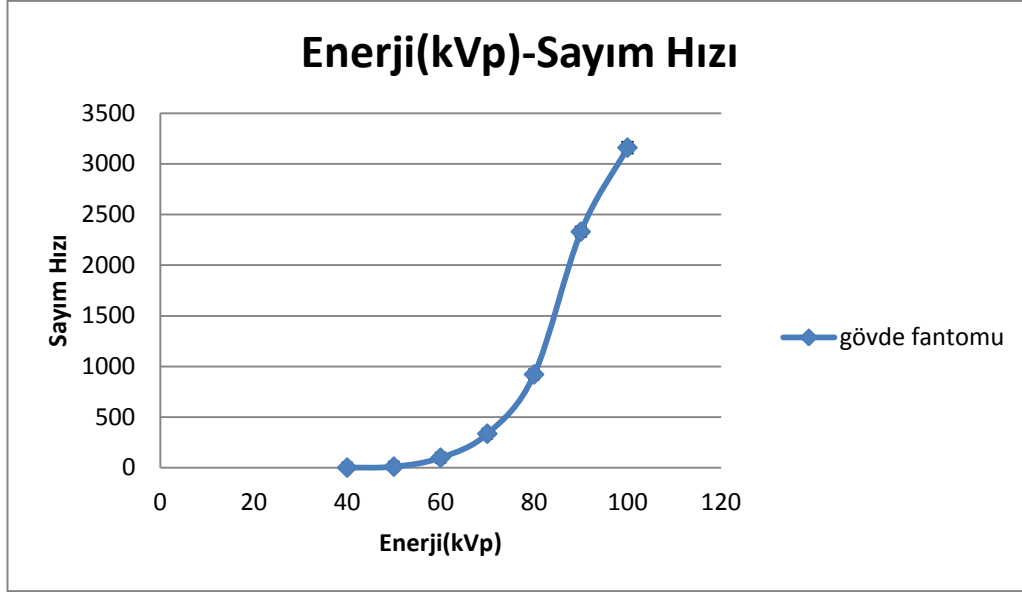
Şekil 3.10’ de gösterilen ışınlama ve sayım geometrisinde, BC-408 plastik sintilatör dedektörüne 920V çalışma gerilimi uygulanarak elde edilen enerjiye karşılık sayım hızları Çizelge 4.9’ da verilmiştir. İnsan vücudundaki saçılmaları hesaba katmak için ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak “Enerji(kVp)-Sayım hızı” ve “Enerji(kVp)-Sayım hızı/mAs” grafikleri çizilmiştir. Her ölçülen değerde, Bölüm 5’ de açıklanan olası hata kaynakları dikkate alınarak toplam belirsizlik hesaplanmıştır.

Çizelge 4.9 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak elde edilen sonuçlar

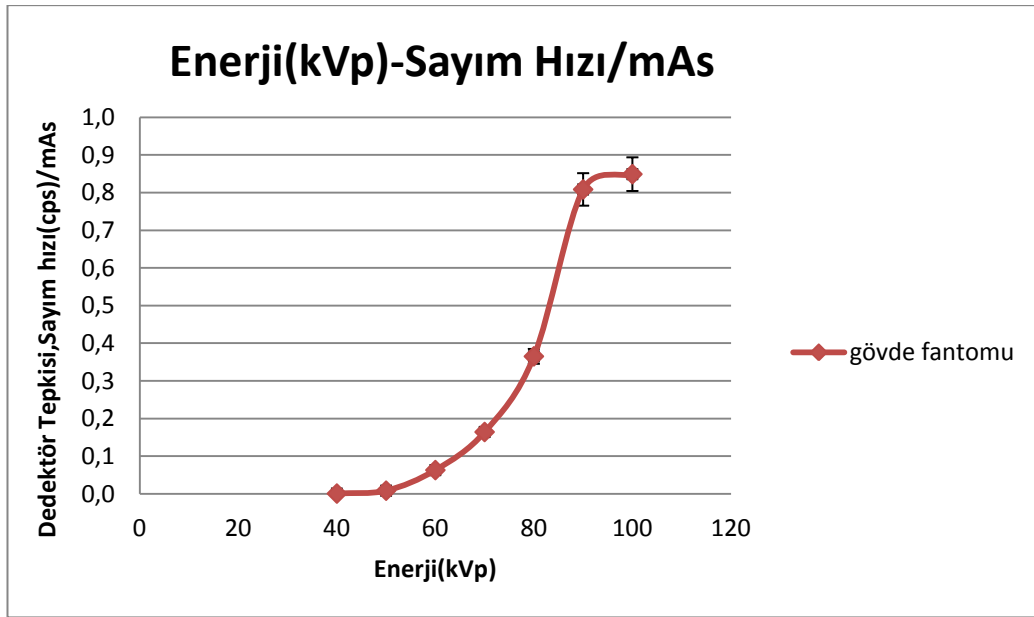
Uygulanan voltaj:920V						
Işınlama süresi: 20dak.						
Kullanılan fantom: ISO gövde fantomu (water slab phantom)						
Demet Kalitesi	X-ışın Tüpü Gerilimi (kV)	Toplam Tüp Filtrasyonu* (mm Al)	Ortalama Demet Enerjisi (keV) \bar{E}	mAs	Dedektör (PS) Tepkisi Sayım Hızı** (cps)	Dedektör (PS) Tepkisi Sayım Hızı**/mAs (cps/mAs)
Doğal Filtrasyon	40	1,2	32,9	1080±33	1,27±1,0	0,001±1x10 ⁴
Doğal Filtrasyon	50	1,2	38,3	1200±35	10,62±3,0	0,009±3x10 ⁴
Doğal Filtrasyon	60	1,2	43,2	1560±39	99,13±10	0,064±8x10 ⁴
Doğal Filtrasyon	70	1,2	47,8	2040±45	335,92±18	0,165±11x10 ⁴
Doğal Filtrasyon	80	1,2	52,3	2520±50	921,06±30	0,365±12x10 ⁴
Doğal Filtrasyon	90	1,2	56,3	2880±54	2329,44±48	0,809±15x10 ⁴
Doğal Filtrasyon	100	1,2	59,8	3720±61	3159,54±56	0,849±15x10 ⁴

*Özgün doğal filtrasyon (inherent filtration)

** Doğal fon etkisi çıkarılarak elde edilmiş toplam sayım hızı



Şekil 4.16 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak BC-408 PS ile elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım hızı” grafiği



Şekil 4.17 ISO gövde fantomu (water slab phantom) kullanılarak elde edilen “Enerji(kVp)-Sayım hızı/mAs” grafiği

4.2 BC-408 Plastik Sintilatör ile ¹³⁷Cs Radyoizotop Kaynaklı Işınlama Sisteminde Yapılan Ölçüm Sonuçları

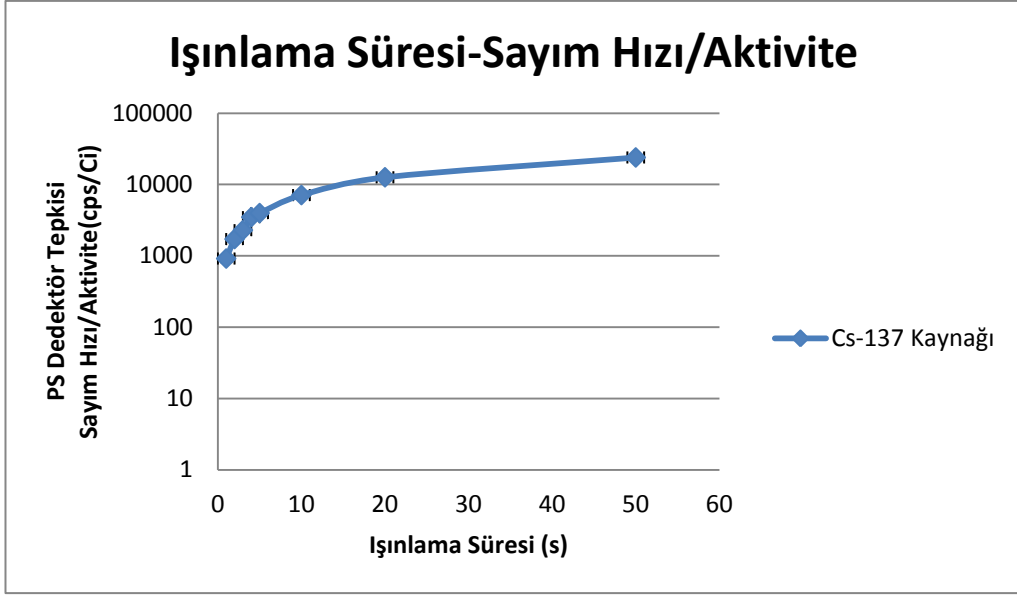
ISO 4037-1’ de tanımlanan S-Cs(662 keV) γ -ışınlarına karşı BC-408 PS dedektör tepkisi, Şekil 3.11 ve Şekil 3.17’ da gösterilen ışınlama ve sayım geometrisinde PTW marka 30 cm³ TM23361 küresel iyon odası ile ölçülmüştür. Elde edilen sayım hızı verileri, Çizelge 4.10’ da verilmiştir. Bu veriler kullanılarak “İşnlama Süresi- Sayım Hızı/Aktivite” ve “İşnlama Süresi- Sayım Hızı” grafiği çizilmiştir. Her ölçülen değerde, Bölüm 5’ de açıklanan olası hata kaynakları dikkate alınarak toplam belirsizlik hesaplanmıştır.

Çizelge 4.10 ¹³⁷Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sisteminde yapılan ölçüm sonuçları

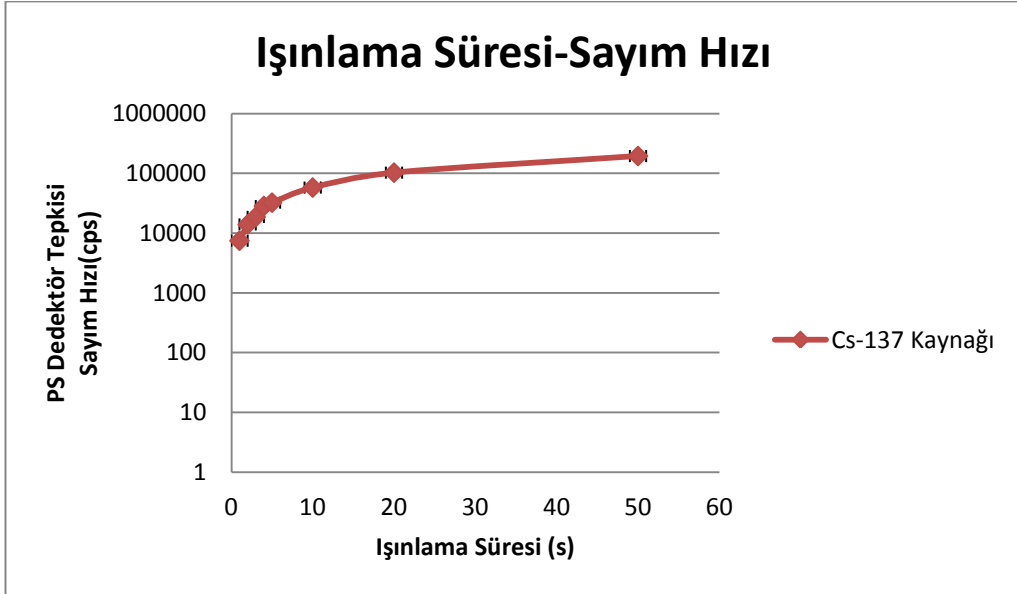
Kullanılan İyon Odası: PTW Marka Silindirik 30 cm ³ İyon Odası TM23361			
İyon Odası-Tüp Mesafesi: 200 cm			
BC-408 PS Dedektör -Tüp Mesafesi: 354,5 cm			
Kaynak Aktivitesi: 8,58 Ci (14.05.2009 referans tarihinde)			
Doz hızı 6866 nGy/s (1 m mesafede)			
Kaynak Aktivitesi: 8,16 Ci (14.07.2011 ölçüm tarihinde)			
Doz Hızı: 87,33 μ Gy/dak (14.07.2011 ölçüm tarihinde)			
Demet Kalitesi: S-Cs (662 keV γ -ışını), ISO 4037-1’e uygun			
İşnlama Süresi (s)	PS Dedektör Tepkisi Sayım Hızı* (cps)	İyon Odası Doz** (μ Gy)	Normalize Sayım Hızı(cps)/Kaynak Aktivite(Ci)
1	7470 \pm 86	0,46 \pm 0,02	915 \pm 5,1
2	14004 \pm 118	0,93 \pm 0,05	1715 \pm 5,1
3	18669 \pm 137	1,39 \pm 0,07	2287 \pm 5,1
4	28434 \pm 169	1,85 \pm 0,09	3483 \pm 5,0
5	32410 \pm 180	2,32 \pm 0,12	3969 \pm 5,0
10	57978 \pm 241	4,63 \pm 0,23	7101 \pm 5,0
20	102899 \pm 321	9,27 \pm 0,46	12603 \pm 5,0
50	195278 \pm 442	23,16 \pm 1,16	23917 \pm 5,0

* Doğal fon etkisi çıkarılarak elde edilmiş toplam sayım hızı

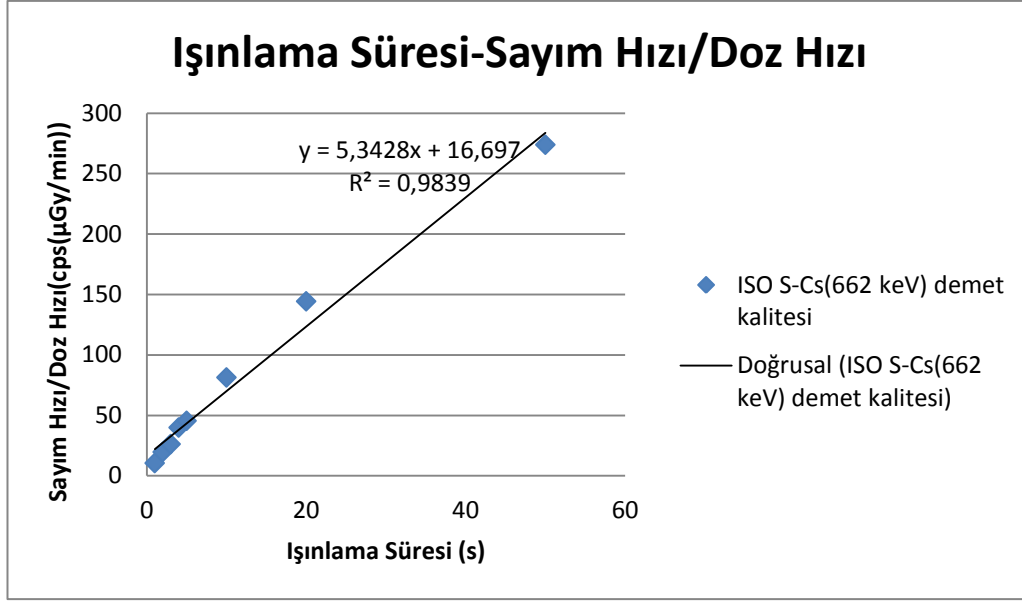
** Uzaklığın ters karesiyle düzeltilerek verilen doz değeri



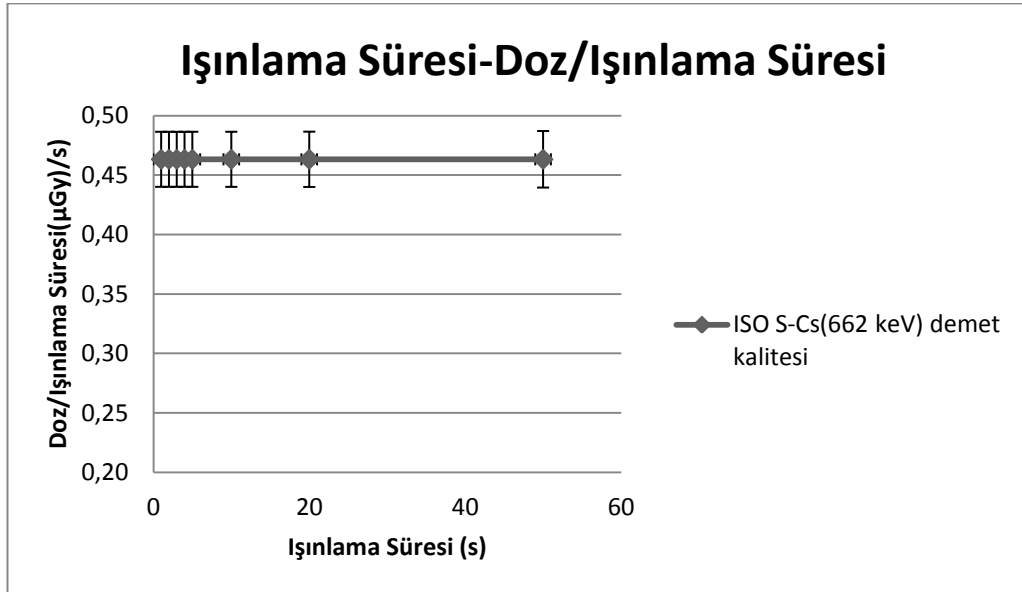
Şekil 4.18 ^{137}Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sistemi ile elde edilen “Işınlama Süresi-Sayım Hızı/Aktivite” grafiği



Şekil 4.19 ^{137}Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sistemi ile elde edilen “Işınlama Süresi-Sayım Hızı” grafiği



Şekil 4.20 BC-408 PS dedektörünün ¹³⁷Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sistemi ile ISO S-Cs(662 keV) γ -ışını demet kalitesinde elde edilen “Işınlama Süresi-Sayım Hızı/Doz Hızı” grafiği



Şekil 4.21 BC-408 PS dedektörünün ¹³⁷Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sistemi ile ISO S-Cs(662 keV) γ -ışını demet kalitesinde elde edilen “Işınlama Süresi-Doz/Işınlama Süresi” grafiği

4.3 Diğer Radyonüklid Kaynaklar Kullanılarak Elde Edilen Ölçüm Sonuçları

Şekil 3.12’ de gösterilen geometride, BC-408 plastik sintilatör dedektörüne 920V çalışma gerilimi uygulanarak elde edilen veriler Çizelge 4.11’ da verilmiştir. Bu veriler kullanılarak “Sayım hızı(cps)/aktivite(Bq)x Ortalama Soğurulan Enerji (keV)” grafiği çizilmiştir.

Çizelge 4.11 BC-408 PS dedektör tepkisi için radyonüklid kaynaklar kullanılarak elde edilen ölçüm sonuçları

Kaynak Adı	E_{max} (keV)	E_{ort} (keV)	PS Dedektörün Tepkisi, Sayım Hızı (cps)	Referans Aktivite* (kBq)	Ortalama Soğurulan Enerji/Parçalanma (keV/parçalanma)	Sayım Hızı/Aktivite(Bq). Ortalama Soğurulan Enerji (cpsxkeV/Bq)
²⁴¹ Am	59,56	59,56	0,6±1,4	16,09	28,5	0,001±0,03
¹⁰⁹ Cd	88,03	88,03	0,4±1,5	35,49	26,2	0,001±0,04
⁵⁷ Co	136,47	115,06	1,6±1,9	37,96	121,6	0,08±0,28
¹³³ Ba	383,85	267,97	3745,4±211	37,7	394,4	47,41±6,89
¹³⁷ Cs	661,66	661,65	5356,6±296	38,41	564,6	84,26±9,18
⁵⁴ Mn	834,84	834,84	301,1±28,8	37,44	836,0	74,62±8,64
⁶⁵ Zn	1115,54	1083,11	1068,7±77,9	389,2	578,0	34,14±5,84
²² Na	1274,54	798,91	4706,4±263	39,57	2197,1	573,09±23,94
⁶⁰ Co	1332,49	1252,87	4307,5±244	40,55	2503,8	391,91±19,80
¹⁵² Eu	1408,02	350,97	2654,9±151	42,23	734,1	76,16±8,73

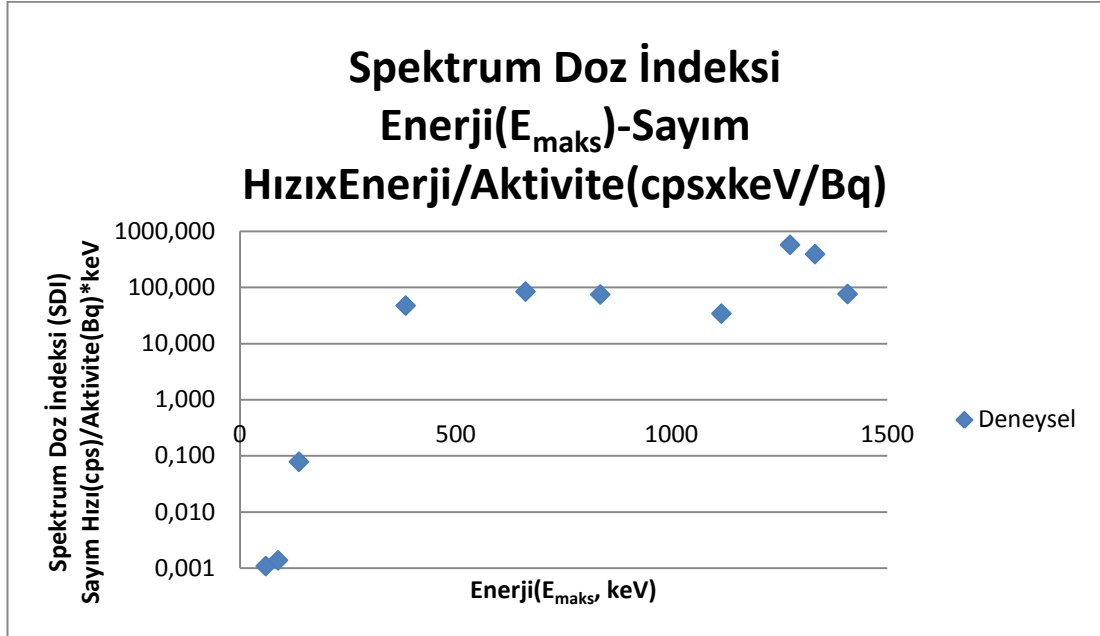
*Referans aktivite tarihleri Çizelge 3.3’ de verilmektedir.

Spektrum doz indeksi, ışınlama hızı (exposure rate) ve dedektör tepkisi arasında türetilen bir niceliktir. Spektrum doz indeksi,

$$SDI = \frac{\text{Integral Sayım Hızı (cps)x Toplam Enerji}}{\text{Aktivite}} \quad (18)$$

Burada, aktivite (Bq) ölçme anındaki aktivite (bozunma düzeltilmesi yapılan), toplam enerji= $\sum_i P_i \cdot E_i$ her nüklit bozunması başına yayınlama olasılığı (P_i) ile i-nci enerjinin çarpımından elde edilen toplam ve spektrumda belirlenen integral sayım hızıdır (cps).

Bu net toplam sayım hızı, PS sintilatör spektrumunda elektronik gürültünün üstündeki eşik seviyenin de üzerinde kalan net toplam sayımın ölçme süresine bölümüdür.



Şekil 4.22 Radyonüklid kaynaklar kullanılarak elde edilen “Spektrum Doz İndeksi” grafiği

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tez çalışmasında, yaklaşık doku eşdeğeri özellikleri olan ve ticari olarak sağlanabilir BC-408 (Bicron Corp. Saint-Gobain Crystals, Paris Fransa) plastik sintilatör malzemesinin, medikal dozimetre olarak seçilmesi durumunda, düşük enerjili (40-150 keV) ve yüksek enerjili (120-1500 keV) foton uygulama aralıklarında verdiği tepkisinin enerjiye bağımlılığı incelenmiştir. Bu amaçla diagnostik radyolojide kullanılan çeşitli demet kalitelerindeki X-ışını uygulamaları için 150 keV' e kadar enerjilerde, hem iyon odası hem de BC-408 plastik sintilatörlü dedektörle, dozimetrik ölçümler yapılmıştır. Bu ölçümler, tez konusu olan BC-408 plastik sintilatör malzemesinin, belirli X-ışını demet kalitelerinde doğal filtrasyon, ISO N-serisi, IEC RQA 2-8 serisi ve insandaki foton saçılmalarını temsilen gövde fantomu (ISO water slab phantom) gerisinde de yapılmıştır. Tezin birinci bölümünde belirtildiği, gibi dozimetrik malzemenin belirli enerji bölgelerinde verdiği enerjiye bağlı tepkinin bilinmesi önemlidir. Özellikle düşük enerji bölgesinde, üretilen sintilasyon ışık sönmülenmesi (quenching) nedeniyle, plastik sintilatörün enerjiye karşı verdiği sayım hızı (soğurulan dozla orantılı bir nicelik), radyolojideki X-ışın dozlarının doğru olarak belirlenmesi için daha da önemlidir. Plastik sintilasyon dozimetreler, iyon odaları ile yarışabilecek bir dozimetrik davranış göstermeleri bağlamında, plastik dedektör ile alınan sonuçlar, iyon odası dedektörlerle ölçülen değerlerle kıyaslanmıştır. Ayrıca yüksek enerjili ve yüksek şiddetli radyasyon alanlarının kullanıldığı radyoterapi alanlarını simüle etmek için radyoizotop kaynaklarından elde edilen γ -ışınlarına karşı (60-1333 keV) enerji-doz bağımlılığı da incelenmiştir. Elde edilen deneysel bulgular Bölüm 4' de verilmiştir. Ancak hızlandırıcılardan üretilen yüksek enerjili elektron ve foton enerjileri bu çalışmanın kapsamı dışındadır.

BC-408 PS dedektörle ölçülen nicelik olan sayım hızının, gelen foton şiddetini gösteren tüp akımı ile ışınlama süresi çarpımına normalize edilemesi(yani, sayım hızı/mAs) ile sintilatörde soğurulan doza orantılı büyüklük ölçülmüştür. Ölçümlerdeki belirsizlik kaynakları olarak X-ışını tüp geriliminde %3,6, filtre kalınlıklarındaki tolerans $\pm 0,1$ mm, PS dedektör spektrum belirlenmesi %1-3, iyon odası doz lineeritesi %4-5, dedektör konum belirlenmesi %1 olarak dikkate alınmıştır. Tez kapsamında çalışılmış

olan tüm X- ışın demet kalitelerinde, artan enerji ile sayım hızı/mAs büyüklüğün nasıl değiştiği aşağıda irdelenmiştir.

Ölçülen değerleri Çizelge 4.2' de verilen ve Şekil 4.2' de görüldüğü gibi, farklı X-ışını demet kalitelerinde (40-120 keV X-ışını enerji aralığında) iyon odası ile alınan doz ölçümü sonuçlarında, sadece doğal filtrasyon varken, artan enerji ile dozun yaklaşık olarak lineer arttığı gözlenmiştir. Plastik sintilatör malzemelerde, düşük enerjilerde (100-150 keV'e kadar) etkileşmelerin baskın olarak fotoelektrik etkileşmeyle gerçekleşmesi nedeniyle bu yaklaşık lineer doz artışı olması uyumludur. Buna kanıt olarak, plastik sintilatör için hesaplanan kütle enerji soğurma katsayısı(μ_{en}/ρ) değişimine (Şekil 2.10) enerjiye bağlı değişiminin yaklaşık üstel azalımıyla ilişkilidir. Plastik sintilatörün ölçülen 40-100 keV aralığındaki doz artışında Compton elektronlarının da katkısının olduğu görülmektedir. Hemen hemen lineer beklenen bir doz artışında, gerçekte bir doyum (saturasyon) göstermesi beklenen bir dedektör tepkisidir. Çünkü kullanılan plastik dedektör, oldukça kalındır(7,62 cm) ve çoklu Compton saçılmaları buna neden olabilir. IEC RQA 2-8 serisi (40-100 keV enerji aralığında X-ışınları) demetleri ve gövde fantomu (ISO water slab phantom) kullanılarak elde edilen demet kalitelerinde artan enerji ile dozun yaklaşık lineer olarak, Şekil 4.6 (iyon odası ile ölçülen) ve Şekil 4.14 (ISO Gövde fantomu var+İyon odası ile ölçülen) örüldüğü gibi arttığı ve son olarak ISO N dar demet serisi (40-100 keV X-ışınları) kullanılarak ölçülen dozun artan enerji ile önce arttığı, ancak 60 kV' den sonra azaldığı görülmektedir(Şekil 4.10). Bunun nedenin, 60 kV'den sonra kullanılan 4 mm Al+ek Cu filtre kalınlığının 3,3 katlık ani artırılması (Kalınlık: 0,6 mm Cu → 2 mm Cu) ve daha sonra filtre kalınlık artışının göreceli olarak daha az artmasıdır (Çizelge 4.6' ya bkz.) Bu durum, artan demet enerjisi ve ek filtre (X-ışını tüp ile dedektör arasına konulan) arasındaki ilişkiye bağlı, beklenen ISO N dar demet doz dağılım davranışı göstermiştir (Şekil 4.12 ve Şekil 4.13' e bkz), ayrıca bu durum havadaki iyonizasyon eğrisi ile de uyumludur. IEC RQA ve ISO N demet kalitelerinde, izlenebilir IEC ve standart protokollerde (IEC 61267 ve ISO 4037-1) belirtildiği gibi, artan X-ışın tüp gerilimi (kV) ile uygulanan filtrasyon aynı oranda arttırılmadığı için enerji-doz bağımlılıkları doğası gereği lineer olmamaktadır. IEC RQA serisi X-ışın demet kalitesinde ölçümlerde eklenen farklı kalınlıktaki filtreler ile hastayı simüle ederek bir fantomdan çıkan ışınları temsil ettiği

için IEC RQA demet kalitesi ve gövde fantomu kullanılarak elde edilen enerji-doza eğrilerinin (her ikisi de hastayı simüle ettiği için) aynı davranışı göstermesi zaten beklenen bir sonuçtur. ISO N serisi, IEC RQA serisi ve fontom kullanılarak elde edilen veya filtrasyonsuz demet kalitelerindeki ölçüm sonuçları, ayrıca **Xcomp5r** X-ışını doz hesaplama programı ile hesaplanarak çizilen enerji-doza grafiklerindeki enerji bağımlılığı ve birbirleri ile örtüşerek benzer doz-enerji bağımlılığı göstermektedir. **Xcomp5r** X-ışını yazılımı programındaki tek yetersiz nokta, saçılan ışınları hesaba katmadığı için deneysel olarak iyon odası kullanılarak bulunan sonuçlarla belirli bir oranda farklılık göstermesi normal varsayılmaktadır. Bu farklılıklar her demet kalitesi için belirli ortalama bir katsayı (İyon odası doz ölçümü/ **Xcomp5r** yazılımından teorik değerlerin ortalaması) ile hesaba katılmıştır.

BC-408 PS dedektör tepkisi, Canberra Genie 2000 gama spektrum programında elde edilen integral sayımların spektrum sürelerine bölünmesi ile hesaplanmıştır. Bu tez kapsamında çalışılmış olan tüm demet kalitelerinde elde edilen sayım hızlarının artan enerji ile arttığı görülmüştür. Bu sonuç düşük enerjilerde (<120 keV'e kadar) dedektör yanıtında yaklaşık lineer bir artış ve yüksek enerjilerde (>120 keV) ise artan enerji ile fazlaca değişmeyen, ancak daha düz bir dedektör yanıtı beklentimizle örtüşmektedir. Ek filtrasyon yokken elde edilen 'Enerji(kVp)-Sayım Hızı/mAs' grafiğinde (Şekil 4.5) hem sayım hızı hem de tüp akımının (mA) artmasına rağmen Çizelge 4.3' de görüldüğü gibi sayım hızının 90 kV' de düşmesinin sebebi ise ölçüm sisteminin ölme zamanı nedeniyle nispeten sature olmasıdır. Standart gövde fantomu (ISO water slab phantom) kullanılarak ve elde edilen IEC RQA 2-8 serisi demet kaliteleri ile plastik dedektörde yapılan ölçümler sonucunda, 'Enerji(kVp)-Sayım Hızı(cps)' (Şekil 4.8 ve 4.16) ve tüp akımına (mAs) normalize edilmiş 'Enerji(kVp)-Sayım Hızı(cps/mAs)' grafikleri (Şekil 4.9 ve 4.17), aynı iyon odası ile ölçülen 'Enerji(kVp)-Doz/mAs(mGy)' grafiklerinde olduğu gibi örtüşmektedir. Yani, enerji-doza bağımlılığının yaklaşık lineer arttığını göstermektedir. Çünkü daha önce de belirtildiği gibi IEC RQA demet kalitesinde ölçümlerde eklenen farklı kalınlıktaki filtreler ile hastayı simüle ederek, bir fantomdan çıkan ışınları temsil eder. Bu sebepten dolayı PS dedektör, RQA ve ISO gövde fantomu kullanılarak elde edilen demet kalitelerinde aynı yanıtı vermiştir. ISO N serisi demet

kalitesinde elde edilen sayım hızlarının, tüp filtrasyonunun eklenen alüminyum ve bakır filtrelerle artırılması sonucu oldukça düştüğü görülmektedir.

ISO' ya uygun S-Cs gama ışın demeti, yani ^{137}Cs radyoizotop kaynaklı ışınlama sisteminde PS dedektör ile yapılan ölçüm sonuçları Çizelge 4.10' da verilmektedir. Bu sonuçlar göz önünde bulundurularak 'Işınlama Süresi-Sayım Hızı' (Şekil 4.19) ve 'Işınlama Süresi-Sayım Hızı/Aktivite' (Şekil 4.18) grafiği incelendiğinde ışınlama süresinin kısa olduğu (1-5 s) durumlarda, PS dedektör sisteminin yüksek aktivite nedeniyle ölü zamana girmesi sonucu ona bağlı diğer elektronik komponentlerin bu sürelerde puls işlemekte yetersiz kaldığı görülmektedir. Işınlama süresinin artması ile PS dedektörüne gelen foton sayısı da artacağından sayım hızı artmıştır. Artan ışınlama süresi ile Sayım hızı/Doz hızı (Şekil 4.20) değerinin yaklaşık lineer arttığı görülür ve Işınlama Süresi-Doz/Işınlama Süresi grafiğinde doz hızı (Şekil 4.21) değerinin de 0,46 $\mu\text{Gy/s}$ değerinde sabit kaldığı görülmektedir.

BC-408 PS dedektör tepkisi için radyoizotop kaynaklar kullanılarak elde edilen ölçüm sonuçları Çizelge 4.11' de verilmektedir. Kullanılan radyoizotop kaynakların nükleer özellikleri (aktivite, gama ışını enerji, gama ışını yayımlama olasılığı, yarılanma ömrü) Çizelge 3.3' de verilmektedir. Kullanılan kaynakların maksimum enerjilerine karşılık spektrum doz indeksi (Şekil 4.22) incelendiğinde, PS dedektörün artan enerji ile önce yaklaşık lineer bir tepki artışı olduğu ve 120 keV'den daha yukarı enerjilerde fazlaca değişmediği ancak 500-1500 keV enerji aralığında daha düz hemen hemen sabit bir yanıt verdiği gözlenmektedir. Ancak 1332,5 keV (^{60}Co) enerjisi üzerinde çok enerjili ^{152}Eu (maksimum:1408 keV) çoklu Compton saçılmaları nedeniyle tepkide beklenmedik artışlar gözlenmiştir.

Sonuç olarak, BC-408 PS malzemesi, diagnostik radyolojide kullanılan X-ışınlarıyla ışınlandığında, beklenen enerji bağımlılığı yaklaşık lineerdir, ancak düşük foton enerjilerindeki iyonlaşmanın sönümlenmesi nedeniyle, soğurulan doza karşı ölçülen sayım hızlarındaki düşüş için uygun bir dönüştürme faktörüne gereksinim vardır. Sintilatördeki ışık çıkışının lineer enerji transfer (LET) bağımlı azalımı " iyonlaşma sönümü (ionization quenching)" olarak bilinir. Plastik sintilatörlerde, ışık çıkışının iyonlaşma sönümü

nedeniyle 100 keV altındaki düşük foton enerjilerinde dezavantajlı bir enerji tepkisi davranışına sahip olduğu not edilmiştir (Willamson 1999). Bu iyonlaşma sönümü veren plastik sintilatörlerin tanısal radyolojide dozimetre olarak uygulanabilirliğini enerji tepkisinin kötüleşmesi nedeniyle azaltır (Nowotny 2004). BC-408 PS dedektörde özellikle bu ışık çıkışını bozan ‘iyonlaşma sönümü’ olayı 40 keV enerji civarında daha etkin olmaktadır. Bunun için teorik bir yaklaşım EK-3 ve EK-4’de verilmiştir. Puls sayım tekniği ile kalın bir PS dedektörünün enerji tepkisi, filtresiz ve filtreli X-ışını demetlerinde vücut fantomu ile 40-120 keV X-ışını aralığında ölçüldüğünde, enerji bağımlılığı fikri desteklenmektedir. Diğer yandan, 60-1332,5 keV gama ışını enerji aralığında BC-408 tepkisi düzgün bir davranış göstermiştir, ancak 1,33 MeV enerjisi üzerindeki fotonlar için kalın PS içinde çoklu Compton saçılmaları nedeniyle sayım hızlarında bazı değişimler gözlenmiştir. Bu sonuçlar, özellikle radyoterapideki radyasyon alanlarında plastik sintilasyon dozimetresinin küçük boyutlu ve ince PS BC-408 ile daha uygun yapılabileceğini göstermektedir.

Bu tez çalışmasında, kalın bir BC-408 PS kullanılmıştır ve dozimetrik amaçla böyle bir çalışmanın daha ince PS ile yüksek şiddetli radyasyon alanlarında daha iyi sonuç vereceği tahmin edilmektedir. Bu tez çalışmasında BC-408 PS malzemenin doza bağımlılığı, yöne bağımlılığı, doğrusallığı ve kullanım kolaylığı gibi pratiğe yönelik hususlar ayrıca araştırılabilir. Özellikle, BC-408 ile (uygun fiber optik kablolarla kuplajı yapılarak) bulunan dozimetrik ölçüm sonuçları, bu plastik malzemenin bir medikal dozimetre olarak kullanımını açısından, iyon odaları ile yarışabilir veya BC-408’ in alternatif bir dozimetre olup olmayacağı noktasında net fikirler sağlayabilir.

EKLER

Ek-1

BC-408 Plastik Sintilatörün Kütle Hasabı

Dedektörde kullanılan BC-408 PS 3”×3” boyutlarında ve silindir şeklindedir.

A: Yüzey alanı, D: Silindirik plastik sintilatörün çapı, H: Silindirik plastik sintilatörün yüksekliği, m_s: Sintilatörün kütlesi, ρ: Yoğunluk, V: Hacim olmak üzere;

1 inç=2,54 cm ve 3 inç=7,62 cm

$$A = \frac{\pi D^2}{4} = 45,58 \text{ cm}^2 \quad (19)$$

$$V_{PS} = \frac{\pi D^2}{4} \times H \quad (20)$$

$$V_S = \frac{3,14 \times 7,62^2 \times 7,62}{4} \quad (21)$$

$$V_S = 347,32 \text{ cm}^3 \quad (22)$$

$$\rho_{BC-408} = 1,032 \text{ g.cm}^{-3} \quad (23)$$

$$m_s = \rho \times V \quad (24)$$

$$m_s = 1,032 \times 347,32 \quad (25)$$

$$m_s = 358,44 \text{ g} \quad (26)$$

BC-408 PS dedektörün kütlesi 358,44 g olarak bulunmuştur. Bu değer, soğurulan dozun teorik hesabında kullanılmıştır.

Ek-2

Plastik Sintilatör Malzemesinin Ortalama Atom Numarasının Hesaplanması

BC-408 polivinil toulen esaslı organik bileşimin p-terphenyle gibi fluordan oluşmuş bir organik sintilatördür. Tam sayıya karşılık gelen bir Z' si yoktur. İmalatçının verdiği H ve C sayılarından ve elektron yoğunluğundan Z değeri aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

Birim hacimdeki atomların sayısı:

$$H: 5,23 \times 10^{22} \text{ atom.cm}^{-3}$$

$$C: 4,74 \times 10^{22} \text{ atom.cm}^{-3}$$

$$\text{Birim hacimdeki elektron sayısı: } 3,37 \times 10^{23} \text{ elektron.cm}^{-3}$$

$$\text{Hidrojen atomlarının karbon atomlarına oranı (H/C): } 1,104 \text{ atom.cm}^{-3}$$

$$1 \text{ cm}^3 \text{ de hidrojen ve karbon atomlarının toplam sayısı (H+C): } 9,97 \times 10^{22} \text{ atom.cm}^{-3}$$

Elektronların toplam atom başına sayısı PS dedektör malzemesinin atom numarasını verir.

$$(Z_{PS})_{\text{ortalama}} = \frac{3,37 \times 10^{23}}{9,97 \times 10^{22}} = 3,4 \quad (27)$$

Ek-3

BC-408 PS' nin Sayım Hızından Doz Hızına Geçiş Faktörü

Işınlanan herhangi maddenin 1 kg' na 1 J' lük enerji veren radyasyon miktarı 1 Gray (1Gy=1J/kg) olarak tanımlanmıştır.

$$1\text{eV}=1,602\times 10^{-19}\text{J}$$

$$1\text{keV}=1,602\times 10^{-16}\text{J}$$

$$1\text{ keV için soğurulan doz; } D = \frac{E}{m_s}$$

Burada, E: enerjisi (J) ve $m_s=0,35844$ kg PS' nin hesaplanan kütesidir. (Bkz Ek-1)

$$\text{Soğurulan Doz} = \frac{1,602\times 10^{-16}\text{J}}{0,35844\text{ kg}} \quad (28)$$

$$\text{Soğurulan Doz} = 4,46937 \times 10^{-16} \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (29)$$

$$\text{Soğurulan Doz} = 4,46937 \times 10^{-16}\text{Gy} \quad (30)$$

1mGy= 10^{-3} Gy ve 1dakikalık (min) ışınlama için doz hızı,

$$\text{Doz Hızı} = 2,68 \times 10^{-11} \frac{\text{mGy}}{\text{min}} \quad (31)$$

Spektrumdan elde edilen kanal başına sayım hızı ile doz hızı arasındaki ilişki, spektrum doz indeksi;

$$\text{Doz Hızı} = a \cdot \sum_i^j \left(\frac{\text{cps}}{\text{kanal}} \right)_i \cdot E_i \quad (32)$$

Burada, a: ölçeklendirme (scaling) katsayısıdır.

$$\text{Doz Hızı} = 2,68 \times 10^{-11} \cdot \sum_{i=32}^{j=936} \left(\frac{\text{cps}}{\text{kanal}} \right)_i \cdot E_i (\text{keV}) \quad (33)$$

Burada, başlangıç kanalı $i = 32$ ve bitiş kanalı $j = 932$ seçilmiştir.

$$\text{Doz Hızı} = 2.68 \times 10^{-11} \times \dot{C}_{top} \quad (34)$$

Ek-4

BC-408 Plastik Sintilatördeki Soğurulan Doz İle Puls Yüksekliği Bağntısı

BC-408 plastik sintilatör dedektör ile elde edilen gama spektrumları kullanılarak, plastik sintilatörde ölçülen doz, puls sayımları ile aşağıdaki gibi ilişkilendirilebilir.

Sintilatördeki soğurulmuş doz;

$$D_s = \frac{1}{m_s} \int_0^{\infty} E \cdot C_s(E) \cdot dE \quad (35)$$

Şeklinde ifade edilebilir (Ishikawa 2009).

Burada, C_s : Sintilatörde E ile E+dE enerjisi arasında soğurulan (energy deposition) enerjiye karşılık gelen toplam (integrated) puls sayımıdır.

Deneyde kullanılan kalın bir plastik sintilatörü (7,62 cm kalınlıkta) verdiği puls yüksekliği spektrumunu (deneysel ölçülere yaklaşık benzer), aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$C_s(E) = [a \cdot E^{-b} + \exp(-b \cdot E)] \cdot \Delta t_c \quad (36)$$

Burada, Δt_c ölçüm süresidir. Eşitlik (35)' deki soğurulmuş doz;

$$D_s = \frac{\Delta t_c}{m_s} \int_0^{\infty} E \times [a \cdot E^{-b} + \exp(-b \cdot E)] dE \quad (37)$$

yazılabilir. Diğer taraftan, sintilatör içerisinde meydana gelecek etkileşimlerin toplamı, C_{top} ancak radyasyon enerjisi E_0 ' dan yüksek olduğunda enerji soğurulmasına neden olabilir. Bu nedenle kalın sintilatörler için $a \cdot E^{-b}$ terimi ihmal edilirse;

$$D_s = \frac{a \cdot \Delta t_c}{m} \int_0^{\infty} E \cdot e^{-bE} \cdot dE \quad (38)$$

olur.

Kısmi integral çözüm yöntemi kullanılarak; $u=E \rightarrow du=dE$ ve $dv=e^{-bE} \rightarrow v=-e^{-bE}/b$

$$\int u \cdot dv = u \cdot v - \int v \cdot du \quad (39)$$

$$D_s = \frac{-a \cdot \Delta t_c}{m} \cdot E \cdot \frac{e^{-bE}}{b} \Big|_0^{\infty} + \frac{a \cdot \Delta t_c}{m} \int_0^{\infty} \frac{e^{-bE}}{b} \cdot dE \quad (38)$$

$$-b \cdot m \cdot D_s = a \cdot \Delta t_c \cdot E \cdot e^{-bE} \Big|_0^{\infty} - a \cdot \Delta t_c \cdot \int_0^{\infty} e^{-bE} \cdot dE \quad (40)$$

$$C_{toplama} = \int_{E_0}^{\infty} C_s(E) dE = \int_{E_0}^{\infty} \Delta t_c \cdot a \cdot e^{-bE} \cdot dE \quad (41)$$

$$C_{toplama} = \Delta t_c \cdot a \int_0^{\infty} e^{-bE} \cdot dE - \Delta t_c \cdot a \int_0^{E_0} e^{-bE} \cdot dE \quad (42)$$

$$\Delta t_c \cdot a \int_0^{\infty} e^{-be} \cdot dE = \Delta t_c \cdot a \int_0^{E_0} e^{-bE} \cdot dE + C_{toplam} \quad (43)$$

Denklem (43)' de bulunan ifade denklem (40)' a yerleştirilirse;

$$-b \cdot m \cdot D_s = a \cdot \Delta t_c \cdot E \cdot e^{-bE} \Big|_0^{\infty} - (a \cdot \Delta t_c \int_0^{E_0} e^{-bE} + C_{toplam}) \quad (44)$$

$$-b \cdot m \cdot D_s = a \cdot \Delta t_c \cdot E \cdot e^{-bE} \Big|_0^{\infty} - a \cdot \Delta t_c \left(-\frac{e^{-bE}}{b} \Big|_0^{\infty} - C_{toplam} \right) \quad (45)$$

$$-b \cdot m \cdot D_s = \frac{a \cdot \Delta t_c}{b} (e^{-bE_0} - 1) - C_{toplam} \quad (46)$$

$$D_s = \frac{C_{toplam}}{b \cdot m} + \frac{a \cdot \Delta t_c}{b^2 \cdot m} (1 - e^{-bE_0}) \quad (47)$$

Burada C_{toplam} : Puls yükseklik spektrumu üzerinden entegre edilen toplam sayıdır (integral pulse counts).

Denklem (47) ifadesiyle verilen PS' deki soğurulan doza, sudaki soğurulan doza oranlanarak da verilebilir. Sudaki doz, D_w için;

$$D_w = \frac{(\mu_{en}/\rho)_w}{(\mu_{en}/\rho)_s} \cdot \left[\frac{C_{toplam}}{b \cdot m} + \frac{a \cdot \Delta t_c}{b^2 \cdot m} (1 - e^{-bE_0}) \right] \quad (48)$$

olur. Sudaki soğurulan dozda (fantom için) lülen spektrumdan uygun a ve b katsayıları bulunarak belirlenebilir. Ancak bu işlemler, ayrıntılı bir çalışmayı gerektirmektedir. (Ishikawa 2009)

Ek-5

ICRU-44 ve ICRP' ye Göre Doku Tanımlamaları

Çizelge Ek-5.1 ICRU-44' e göre doku tanımlaması (Tissue, Soft (ICRU-44))
(<http://physics.nist.gov>)

Atom Numarası-Kütle Numarası Oranı (Z/A): 0,54996		
N (I): 74,7 eV		
Yoğunluk (ρ): 1,06 g/cm ³		
Element	Atom Numarası	Ağırlıkça Oranı
H	1	0,102
C	6	0,143
N	7	0,034
O	8	0,708
Na	11	0,002
P	15	0,003
S	16	0,003
Cl	17	0,002
K	19	0,003

Çizelge Ek-5.2 ICRP' ye göre doku tanımlaması (Composition of TISSUE, SOFT (ICRP)) (<http://physics.nist.gov>)

N (I): 72,3 eV		
Yoğunluk (ρ): 1 g/cm ³		
Element	Atom Numarası	Ağırlıkça Oranı
H	1	0,104472
C	6	0,232190
N	7	0,024880
O	8	0,630238
Na	11	0,001130
Mg	12	0,000130
P	15	0,001330
S	16	0,001990
Cl	17	0,001340
K	19	0,001990
Ca	20	0,000230
Fe	26	0,000050
Zn	30	0,000030

Çizelge Ek-5.3 Plastik sintilatör, poliviniltoluen (<http://physics.nist.gov>)

Ortalama Atom Numarası-Kütle Numarası Oranı (Z/A): 0,54141		
N (I): 64,7 eV		
Yoğunluk (ρ): 1,032 g/cm ³		
Element	Atom Numarası	Ağırlıkça Oranı
H	1	0,085
C	6	0,915

$\langle Z/A \rangle$: Plastikdeki (PVT) elektron sayısının moleküler kütleyle oranıdır. Burada BC-408 için birim hacimdeki elektron sayısı $3,37 \times 10^{23}$ elektron.cm⁻³ 'dür.

Ek-6

Polivinil Toluen (PVT) Esaslı Plastik, Su Ve Yumuşak Dokunun (ICRP) Enerjiye Göre Ortalama Kütle-Enerji Soğurma Katsayıları

Çizelge Ek-6.1 Polivinil toluen (PVT) esaslı plastik, suyun enerjiye göre ortalama kütle-enerji soğurma katsayıları NIST veri tabanından hesaplanmıştır (NIST 2012)

	PVT	H ₂ O		PVT	H ₂ O
Enerji(keV)	$\mu/\rho(\text{cm}^2/\text{g})$	Enerji(keV)	$\mu/\rho(\text{cm}^2/\text{g})$	Enerji(keV)	$\mu/\rho(\text{cm}^2/\text{g})$
1,00	2022,000	4076,000	223,20	0,128	0,131
1,50	640,000	1374,000	276,40	0,119	0,122
2,00	276,100	616,200	300,00	0,115	0,118
3,00	82,090	191,900	302,90	0,115	0,118
4,00	34,170	82,070	356,00	0,108	0,111
5,00	17,190	42,030	383,80	0,105	0,108
6,00	9,775	24,190	400,00	0,103	0,106
8,00	4,024	10,600	500,00	0,094	0,097
10,00	2,053	5,099	511,00	0,093	0,096
15,00	0,680	1,539	600,00	0,087	0,089
20,00	0,376	0,721	661,70	0,084	0,086
30,00	0,234	0,329	800,00	0,077	0,079
40,00	0,201	0,240	834,80	0,075	0,077
50,00	0,187	0,208	1000,00	0,069	0,071
59,56	0,179	0,193	1022,00	0,068	0,070
60,00	0,179	0,192	1115,54	0,065	0,067
80,00	0,168	0,176	1173,23	0,064	0,065
88,03	0,165	0,171	1250,00	0,062	0,063
100,00	0,160	0,165	1274,54	0,061	0,063
122,10	0,153	0,157	1332,50	0,060	0,061
136,50	0,148	0,152	1500,00	0,056	0,058
150,00	0,144	0,148	2000,00	0,048	0,049
160,60	0,141	0,145	2044,00	0,048	0,049
200,00	0,132	0,136	3000,00	0,038	0,040

Çizelge Ek-6.2 ICRP' nin yumuşak doku tanımına göre ortalama kütle-enerji soğurma katsayıları

Tissue					
Enerji(keV)	$\mu/\rho(\text{cm}^2/\text{g})$	Enerji(keV)	$\mu/\rho(\text{cm}^2/\text{g})$	Enerji(keV)	$\mu/\rho(\text{cm}^2/\text{g})$
1	3510	1,248	1941	3	168
1,02	3331	1,305	1720	3,607	97,69
1,02	3331	1,305	1721	4	73,51
1,031	3233	1,5	1176	4,038	71,47
1,043	3137	2	524,6	4,038	71,68
1,043	3137	2,145	429,3	5	37,89
1,057	3023	2,145	432,2	6	21,87
1,072	2913	2,303	352,8	7,112	13,07
1,072	2919	2,472	287,7	7,112	13,09
1,131	2528	2,472	291,4	8	9,16
1,194	2189	2,641	240,7	9,659	5,18
1,194	2189	2,822	198,6	9,659	5,187
1,194	2189	2,822	200,5	10	4,672

Çizelge Ek-6.2 devamı ICRP' nin yumuşak doku tanımına göre ortalama kütle-enerji soğurma katsayıları

Tissue					
Enerji(keV)	$\mu/\rho(\text{cm}^2/\text{g})$	Enerji(keV)	$\mu/\rho(\text{cm}^2/\text{g})$	Enerji(keV)	$\mu/\rho(\text{cm}^2/\text{g})$
15	1,43	160,6	0,1442	800	0,07802
20	0,6802	200	0,1347	834,4	0,07648
30	0,3182	223,2	0,13	1000	0,07017
40	0,2352	276,4	0,1207	1022	0,06943
50	0,2051	300	0,1172	1115,54	0,06649
59,56	0,1907	302,9	0,1168	1173,23	0,06482
60	0,1902	356	0,1099	1250	0,06276
80	0,1742	383,8	0,1068	1274,54	0,06213
88,03	0,1698	400	0,1051	1332,5	0,06073
100	0,1642	500	0,09598	1500	0,05711
122,1	0,1558	511	0,09511	2000	0,04904
136,5	0,1511	600	0,08879	2044	0,04845
150	0,1471	661,7	0,08504	3000	0,03935

KAYNAKLAR

Beddar, A. S. Mackie, T. R. Attix, F. H. 1992. Water-Equivalent Plastic Scintillation Detectors For High-Energy Beam Dosimetry: I Physical Characteristics and Theoretical Consideration. *Phys Med Biol.* 37(10); 1883–1900.

Bicron Corp. <<http://www.bicron.com>>, Premium plastic scintillators, Bicron Saint-Gobain Industrial Ceramics, Inc, France > (12.03.2012 tarihinde girildi)

Birks, J. B. 1964. *The Theory and Practice Of Scintillation Counting.* Pergamon Press, Oxford, UK, p. 60

Bor, D. 2009. Doğan Bor Ders Notları. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Cebra, D. A. Wilson, W. K. Vander Molen, A. Westfall, G. D. The Light Response of Plastic Scintillator and The Calibration of Large Arrays. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A.* Volume 313, Issue 3, p. 367-372.

Debertin, K. Helmor, R. G. 1988. *X-ray and Gamma Ray Spectrometry.* Elsevier Science Publishers B.V. pp.399, ISBN:0444 871071, Amsterdam, The Netherlands

EN IEC 61267 (2006) Medical Diagnostic X-Ray Equipment-Radiation Conditions for Use in the Determination Characteristic

Gökhan A. 2007. Diyot İnvivo Dozimetrisi İle Tedavi Dozu Doğruluğunun Saptanması.

Ishikawa, M. Bengua, G. Sutherland, K. Hiratsuka, J. Katoh, N. Shimizu, S. Aoyama, H. Fujita, K. Yamazaki, R. Horita, K. Shirato, H. 2009. A Feasibility Study Of Novel Plastic Scintillation Dosimetry With Pulse Counting Mode. Phys Med Biol. 54:2079-2092.

ISO 4037-1 (2004) X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosemeters and Doserate Meters and for Deterenazing Their Response as A Function of Photon Energy -Part 1: Radiation Characteristics and Production Methods

Izewska, J. Rajan, G. 2005. Radiation Dosimeters Document. IAEA 08/2005, STI/PUB/1196, Textbook, Chapter 3, 71-99.

Knoll, G.F. 2000. Radiation Detection and Measurement Third Edition. New York.

Lacroix, F. Beddar, A. S. Guillot, M. Beaulieu, L. Gingras, L. 2009. A Design Methodology Using Signal-to-Noise Ratio for Plastic Scintillation Detectors Design and Performance Optimization. AAPM, Med. Phys. 36(11); 5214-5220

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 Beam Dosimetry in Radiotherapy and Radiobiology. American Association of Physicists in Medicine. Med Phys., 28(6):868-893.

Nikl, M. 2006. Scintillator Detectors for X-rays. Meas. Sci. Technol, 17(2006) R37-R54

NIST, Physical Reference Database, Web Sitesi <<http://physics.nist.gov>>

(Erişim tarihi: 12.03.2012)

Nowotny, R. 2004. LiF:W As A Scintillator for Dosimetry in Diagnostic Radiology
Phys. Med. Biol. 49 2599

Nowotny, R. 2007. Radioluminescence of Some Optical Fibres. Phys. Med. Biol,
52(67)

Nowotny, R. Taubeck, A. 2009. A Method for The Production of Composite
Scintillators for Dosimetry in Diagnostic Radiology. Phys Med Biol.
54(2009) 1457-1468

Nucléide, LARA Database, Web Sitesi < <http://laraweb.free.fr/> >

(Erişim Tarihi: 12.03.2012)

PTW, Freiburg, Web Sitesi <www.ptw.de> (Erişim Tarihi: 12.03.2012)

Williamson J. F. Dempsey, J. F. Kirov, A. S. Monroe, J. I. Binns, W. R. Hedtjörn, H.
Plastic Scintillator Response to Low-Energy Photons. 1999. Phys. Med.
Biol 44(1999) pp. 857-871

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Yaprak ENGİN

Doğum Yeri : Ankara

Doğum Tarihi : 19 / 05 / 1983

Eğitim Durumu:

Lise :Polatlı Süper Lisesi, (1997-2001)

Lisans :Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü, (2002-2007)

Yüksek Lisans :Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı (2009-2012)