

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GAMA KAMERANIN HASSASİYET VE SAYIM
VERİMİNİN SİLİNDİRİK KAYNAK
GEOMETRİSİNDE İNCELENMESİ**

RUKİYE ÇAKIR HALİLOĞLU

**MEDİKAL FİZİK
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

İZMİR - 2018

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc - 2013970070

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GAMA KAMERANIN HASSASİYET VE SAYIM
VERİMİNİN SİLİNDİRİK KAYNAK
GEOMETRİSİNDE İNCELENMESİ**

**MEDİKAL FİZİK
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

RUKİYE ÇAKIR HALİLOĞLU

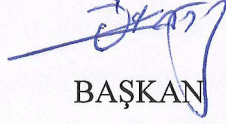
Danışman Öğretim Üyesi:

Prof.Dr. Özlem KARADENİZ

Prof.Dr. Hatice DURAK

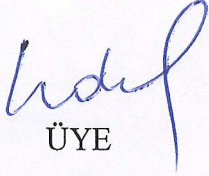
TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2013970070

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Medikal Fizik Yüksek Lisans programı öğrencisi Rukiye ÇAKIR HALİLOĞLU ‘GAMA KAMERANIN HASASSİYET VE SAYIM VERİMİNİN SİLİNDİRİK KAYNAK GEOMETRİSİNDE İNCELENMESİ’ konulu Yüksek Lisans tezini 21.06.2018 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.



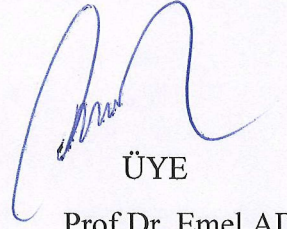
BAŞKAN

Prof.Dr. Özlem KARADENİZ
(DEÜ FEN FAKÜLTESİ)



ÜYE

Prof.Dr. Hatice DURAK
(DEÜ TIP FAKÜLTESİ)



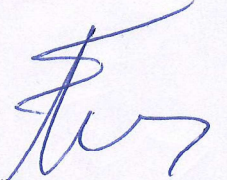
ÜYE

Prof.Dr. Emel ADA
(DEÜ TIP FAKÜLTESİ)



ÜYE

Prof.Dr. Günseli YAPRAK
(EÜ NÜKLEER BİLİMLER ENST.)



ÜYE

Prof.Dr. Türkan ERTAY
(DEÜ TIP FAKÜLTESİ)

YEDEK ÜYE

Prof.Dr. Ayşe Nur DEMİRAL
(DEÜ TIP FAKÜLTESİ)

YEDEK ÜYE

Prof.Dr. N.Fusun ÇAM
(EÜ FEN FAKÜLTESİ)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇİNDEKİLER.....	i
TABLolar DİZİNİ.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
KISALTMALAR.....	vii
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	3
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	5
2. GENELBİLGİLER.....	7
2.1. Kararsız Çekirdek ve Radyoaktif Bozunma.....	7
2.2. Fotonların Madde ile Etkileşimi.....	7
2.2.1. Compton Saçılması.....	8
2.2.2. Fotoelektrik Olay.....	8
2.2.3. Çift Oluşumu.....	9
2.3. Fotonların Atenüasyonu.....	10
2.4. Sintilasyon Dedektör Sistemi, Elemanları ve Özellikleri.....	10
2.4.1. Kristal.....	10
2.4.2. Fotoçoğaltıcı Tüpler.....	12
2.4.3. Ön Yükselteç ve Ana Yükselteçler.....	13
2.4.4. Puls Yüksekliği Analizörü.....	14
2.5. Sodyum İyodür Dedektörü ile Enerji Spektrumu.....	14
2.5.1. Fotopik.....	15
2.5.2. Compton Piki (Compton Kenarı).....	15
2.5.3. İyot Kaçak Piki.....	16
2.5.4. Anhilasyon Piki.....	17
2.5.5. Koinsidans Piki.....	18
2.5.6. Geri Saçılma Piki.....	18
2.5.7. Karakteristik Kurşun X Işını Piki.....	18

2.6. Gama Kamera Görüntüleme Sistemi.....	19
2.6.1. Kolimatörler.....	19
2.6.1.1. Kolimatörlerde Hassasiyet ve Rezülasyon	21
2.6.1.2. Düşük Enerjili Çok Amaçlı Kolimatörler (LEGP).....	22
2.6.1.3. Düşük Enerjili Yüksek Rezülasyonlu Kolimatörler (LEHR).....	23
2.6.1.4. Yüksek ve Orta Enerji Kolimatörler.....	23
2.6.2. Kamera Kafası, Kristaller, Fotoçoğaltıcı Tüpler, Önyükselteçler ve Yükselteçler.....	24
2.7. Radyonüklit Jeneratörleri.....	24
2.8. Doz Kalibratörü.....	25
2.9. Dedektör Verimi.....	26
2.9.1. Mutlak Verim ve Öz Verim.....	28
2.9.2. Katı Açı – Genel Tanım.....	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1. Araştırmanın Tipi.....	31
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı.....	31
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları.....	31
3.4. Çalışma Materyali.....	31
3.4.1. Gama Kamera.....	31
3.4.2. Fantom.....	32
3.5. Araştırmanın Değişkenleri.....	33
3.6. Veri Toplama Araçları.....	33
3.6.1. Enerji Spektrum Analizi ve Saçılma Oranı Hesaplamaları.....	33
3.6.2. Sayım Hassasiyeti ve Sayım Verimi.....	34
3.6.3. Katı Açı.....	35
3.6.3.1. Nokta kaynak ve dikdörtgen dedektör geometrisinde katı açısı.....	36
3.6.3.2. Disk kaynak ve dikdörtgen dedektör geometrisinde katı açısı.....	37
3.7. Araştırma Planı ve Takvimi.....	38
3.8. Verilerin Değerlendirilmesi.....	39
3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları.....	39
3.10. Etik Kurul Onayı.....	39

4. BULGULAR	40
4.1. Enerji Spektrum Analizi ve Saçılma Oranı Hesaplamaları.....	40
4.2. Sayım Hassasiyeti.....	42
4.3. Sayım Verimi.....	43
5. TARTIŞMA	47
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	50
7. KAYNAKLAR	51
EK- 1: ÖZGEÇMİŞ	53
EK- 2: ETİK KURUL ONAYI	58

TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa No
Tablo 1. Bazı materyallerde baskın foton etkileşim tipleri.....	9
Tablo 2. Yaygın olarak kullanılan üç jeneratörün özellikleri.....	25
Tablo 3. LEHR kolimatör için T(H) toplam sayım sayısı, S(H) saçılmış fotonlar için sayım sayısı, D(H) saçılmamış fotonlar için sayım sayısı ve saçılma oranları.....	41
Tablo 4. LEGP kolimatör için T(H) toplam sayım sayısı, S(H) saçılmış fotonlar için sayım sayısı, D(H) saçılmamış fotonlar için sayım sayısı ve saçılma oranları.....	42
Tablo 5. Araştırmada ele alınan kaynak-dedektör mesafeleri (SDD) için hesaplanan katı açılar.....	45

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 1. Foton enerjisine ve soğurucu atom numarasına göre baskın etkileşim tipleri.....	7
Şekil 2. Compton saçılması.....	8
Şekil 3. Foton saçılma açısı.....	8
Şekil 4. Fotoelektrik olay.....	8
Şekil 5. Çift oluşumunun şematik gösterimi.....	9
Şekil 6. Atenüasyon.....	10
Şekil 7. Sintilasyon kristali	11
Şekil 8. Işık fotonları	11
Şekil 9. Kalın ve ince kristaller	12
Şekil 10. Sodyum iyodür sintilasyon dedektörü.....	13
Şekil 11. Fotoçoğaltıcı tüp, ön yülseleç ve yükselteç.....	13
Şekil 12. Puls yükseklik analizörü.....	14
Şekil 13. İdeal ve gerçek fotopik.....	15
Şekil 14. Compton piki.....	16
Şekil 15. İyot kaçak piki.....	17
Şekil 16. Anhilasyon pikleri.....	17
Şekil 17. Koinsidans Pikleri.....	18
Şekil 18. Nükleer tıpta kullanılan bir görüntüleme sisteminin bileşenleri.....	19
Şekil 19. Kolimatör detayı.....	20
Şekil 20. Kolimatör yüzeyine dik gelen fotonları geçiren bir kolimatör.....	20
Şekil 21. Kolimatörsüz durumda, yanlış konum bilgisi taşıyan sintilasyonlar.....	21
Şekil 22. Kabul açısı.....	22
Şekil 23. Dar ve geniş delikli kolimatörde rezülasyon	22

Şekil 24.	Yüksek ve orta enerjili fotonlar için ince ve kalın septa gösterimi	23
Şekil 25.	Kalın kristalde saçılan fotonlar	24
Şekil 26.	Teknesyum-99m jeneratörü.....	25
Şekil 27.	Doz Kalibratörü.....	26
Şekil 28.	Kaynaktan çıkan parçacıklar için etkileşim tipleri.....	26
Şekil 29.	İzotropik bir nokta kaynaktan yayınlanan parçacıkların dedektöre ulaşan oranı, katı açısı.....	29
Şekil 30.	Düzlem kaynak ve kaynağa paralel yerleştirilen dedektör geometrisi için katı açısı tasviri.....	30
Şekil 31.	(a) 4π geometrisi (b) 2π geometrisi.....	30
Şekil 32.	Philips Forte JETstream AZ SPECT Cihazı.....	32
Şekil 33.	Kaynak ile gama kamera arasındaki uzaklığın ayarlandığı düzenek.....	33
Şekil 34.	(a) Dikdörtgen dedektör ve izotropik nokta kaynak geometrisi için katı açısı. (b) Dikdörtgen dedektörün üzerinde rastgele bir noktada bulunan izotropik nokta kaynağı.....	36
Şekil 35.	Disk kaynak ve dikdörtgen dedektör geometrisi.....	37
Şekil 36.	5 cm'lik kaynak gama kamera mesafesi için (a) 2 cm, (b) 4 cm, (c) 6 cm, (d) 18 cm kaynak kalınlıklarına karşılık gelen enerji spektrumları...	40
Şekil 37.	(a) LEHR ve (b) LEGP kolimatörleri için Saçılma Oranlarının kaynak kalınlığına bağlı değişimleri	42
Şekil 38.	(a) LEHR ve (b) LEGP kolimatör için üç farklı kaynak - gama kamera (SDD) mesafesinde kamera hassasiyetinin kaynak kalınlığına bağlı değişimi.....	43
Şekil 39.	Katı açısı hesaplamasında dikkate alınacak geometri.....	44
Şekil 40.	(a) LEHR ve (b) LEGP kolimatör için farklı kaynak gama kamera (SDD) mesafelerinde sayım veriminin kaynak kalınlığına bağlı değişimi.....	45
Şekil 41.	LEGP kolimatör için 2 cm ve 18 cm'lik kaynak kalınlıklarında, kamera hassasiyeti (a, c) ve sayım veriminin (b, d) kaynak - gama kamera mesafelerine bağlı değişimi.....	46

KISALTMALAR

IPSM	Institute of Physical Sciences in Medicine
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
mCi	Mili Curie
MBq	Mega Becquerel
LEHR	Low Energy High Resolution
LEGP	Low Energy General Purpose
Tc-99m	Teknesyum 99m
keV	Kilo Elektrovolt
MeV	Mega Elektrovolt
g	Gram
NaI	Sodyum iyodür
Tl	Talyum
cm	Santi metre
µCi	Mikro Curie
dak	Dakika
s	Saniye
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
mm	Mili metre
GBq	Giga Becquerel
µ_s	Suyun atenüasyon katsayısı
µ_a	Akrilik malzemenin atenüasyon katsayısı
sr	Steradian
SDD	Kaynak - dedektör mesafesi

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince, kıymetli bilgi ve önerileri ile katkıda bulunan, çalışmalarımı yönlendiren ve tezimin her aşamasında büyük desteklerinin gördüğüm tez danışmanlarım Prof. Dr. Özlem KARADENİZ ve Prof. Dr. Hatice DURAK' a en derin teşekkürlerimi sunarım.

Deneysel ölçümler için gerekli olan dikey ölçekli fantom düzeneğinin tasarımında yardımlarından ötürü Uzm. İsmail EVREN'e; Tc-99m çözelti hazırlama, gama kamera kullanımı ve enerji spektrumlarının alınmasına katkılarından ötürü Uzm. Bağıu UYSAL, Tekn. Ebru MENDİLCİOĞLU ve değerli arkadaşlarım Gizem ŞİŞMAN ve Caner İNCE'ye teşekkür ederim.

Eğitim hayatım boyunca desteklerini ve sevgilerini bir an bile benden esirgemeyen çok değerli aileme ve hayat arkadaşım eşim Halil HALİLOĞLU'na şükranlarımı sunarım.

Hayatın bana verdiği en güzel hediyem canım oğlum Rüzgar HALİLOĞLU iyi ki geldin ve iyi ki varsın. Varlığınla her anımı güzelleştirdiğin ve bana güç verdiğin için en büyük teşekkürümü sana sunarım.

ÖZET

GAMA KAMERANIN HASSASİYET VE SAYIM VERİMİNİN SİLİNDİRİK KAYNAK GEOMETRİSİNDE İNCELENMESİ

Rukiye ÇAKIR HALİLOĞLU

Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı-İzmir
rukiye.cakir@ogr.deu.edu.tr

Amaç: Sayım verimi ve hassasiyet, nükleer tıpta görüntüleme uygulamalarında kullanılan gama kameraya ait iki karakteristik özelliktir. Sayım verimi ve hassasiyet belirlenirken pratik olması açısından detektörden belirli uzaklığa yerleştirilmiş noktasal bir radyasyon kaynağı kullanılır. Fakat gerçekte hasta ve noktasal radyasyon kaynağı aynı geometride olmadıklarından, bu yöntemin klinik uygunluk bakımından dezavantajı vardır. Bu çalışmada, bir gama kameranın sayım veriminin ve hassasiyetinin silindirik bir kaynak kullanılarak saptanması ve artan kaynak kalınlığı ile saçılma oranlarındaki değişimlerin incelenmesi amaçlanmıştır.

Yöntem: Bir gama kameranın sayım verimi ve hassasiyeti; 4 mCi aktiviteli ve 2-18 cm kalınlığında homojen ^{99m}Tc kaynağı ile LEGP ve LEHR kolimatörleri kullanılarak, kısa kaynak – dedektör mesafelerinde (5-25 cm) belirlenmiştir. Hesaplamalar asimetrik pencere (133–153 keV) ve bu enerji aralığındaki sayımlar dikkate alınarak yapılmıştır. Saçılan radyasyon etkileri hem ^{99m}Tc enerji spektrumuna bağlı saçılma oranlarının analizi hem de sayım verimi ve hassasiyet grafikleri çizilerek değerlendirilmiştir.

Bulgular: Saçılma oranı değerleri artan kaynak kalınlığıyla LEHR kolimatör için 0,19’ dan 4,52’ ye ve LEGP kolimatörü için 0,27’ den 4,62’ ye artış göstermiştir. Artan kaynak kalınlığıyla kamera hassasiyetinin LEHR kolimatör için 55 sayım/(sMBq)’den 24 sayım/(sMBq)’e azalırken, LEGP kolimatör için 98 sayım/(sMBq)’den 41 sayım/(sMBq)’e azaldığı saptanmıştır. Sayım verimi artan kaynak kalınlığı ile LEHR kolimatör için, % 0.19’dan % 0.08’e ve LEGP kolimatör için % 0.35’den % 0.14’e azalmaktadır. Hesaplanan

sayım verimi kaynak - dedektör mesafesinin artmasıyla LEHR kolimatör için % 0,19' dan % 0,54'e ve LEGP kolimatör için ise % 0,35' den % 0,97' ye artmıştır.

Sonuç: Araştırmada, saçılma oranı değerleri artan kaynak kalınlığı ile artmıştır. Hesaplanan kamera hassasiyeti, kaynak kalınlığı ve kaynak - dedektör mesafesinin artmasıyla azalan bir eğilim göstermiştir. Sayım verimi, kaynak kalınlığının artmasıyla azalmakta ve kaynak-dedektör mesafesinin artmasıyla orantılı olarak da artmaktadır. Kaynak - dedektör mesafesinin artması sayım veriminin artmasıyla, fakat kamera hassasiyetinin azalması ile sonuçlanmıştır.

Anahtar Sözcükler: Hassasiyet, Sayım verimi, Saçılan radyasyon etkileri, Gama kamera, Silindirik kaynak, Dikdörtgen dedektör.

ABSTRACT

INVESTIGATION ON THE SENSITIVITY AND THE COUNTING EFFICIENCY OF A GAMMA CAMERA IN CYLINDRICAL SOURCE GEOMETRY

Rukiye ÇAKIR HALILOĞLU

Dokuz Eylül University, Institute of Health Sciences, Department of Medical Physics,
İnciraltı-İzmir

rukiye.cakir@ogr.deu.edu.tr

Purpose: The counting efficiency and the sensitivity are two important characteristic properties of a gamma camera used in nuclear medicine imaging. Because of practical reasons, counting efficiency and the sensitivity have been characterized with a point source of radiation at a certain distance from the detector. However this way has the disadvantage of producing measurements of limited clinical relevance since real patients are not point sources of radiation. In this work, it was aimed to determine the counting efficiency and sensitivity of a gamma camera with a cylindrical source and to investigate the variation of scatter contribution with increasing source thickness.

Methods: The counting efficiency and sensitivity of a dual-head clinical gamma camera were determined using homogeneous ^{99m}Tc source thickness of 2–18 cm and an activity of 4 mCi at small source–detector distances (5–25 cm) for both LEGP and LEHR collimators. The energy spectra were acquired. The asymmetric window (133–153 keV) was considered and the counts in this energy window were integrated. Scattered radiation effect was evaluated by both analyzing the energy spectrum of ^{99m}Tc for the scatter fraction and plotting the counting efficiency and sensitivity.

Results: The scattered fraction values increased with increasing source thickness from 0,19 to 4,52 and from 0,27 to 4,62 for LEHR and LEGP collimator. Calculated sensitivity decreased with increasing source thickness, from 55 counts/sMBq to 24 counts/sMBq and from 98 counts/sMBq to 41 counts/sMBq for LEHR and LEGP collimator. The efficiency decreases with increasing source thickness, from 0,19 % to 0,08 % and from 0,35 % to 0,14 % for LEHR and LEGP collimator. Calculated efficiency increased with increasing source-to-

detector distance, from 0,19 % to 0,54 % and from 0,35 % to 0,97 % for LEHR and LEGP collimator.

Conclusions: The scattered fraction values increased with increasing source thickness. Calculated sensitivity shows a decreasing trend with increasing source thickness and increasing source-to-detector distance. The efficiency decreases with increasing source thickness and efficiency increases with increasing source to detector distance. Increasing source to detector distances results with increasing counting efficiency but decreasing sensitivity.

Key Words: Sensitivity, Counting efficiency, Scattered radiation effects, Gamma camera, Cylindrical source, Rectangular detector.

1. GİRİŞ VE AMAC

Sayım verimi ve hassasiyet, nükleer tıpta görüntüleme uygulamalarında kullanılan gama kameraya ait iki karakteristik özelliktir. Bu iki parametre, üniformite, kontrast ve uzaysal rezölasyon gibi çeşitli uluslararası standartlar [1, 2] tarafından önerilen kalite kontrol parametreleri arasında yer almaktadır. Bir gama kameranın sayım performansını değerlendirmek ve bununla ilgili karşılaşılan çeşitli problemleri çözebilmek için bu niceliklerin periyodik olarak ölçülmesi gerekmektedir. Sayım verimi ve hassasiyet belirlenirken pratik olması açısından dedektörden belli bir uzaklığa yerleştirilmiş noktasal bir radyasyon kaynağı kullanılır [3]. Fakat gerçekte hastalar noktasal radyasyon kaynağı olmadıklarından bu yöntem klinik uygunluk bakımından dezavantajlıdır. Kaynak-gama kamera geometrilerinin klinik uygulamalardaki uygunluğuna cevap verebilecek az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda noktasal kaynakların yerine düzlemsel ve dairesel homojen kaynaklar [3], farklı kaynak-kolimatör mesafeleri ve farklı kalınlıkta saçıcı materyaller [4] kullanılmıştır.

Gama kameranın hassasiyeti, kameranın gama radyasyonuna olan yanıtının güvenilirliğini ifade etmekte olduğundan, gama kameranın genel performansının bir göstergesi olarak kullanılabilir. Gama kameranın hassasiyeti birim kaynak aktivitesi başına sistemde kaydedilen sayım olarak tanımlanmakta olup genellikle sayım/dakika-mCi veya sayım/saniye-MBq olarak ifade edilir [5]. Bu nicelik, kaynak aktivitesine bağlı olan fotopik penceresi altında kaydedilen sayımların toplanmasıyla hesaplanmaktadır [4]. Gama kameranın hassasiyeti elektronik kararsızlıklara (kristal/fotoçoğaltıcı özellikleri, tasarım ve performans) bağlı olarak değişebilmektedir. Ayrıca, radyoizotopların enerji spektrumları ile söz konusu kaynak ve enerji için seçilen kolimatörün geçirgenliğine (geometrik tasarım) bağlı olarak da farklılık gösterebilmektedir [6].

Sayım verimi, kolimatör eşliğinde gerçekleştirilen bir ölçümde dedektör tarafından birim zamanda kaydedilen sayımın birim zamanda dedektör yüzeyine ulaşan parçacık sayısına bölünmesiyle belirlenir [3, 6, 7]. Kaynak-dedektör yerleşiminin bir sonucu olarak karşılık bulan katı açı gama kameranın sayım veriminin hesaplanmasında gerekli bir faktördür [3, 6, 8]. Katı açı değerleri noktasal veya geniş kaynaklarla, kısa veya uzun kaynak-dedektör mesafelerini içeren farklı geometriler için hesaplanmış olarak bulunmaktadır [7, 9].

Bir gama kameranın klinik performansını belirlerken, rutin klinik uygulamalarda olduğu gibi kısa kaynak - dedektör mesafelerin dikkate alınmasının daha uygun olacağı

bildirilmiştir. Gama kamera hassasiyetinin kolimatör tipine göre büyük değişim göstermesi nedeniyle, hassasiyetin her kolimatör için saptanması tavsiye edilmektedir [4]. Bu nedenle bu çalışmada, silindirik kaynak - dikdörtgen dedektörlü bir gama kamera sisteminin sayım verimi ve hassasiyeti, 4 mCi aktiviteli ve 2-18 cm kalınlığında homojen ^{99m}Tc kaynağı ile LEGP (düşük enerji- genel amaçlı) ve LEHR (düşük enerji-yüksek rezölasyonlu) kolimatörleri kullanılarak, kısa kaynak – dedektör mesafelerinde (5-25 cm) belirlenmesi amaçlanmıştır. Gama kameranın sayım veriminin hesaplanmasında, dikdörtgen dedektör üzerindeki nokta kaynağın gördüğü katı açı dikkate alınmıştır. Ek olarak, saçılma oranının artan kaynak kalınlığı ile değişimi de araştırılmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

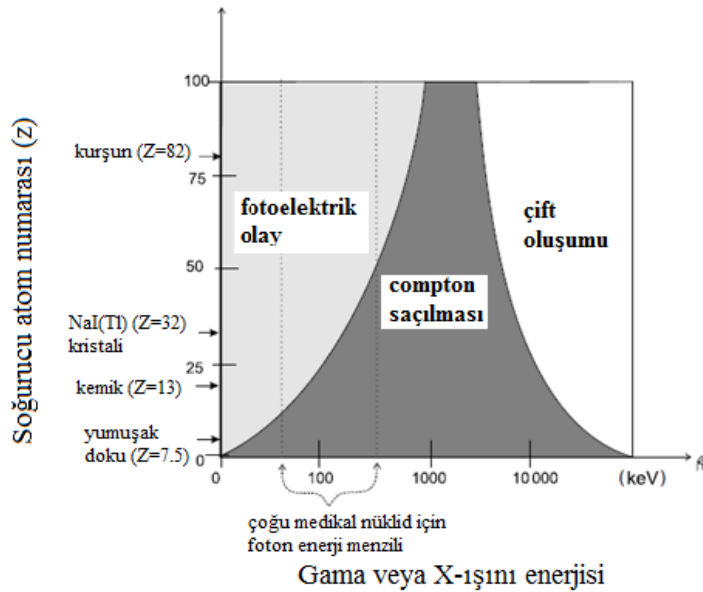
2.1. Kararsız Çekirdek ve Radyoaktif Bozunma

Atom çekirdeğinin kararlılığını, nötron ve proton sayılarının oranı (N/Z) belirlemektedir. Buna göre hafif elementler için $N \approx Z$ ve ağır elementler için $N \approx 1,5.Z$ olup, bu oranlardan sapan çekirdekler kararsız yapıdadır. Kararsız çekirdek ya kendi içinde bozunmaya uğrayarak (alfa, beta, pozitron bozunması ve elektron yakalaması) ya da foton formunda enerji yayımlayarak (gama yayınlanması) kararlı hale gelir. Bu olaylar radyoaktif bozunma olarak tanımlanır.

2.2. Fotonların Madde ile Etkileşimi

Fotonlar madde içerisinden geçerken atomlar ile etkileşime girerler. Bu etkileşimin tipi fotonların enerjisi ve maddeyi oluşturan elementlerin atom numaralarına (Z) bağlıdır.

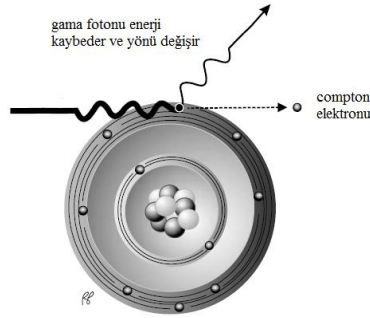
Enerjileri 50 keV ve 550 keV arasında olan gama ışınlarının kullanıldığı Nükleer Tıp uygulamalarında, insan dokusu ($Z=7,5$) gibi düşük atom numaralı materyaller için baskın etkileşim tipi *Compton Saçılması*dır. Fotoelektrik Olay, kurşun ($Z = 82$) gibi daha büyük atom numaralı maddelerde baskın etkileşim tipidir. Üçüncü etkileşim tipi olan *Çift Oluşumu* ise, sadece çok yüksek foton enerjilerinde ($E_\gamma \geq 1022$ keV) meydana geldiğinden Nükleer Tıp uygulamaları için bir önem teşkil etmemektedir. Şekil 1 farklı foton enerjileri ve soğurucu atom numaraları için baskın etkileşim tiplerini göstermektedir [10].



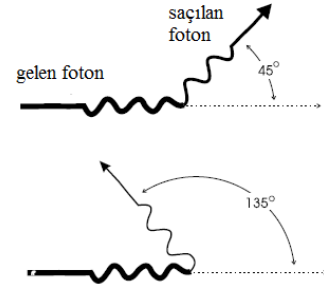
Şekil 1. Foton enerjisine ve soğurucu atom numarasına göre baskın etkileşim tipleri [10].

2.2.1. Compton Saçılması

Compton Saçılmasında, foton enerjisinin bir kısmı son yörünge elektronu veya serbest elektrona aktarılır. Bu elektron *Compton Elektronu* olarak adlandırılır. Foton, elektrona aktardığı enerji miktarına bağlı olarak farklı açılarda saçılır (Şekil 2). Saçılma açısı 0-180° arasında değişebilir. Şekil 3’de 45° ve 135°’lik saçılma açıları gösterilmektedir [10].



Şekil 2. Compton saçılması [10]

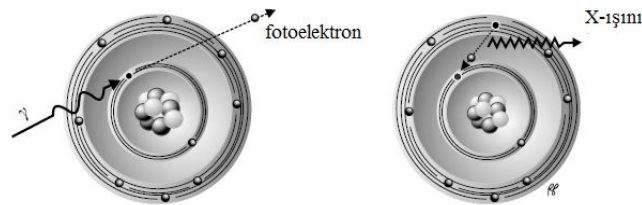


Şekil 3. Foton saçılma açısı [10]

2.2.2. Fotoelektrik Olay

Düşük enerjili veya Compton etkileşimleri ile enerjisinin çoğunu kaybetmiş bir gama ışını, enerjisini bir elektrona aktarabilir. Bu olaya *Fotoelektrik Olay*, kopartılan elektrona ise *fotoelektron* denir (Şekil 4). Bu elektron, gelen foton enerjisi ile elektronun bağlanma enerjisi arasındaki farka eşit bir enerjiyle atomdan çıkar. Daha sonra dış yörüngeden bir elektron iç yörüngedeki elektron boşluğunu doldurur ve iki yörünge arasındaki bağlanma enerjisi farkına eşit bir enerjide X-ışını yayınlanır [10].

$$E_{\text{fotoelektron}} = E_{\text{foton}} - E_{\text{bağlanma}} \quad (1)$$



Şekil 4. Fotoelektrik olay [10]

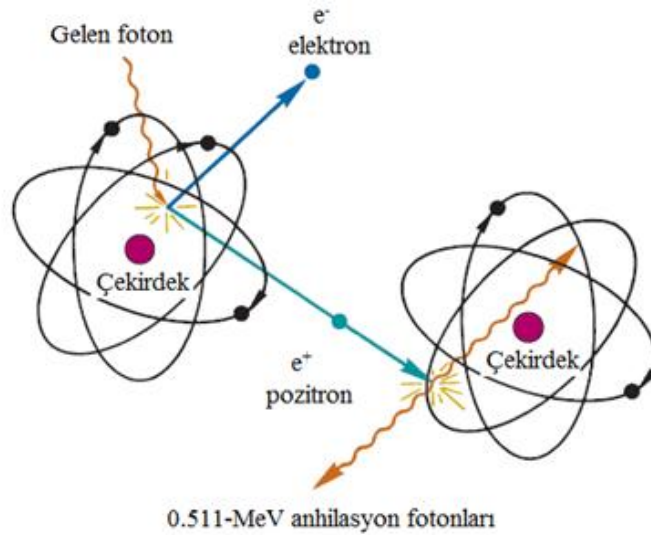
Bazı materyaller için baskın foton etkileşim tipleri Tablo 1’de listelenmiştir.

Tablo 1. Bazı materyallerde baskın foton etkileşim tipleri [10]

Malzeme	Atom numarası (Z)	Yoğunluk (mg/cc)	Baskın etkileşim
H ₂ O	7,4	1,0	Compton saçılması
Yumuşak doku	7,5	1,0	Compton saçılması
Cam (silikon)	14	2,6	Compton saçılması
O ₂ (gaz)	16	0,0014	Compton saçılması
NaI (kristal)	32	3,7	Fotoelektrik olay
Kurşun	82	11,3	Fotoelektrik olay
Kurşun cam	14,82	4,8 – 6,2	Fotoelektrik olay

2.2.3. Çift Oluşumu

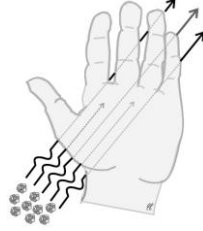
Çift oluşumu, bir foton yüklü bir parçacığın elektrik alanıyla etkileşime girdiği zaman oluşmaktadır. Genellikle etkileşim bir atom çekirdeği ile olmakta, ancak bazen bir elektron ile de gerçekleşebilmektedir. Çift oluşumunda, foton kaybolur ve foton enerjisi ile bir pozitron-elektron çifti oluşturulur (Şekil 5). Pozitron ve elektronun durgun kütle enerjileri 0,511 MeV olduğundan, çift oluşumu için minimum $2 \times 0,511 \text{ MeV} = 1,022 \text{ MeV}$ 'lik foton enerjisi gereklidir.



Şekil 5. Çift oluşumunun şematik gösterimi [11]

2.3. Fotonların Atenüasyonu

Işın demeti madde içerisinde ilerledikçe, foton ve madde arasındaki etkileşimler nedeniyle demet içerisindeki fotonların sayısı yani *foton demet şiddeti* azalır (Şekil 6).



Şekil 6. Atenüasyon [10]

Bu foton kaybı *zayıflama (atenüasyon)*, ışın demetinin içerisinde geçtiği materyal ise soğurucu olarak adlandırılır. Atenüasyon, ışının soğurucudan çıktığı noktadaki şiddetinin ($I_{dış}$), soğurucuya girdiği noktadaki şiddetine ($I_{iç}$) oranıdır. Atenüasyon ile soğurucu kalınlığı olan x (cm) değeri arasında eksponansiyel bir ilişki bulunmaktadır (Eşitlik 2).

$$I_{dış} / I_{iç} = e^{-(\mu x)} \quad (2)$$

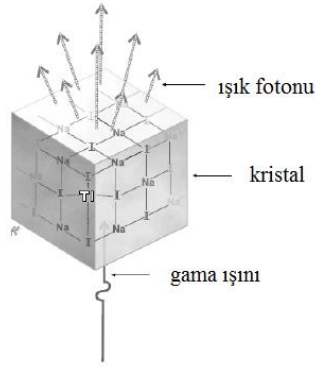
Burada μ *lineer atenüasyon katsayısı* (cm^{-1}), soğurucunun ortalama atom numarasına (Z) ve foton enerjisine bağlıdır.

Kütleli atenüasyon katsayısı (μ/ρ); lineer atenüasyon katsayısının, soğurucunun yoğunluğuna (g/cm^3) oranıdır ve birimi cm^2/g olarak ifade edilir.

2.4. Sintilasyon Dedektör Sistemi, Elemanları ve Özellikleri

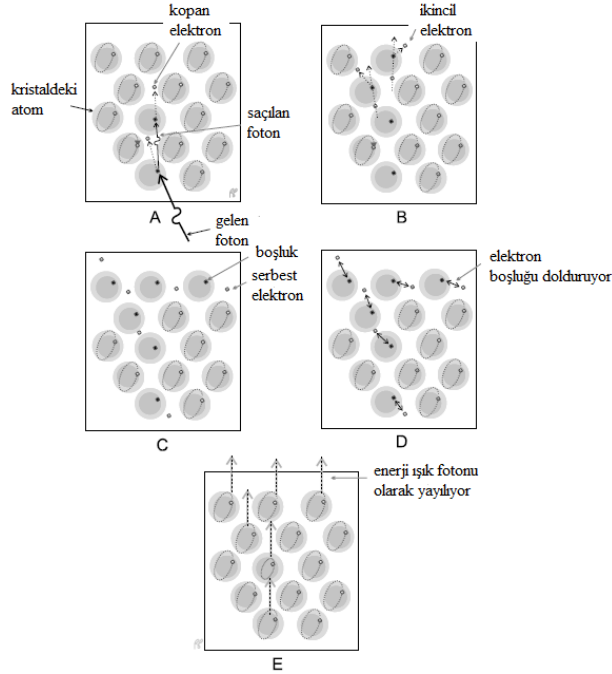
2.4.1. Kristal

Kristal; gama ışınlarının ışığa dönüştürüldüğü saydam bir materyaldir. En çok kullanılan kristaller sodyum iyodür (NaI)’den yapılmış olup narin ve kolaylıkla kırılabilirler. Sodyum iyodür kristalleri, nemlenmeye karşı alüminyumla yalıtılmalıdır. Sodyum iyodür kristallerine eser miktarlarda kararlı Talyum (Tl) “*katkılanır*”. Kristalin içine dağılan Talyum atomları kristalin gama ışını fotonlarına olan cevabını daha etkin hale getirir (Şekil 7).



Şekil 7. Sintilasyon kristali. Talyum ile katkılanmış sodyum iyodür kristali, gama fotonlarını ışık fotonlarına dönüştürür [10].

Gama ışınlarını ışığa dönüştürme işlemi karmaşıktır ancak bu işlem gama ışını enerjilerinin kristal tarafından soğrulması ve bu enerjiyle elektronların uyarılmış düzeylere geçmesi olarak özetlenebilir. Gama fotonu, enerjisini kristal içerisinde bir veya birden fazla Compton veya fotoelektrik etkileşimleriyle aktarır. Gama ışını etkileşimleri ile üretilen bu elektronların her biri, enerjilerini kristaldeki diğer elektronlara aktararak onları uyarılmış enerji seviyelerine çıkartır. Bu elektronlar uyarılmış enerji seviyelerinden taban seviyelerine geri dönerken, enerjilerinin bir kısmı *ışık fotonları* olarak açığa çıkar (Şekil 8).



Şekil 8. Işık fotonları. (A) Gama ışınları, Compton saçılması ve fotoelektrik etkileşim ile elektronları kristalden kopartır. (B, C) Bu elektronlar, çok sayıda ikincil elektron üretir. (D, E) Elektronlar boşlukları doldururken, enerji görünür ışığa dönüşür.

Kristalin soğurduğu birim gama ışını enerjisi (1 keV) başına yaklaşık olarak kırk ışık fotonu yayınlanır. Foto çoğaltıcı tüpler bu ışık fotonlarını algılar. Kristalin tasarımı performansını etkilemektedir. Sodyum iyodür kristallerinin kalınlığı önemli bir parametredir. Şöyle ki; kalın kristaller gelen ve saçılan gama ışınlarının çoğunun ve dolayısıyla gama ışını enerjisinin neredeyse tümünün kristale ulaşması nedeniyle daha yüksek hassasiyete sahiptirler (Şekil 9). İnce kristaller, çoğu fotonun kaçması nedeniyle düşük hassasiyet gösterirler. 140 keV enerjili fotonlar (^{99m}Tc) için uygun kristal kalınlıkları 0,6 cm ile 1,2 cm aralığındadır [10].

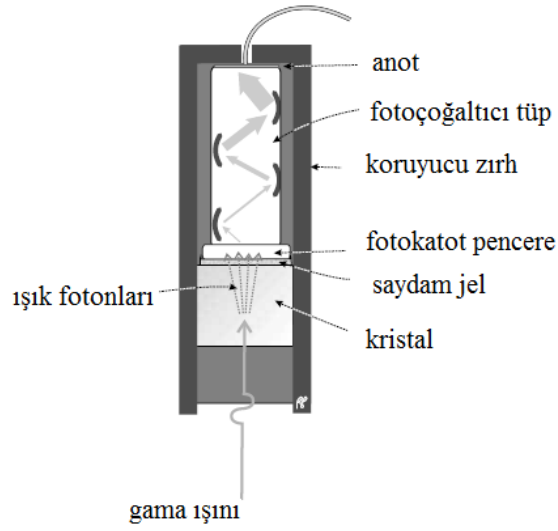


Şekil 9. Kalın ve ince kristaller. Kalın kristaller fotonların çoğunu durdurur [10].

2.4.2. Fotoçoğaltıcı Tüpler

Fotoçoğaltıcı Tüp, kristale eklenen, ucunda fotokatot bulunan vakumlu bir tüptür. Fotokatot fotona duyarlı saydam bir cam yüzeydir. Bu cam yüzey ve kristal yüzeyi, ışık geçirgen transparan bir jel ile birleştirilmiştir (Şekil 10). Transparan jel, kristal ve fotoçoğaltıcı tüp penceresi ile aynı kırılma indisine sahiptir. Fotokatota çarpan ışık, fotoelektron olarak bilinen elektronların oluşmasına neden olur. Bir fotoelektron, ortalama olarak dört-altı ışık fotonunun fotokatota çarpması ile oluşur.

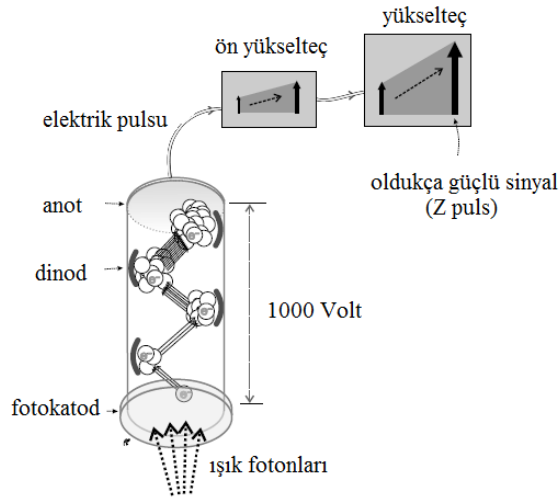
Fotokatotta üretilen elektronların sayısı, tüp içinde büyük oranda artırılır. Elektronlar oluşuktan sonra, tüp boyunca her bir “**dinot**”a çarparak kademeli olarak çoğaltılırlar. Dinotlar, her biri bir öncekinden daha fazla pozitif yüke sahip olan metal elektrotlardır. Bir elektron bir dinota çarptığında, 2 - 4 yeni elektron oluşturur ve bunların her biri tüpün sonundaki anota doğru büyüyerek ilerleyen bir elektron pulsuna katkı verir. Diğer bir deyişle, üç dinotlu bir tüpe giren her bir elektron için tüp çıkışında $2^3 - 4^3$ arasında, on dinotlu bir tüpe giren her bir elektron için ise tüp çıkışında 2^{10} ve 4^{10} arasında elektron çoğaltılmış olur.



Şekil 10. Sodyum iyodür sintilasyon dedektörü [10].

2.4.3. Ön Yükselteç ve Ana Yükselteçler

Fotoçoğaltıcıdan çıkan akım, işlenmeden ve sayılmadan önce yükseltilmelidir. Tipik olarak bu yükseltme iki basamaklı bir işlemdir. İlk basamakta fotoçoğaltıcıya yakın yerleştirilen küçük bir *ön yükselteç*, yük miktarının bir kablo ile *ana yükseltece* iletebileceği kadar artırır. İkinci basamakta, elektrik pulsunun boyu ana yükselteç tarafından bin kat kadar daha artırılır. (Şekil 11).

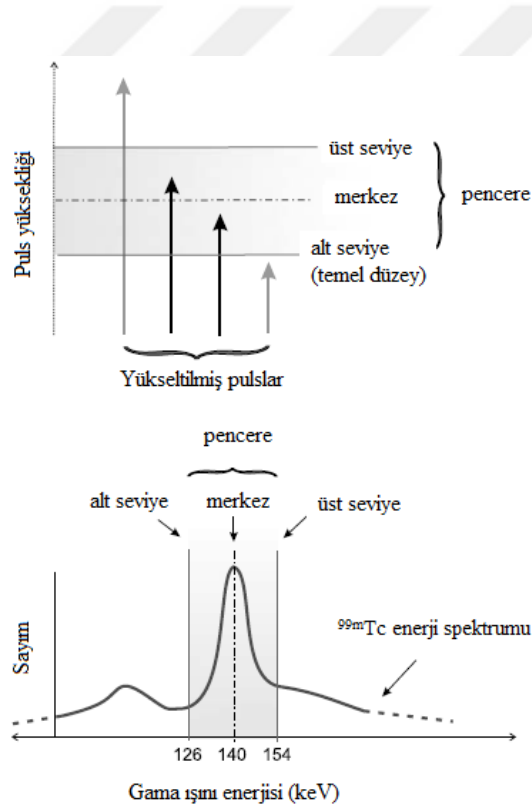


Şekil 11. Fotoçoğaltıcı tüp, ön yükselteç ve yükselteç [10].

2.4.4. Puls Yüksekliği Analizörü

Yükselteçler, her puls boyunun gama radyasyonu sonucu kristalde soğrulan enerjiyle orantılı olup olmadığından emin olmak için tasarlanmışlardır. Yükselteçlerden çıkan her elektrik pulsunun boyu *Puls Yüksekliği Analizörü*'nün elektrik devrelerinde ölçülür. Her yükseklikteki puls sayısını gösteren bir çetele bulunur. Puls sayısına karşılık puls yüksekliğini -enerjisini- gösteren grafiğe *Puls Yüksekliği Spektrumu* denir.

Puls Yüksekliği Analizörü sadece kabul edilebilir enerji aralığına karşılık gelen pulsarı seçmek için kullanılır. Bu aralığa *enerji penceresi* denir. ^{99m}Tc 'in 140 keV'lik fotopiki için ayarlanmış %20'lik bir pencere, 140 keV'i merkeze alacak şekilde 28 keV'lik bir enerji aralığa karşılık gelen (126 keV'den 154 keV'e) pulsaların kabul edileceği ve sayılacağı anlamına gelir (Şekil 12).



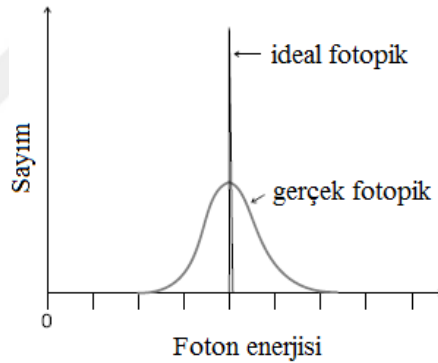
Şekil 12. Puls yükseklik analizörü. Puls yüksekliği (Z-pulsu), gama ışını fotonunun enerjisi ile orantılıdır. Puls yüksekliği analizörü sadece pencere aralığına düşen pulsarı kabul eder [10].

2.5. Sodyum İyodür Dedektörü ile Enerji Spektrumu

Puls Yüksekliği Spektrumu'nun şekli foton enerjilerine ve kristal dedektörün özelliklerine bağlıdır. Şimdi spektrumun genel özelliklerinden bazılarını gözden geçirip, en çok kullanılan kristal olan NaI kristali ile alınmış spektrumun bileşenlerini inceleyelim.

2.5.1. Fotopik

Gama fotonu tüm enerjisini kristalde depoladığında, yükselteç çıkışı, boyu gelen gama fotonunun enerjisi ile orantılı olan tek bir elektrik sinyali şeklinde olur. İdeal koşullarda, her bir foton için gama enerjisinin elektrik pulsuna dönüşümünün aynı olması ve grafik üzerindeki pulsların tek bir noktadan çıkan atma olarak görünmesi gerekir. Fakat ışık fotonlarının toplanıp elektrik akımına dönüştürülmesi işlemi sırasındaki fiziksel değişimler ve oluşabilecek kusurlar gibi farklı sebeplerden dolayı, elektrik pulslarının foton enerjilerine karşılık geldiği grafik, ideal/orijinal halinin istatistiksel olarak belirsizlik içeren bir versiyonudur (Şekil 13). Spektrumdaki *fotopikler*, radyoaktif kaynaktan gelen gama ışınlarının temel enerjilerine karşılık gelir. Şekil 13, bir ^{99m}Tc örneğine ait tipik bir spektrumu göstermektedir. 140 keV'deki keskin, belirgin tepeye fotopik adı verilir. Bu pik ^{99m}Tc ' in temel gama fotonlarından oluşur. Puls Yüksekliği Spektrumunun yatay eksenini keV veya MeV biriminden enerjiyi temsil eder. Dikey eksen ise enerji skalasındaki her noktada tespit edilen foton sayısını temsil eder.



Şekil 13. İdeal ve gerçek fotopik. Kristal ve devre sistemindeki kusurlar fotopikin genişlemesine neden olur [10].

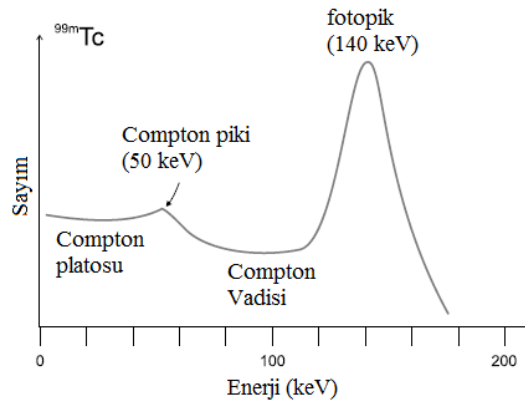
2.5.2. Compton Piki (Compton Kenarı)

Hem Compton elektronu hem de saçılan fotonun dedekte edilmesi durumunda toplam enerji gelen foton enerjisine eşit olacak ve bu olay fotopik altında kaydedilecektir. Fakat saçılan foton sıklıkla dedekte edilemeden kristalden kaçar ve böylece bu olay sonucu kristalde sadece Compton elektronunun enerjisi depolanır. Enerjileri gelen fotondan her zaman daha az olan bu Compton elektronları fotopikin solunda kaydedilir.

Compton elektronlarının enerjisi sıfır ile *Compton Piki* veya *kenarı* olarak adlandırılan karakteristik bir maksimum enerji değeri arasında olabilir. Maksimum enerji değeri aşağıdaki gibi hesaplanabilir:

$$E_{\text{maksimum compton elektronu}} = E_{\text{gelen foton}}^2 / (E_{\text{gelen foton}} + 256) \quad (3)$$

Örneğin ^{99m}Tc 'un 140 keV enerjili fotonu için maksimum Compton elektronun enerjisi 50 keV'dir.

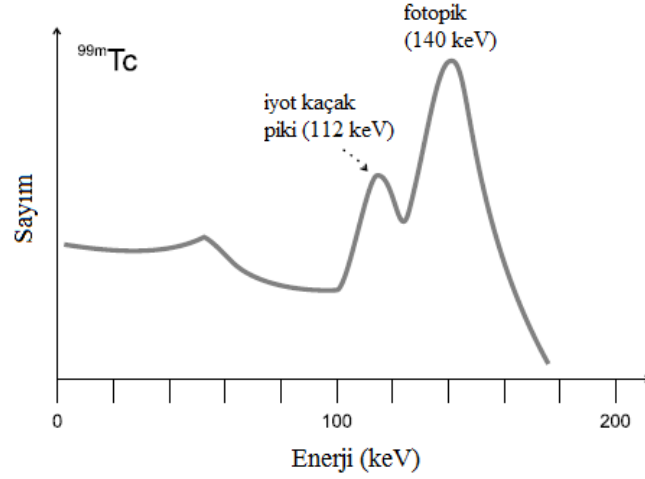


Şekil 14. Compton piki [10].

Compton Platosu, enerjisi Compton kenarından daha az olan elektron enerjisine işaret ederken; *Compton Vadisi* tek bir foton tarafından üretilen çoklu Compton elektronlarının enerji toplamını yansıtır (Şekil 14).

2.5.3. İyot Kaçak Piki

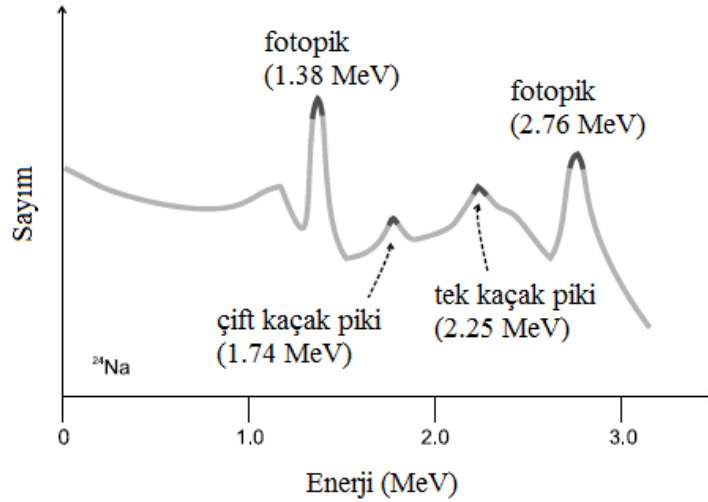
Fotoelektrik olay fotopikin sol tarafında küçük piklerin oluşumuna dolaylı olarak katkıda bulunur. Sodyum iyodür kristalinde, bir fotoelektrik olay sonucu foton soğurulduğunda K-yörünge elektronu kopartılır. K-yörünge boşluğu sonradan bir L-yörünge elektronu ile doldurulduğunda 28 keV'lik X ışını yayınlanır. X ışınının dedektörden kaçması durumunda, orjinal fotondan soğurulan toplam enerji 28 keV eksik olur ve fotopikin gerisinde küçük bir pik oluşur (Şekil 15). Buna da iyot kaçak piki denir. Bu pik sadece düşük enerjilerde fotopikten ayrı olarak görülebilir; yüksek fotopik enerjilerinde iyot kaçak piki, fotopikin altında kalır.



Şekil 15. İyot kaçak piki [10].

2.5.4. Anhilasyon Piki

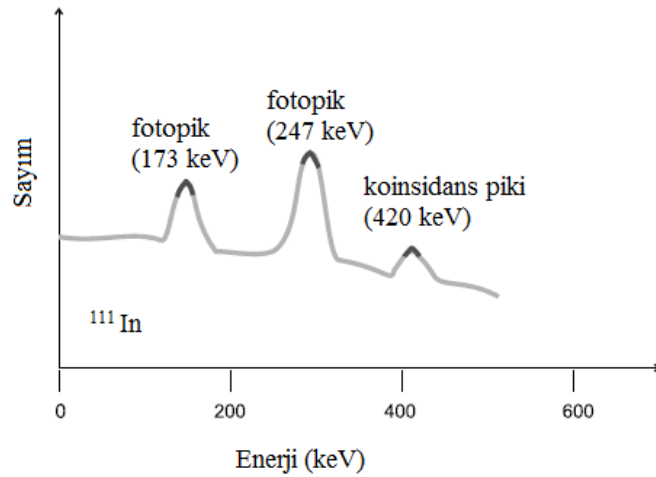
Foton yeterli enerjiye sahip ise ($\geq 1,02$ MeV) pozitron ve bir elektron oluşturarak atom çekirdeğinin yakınında soğurulabilir. Bu sürece *çift oluşumu* denir. Pozitron (β^+) bir elektronla birleşip iki tane 511-keV'lik foton üreterek yok olur. Bu iki fotonun enerjisinin kristal tarafından dedekte edilmesi durumunda toplam soğurulan enerji gelen fotonun orjinal enerjisine eşit olacak ve fotopike katkıda bulunacaktır. Bununla birlikte bir 511-keV'lik fotonun dedektörden kaçması durumunda soğurulan enerji 511 keV; iki fotonun dedektörden kaçması durumunda soğurulan enerji 1,02 MeV eksik olacaktır. Bunun sonucunda oluşan pikler sırasıyla *tek kaçak* ve *çift kaçak anhilasyon pikleri* olarak adlandırılır (Şekil 16).



Şekil 16. Anhilasyon Piki [10].

2.5.5. Koincidans Piki

Bazı nüklidler iki veya daha fazla foton yayınlr. Çoğunlukla bunların her biri spektrumda kendi özel pikini üretir. Bununla birlikte iki foton kristale eş zamanlı gelirse, dedektör enerjisi iki fotonun enerjisine eşit olan tek bir olayı kaydeder. Bu durumda *Koinsidans piki* oluşur (Şekil 17).



Şekil 17. Koincidans Pikleri [10].

2.5.6. Geri Saçılma Piki

Compton etkileşmesi dedektörü çevreleyen kurşun zırhta meydana gelirse, dedektörde sadece saçılan fotonun enerjisi depo edilir, bu da puls yüksekliği spektrumunda *geri saçılma pikine* neden olur. Geri saçılma pikinin enerjisi aşağıdaki bağıntı ile hesaplanır;

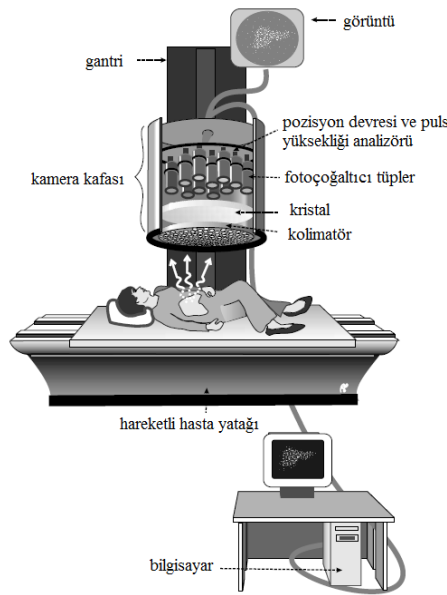
$$E_{\text{geri saçılan foton}} = 256 \times E_{\text{gelen foton}} / (256 + E_{\text{gelen foton}}) \quad (4)$$

2.5.7. Karakteristik Kurşun X Işını Piki

Fotoelektrik etkileşim kurşun zırh içinde meydana geldiğinde, K-yörüngesinden bir elektron kopartılır ve bir X ışını yayınlanır. Bu X ışını enerjisi 72 keV'dir. Yayınlanan X ışını kristal tarafından dedekte edilebilir ve 72 keV'lik *karakteristik kurşun X ışını piki*'ne katkıda bulunur.

2.6. Gama Kamera Görüntüleme Sistemi

Bir nükleer tıp bölümünde gerçekleştirilen rutin uygulamalar; tiroit, beyin, kalp, karaciğer ve böbrek gibi organların “fonksiyonel” görüntülemesini içermektedir. Bu uygulamalar büyük bir sintilasyon cihazının kullanımıyla gerçekleştirilmektedir. 1950’li yıllarda, Dr. Harold Anger modern nükleer tıp kamerasının temel tasarımını geliştirmiştir. Anger kamerası, kendinden önce kullanımda olan tarayıcı cihazla karşılaştırıldığında önemli bir gelişme sayılmaktaydı. Anger kameranın bileşenleri Şekil 18’de gösterilmektedir. Görüntüleme sistemine ait bileşenler, hastadan salınan gama fotonlarından başlayarak sırasıyla anlatılmıştır.

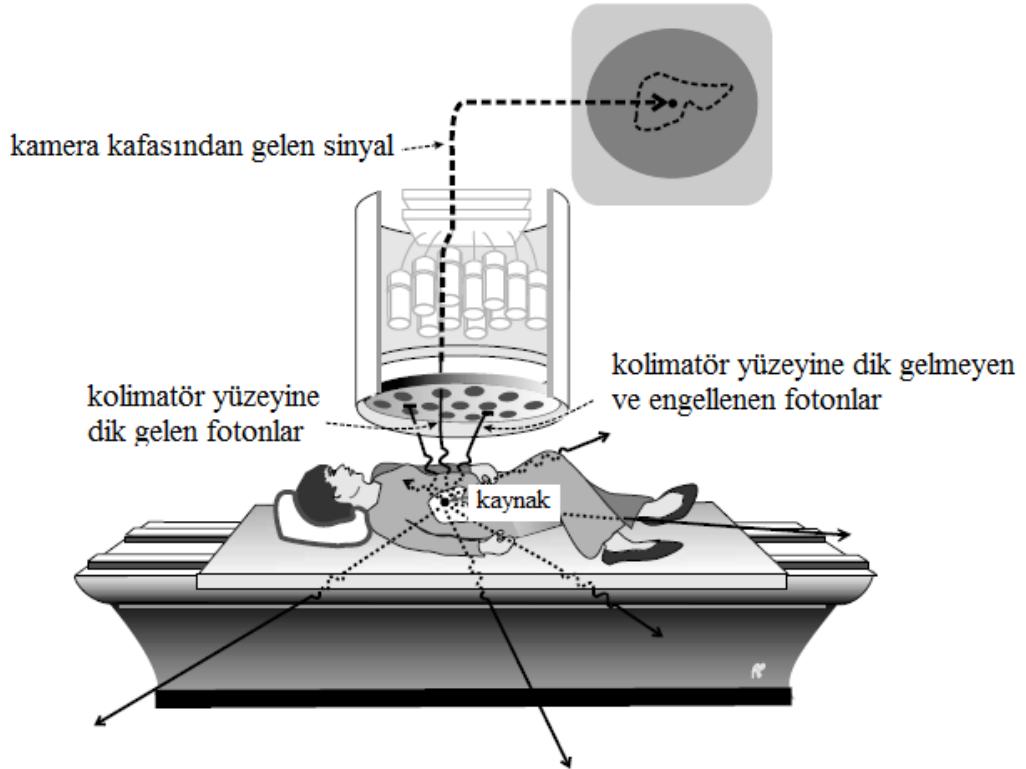
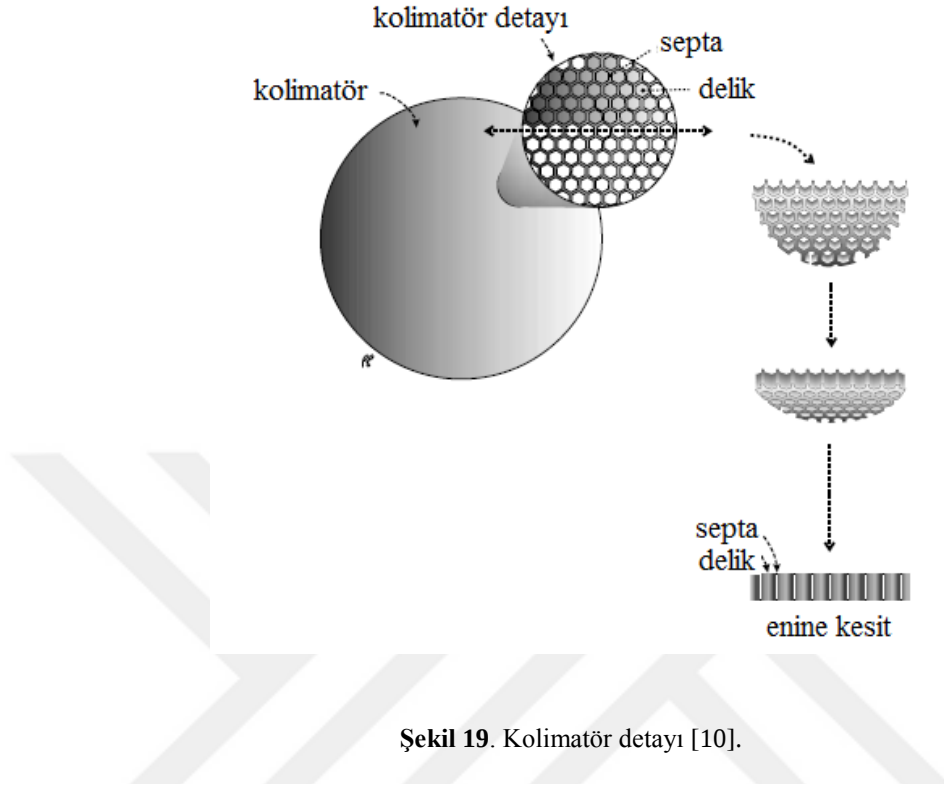


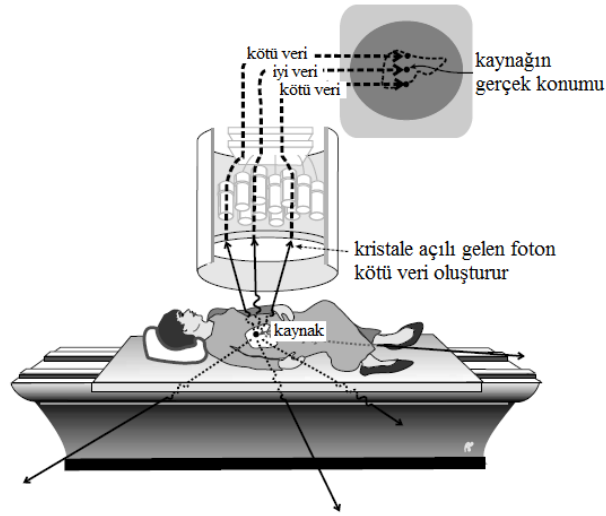
Şekil 18. Nükleer tıpta kullanılan bir görüntüleme sisteminin bileşenleri [10].

2.6.1. Kolimatörler

Bir kolimatör, görüntüdeki her bir noktanın hasta üzerinde tek bir noktaya karşılık gelebilmesini sağlayacak şekilde kaynaktan/hastadan çıkan ışınları sınırlar. Sıcak kurşunun dökülerek veya kurşun folyoların katlanmasıyla oluşturulan kolimatörler hassas bir şekilde hizalandırılmış binlerce delikten meydana gelmektedir. Genellikle kesitsel olarak gösterilirler (Şekil 19). Nüklidler her yönde gama fotonu yayınlamaktadır. Kolimatör ise sadece deliğin uzun eksenini boyunca ilerleyen fotonların kristale ulaşmasına izin vermek üzere tasarlanmıştır. Dolayısıyla, farklı yönlerde salınan fotonlar delikler arasındaki septalarda soğurulmaktadır.

(Şekil 20). Kristalin önünde bir kolimatör olmadan elde edilen görüntü net bir görüntü olmayacaktır (Şekil 21).





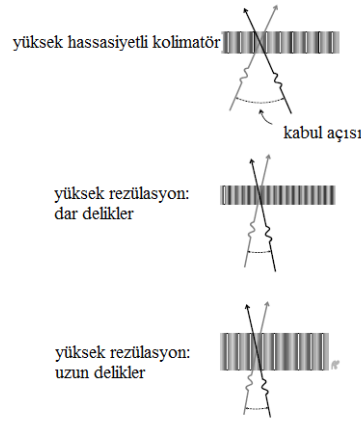
Şekil 21. Kolimatörsüz durumda, yanlış konum bilgisi taşıyan sintilasyonlar [10].

Farklı enerjilerdeki fotonları yönlendirme amacıyla çeşitli kolimatör tipleri tasarlanmıştır. Uygun bir kolimatör seçimiyle görüntüleri büyötmek veya küçöltmek ve görüntü kalitesi ile görüntöleme hızı arasında tercih yapmak mümkündür.

2.6.1.1. Kolimatörlerde Hassasiyet ve Rezölasyon

Hassasiyet, bir görüntöleme kamerasının nüklidlerin yayınladığı fotonları dedekte edebilme yeteneğıyle tanımlanmaktadır. Düşük hassasiyetli bir sistem az miktarda foton algılarken, yüksek hassasiyetli bir sistem ise daha fazla miktarda foton dedekte edebilmektedir. Belirli bir kristal için, kolimatörün delik çaplarının büyümesi (septaların incelmesi) hassasiyeti arttırmaktadır. Hassasiyeti artıracak bir diğer yöntem ise kristalin alanını veya kalınlığını artırmaktır.

Rezölasyon, gama kameranın bir organa ait yakın noktaları ayırt edebilme ve dolayısıyla daha fazla detay gösterebilmesiyle ilgili bir kavramdır. Kolimatörlerde, uzun ve/veya ince deliklerin olması rezölasyonu artırmaktadır. Kolimatör rezölasyonu, kolimatörün izin verdiği açı aralığı veya kabul açısı üzerinden de tanımlanabilir. Buna göre, sadece izin verilen aralıktaki açılarda gelen fotonlar kabul edilecek ve kristale ulaşabileceklerdir (Şekil 22).

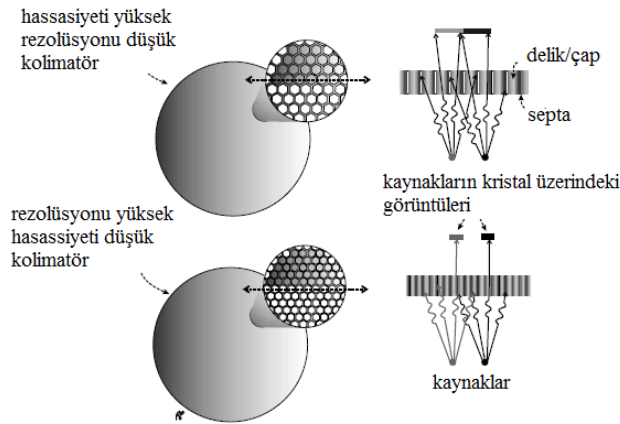


Şekil 22. Kabul açısı [10].

Hassasiyet ve rezülasyon arasında ters orantılı bir ilişki bulunmaktadır. Yüksek hassasiyette bir sistem daha düşük bir rezülasyona sahiptir. Geniş delikler yüksek oranda foton geçirmelerine (yüksek hassasiyet) rağmen, rezülasyonun kötüleşmesine yol açmaktadır (geniş kabul açısı).

2.6.1.2. Düşük Enerjili Çok Amaçlı Kolimatörler (LEGP)

LEGP kolimatörler hastadan çıkan fotonların birçoğunun geçişine izin verecek şekilde tasarlanan oldukça geniş deliklere sahiptir. Böylece rezülasyon zayıf ancak hassasiyet oldukça yüksektir. Deliklerin geniş olmasından dolayı, daha geniş kaynak yüzeyinden çıkan fotonlar kabul edilmektedir. Bunun sonucunda görüntüdeki rezülasyon azalmaktadır (Şekil 22 ve 23). Böyle bir kolimatörün hassasiyeti, 1- μ Ci aktiviteli bir kaynak için yaklaşık olarak 500,000 sayım/dak ve rezülasyonu kolimatör yüzeyinden 10 cm uzakta 1 cm olarak hesaplanmıştır (140-keV ^{99m}Tc kaynağı).



Şekil 23. Dar ve geniş delikli kolimatörde rezülasyon [10].

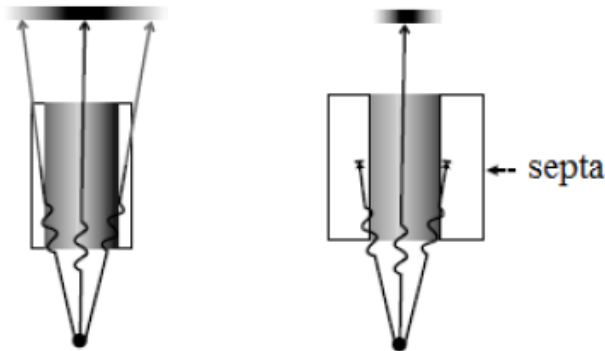
2.6.1.3. Düşük Enerjili Yüksek Rezölasyonlu Kolimatörler (LEHR)

Bu kolimatörler ile LEGP kolimatörlere kıyasla daha yüksek rezölasyonlu görüntüler elde edilir. Delikleri daha dar ve septaları daha uzun olduğu için LEGP kolimatörlere göre delik sayıları fazladır. Aktivitesi 0,037 MBq (1 μ Ci) olan bir kaynak için, yüksek rezölasyonlu bir kolimatörün hassasiyeti yaklaşık olarak 185,000 sayım/dak ve kolimatör yüzeyinden 10 cm uzaklıkta rezölasyonu 0,65 cm' dir.

2.6.1.4. Yüksek ve Orta Enerji Kolimatörler

Düşük enerji kolimatörleri Galyum-67 (185 keV, 300 keV, 394 keV), İyot-131 (376 keV), İndiyum-111 (173-keV, 245 keV) gibi nüklidlerden çıkan yüksek enerjili fotonlar ve Flor-18 gibi pozitron yayınlayan nüklidlerden çıkan yüksek enerjiler (511-keV anhilasyon) için yeterli değildir. Bu nüklidlerden yayınlanan fotonlar LEGP kolimatörlerin ince septalarından geçerken görüntü rezölasyonunun zayıf olmasına yol açarlar. Septa geçirgenliğini azaltmak amacıyla daha kalın septalı yüksek-enerji kolimatörleri (Şekil 24) kullanılmaktadır. Ancak kalın septa daha dar delik anlamına gelmekte ve bu da daha düşük bir hassasiyetle sonuçlanmaktadır.

Orta enerji kolimatörlerinin özellikleri, düşük ve yüksek enerji kolimatörlerinin arasında bulunmaktadır. Bu kolimatörler İndiyum-111 ve Galyum-67 fotonlarını görüntülemeye kullanılabilirler. Yüksek, orta ve düşük terimleri arasındaki ayırım net ve kesin bir şekilde tanımlanmamakla birlikte, bu kolimatörlerin kullanımı kurumdan kuruma farklılık gösterebilmektedir.

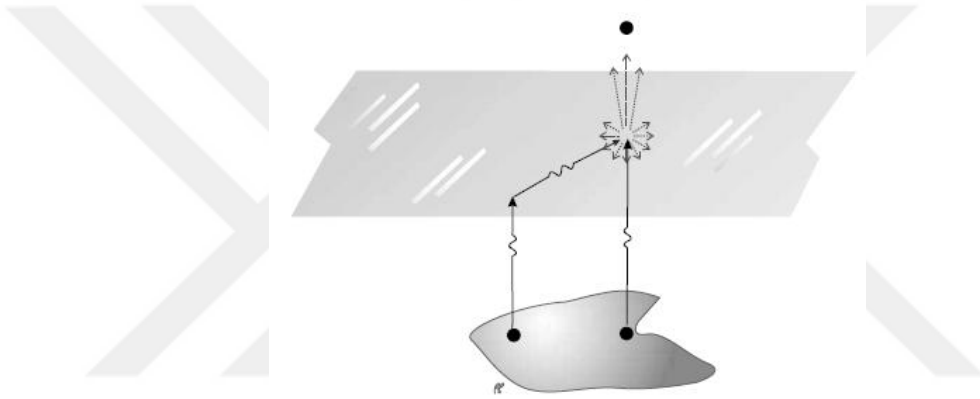


Şekil 24. Yüksek ve orta enerjili fotonlar için ince ve kalın septa gösterimi [10].

2.6.2. Kamera Kafası, Kristaller, Fotoçoğaltıcı Tüpler, Önyükselteçler ve Yükselteçler

Kamera kafası; kristal, fotoçoğaltıcı tüpler ve ilgili elektronik elemanlardan oluşmaktadır (Şekil 18). Kafanın içerisinde bulunduğu yuva, içindeki elemanları sararak korur. Bu yuva genellikle ince bir kurşun tabakadan oluşur. Ağır olan kamera kafası bir gantri tarafından da desteklenir.

Bir görüntüleme kamerasında kullanılan kristal, önceki bölümde anlatılan sintilasyon dedektörlerine benzer olarak talyum katkılı büyük bir NaI kristalidir. Kristal kalınlığı, hem hassasiyeti hem de rezulasyonu etkilemektedir. Kalın kristaller daha yüksek hassasiyete sahip olmalarına rağmen, rezulasyon azalmaktadır. Bunun sebebi, fotonların kristale girdikleri noktadan daha farklı bir noktada soğurulabilme olasılıklarıdır (Şekil 25).



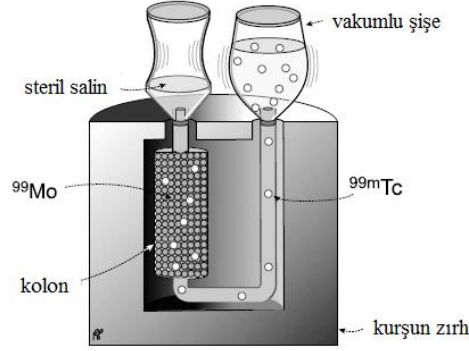
Şekil 25. Kalın kristalde saçılan fotonlar [10].

Bir gama kamerada, 60 veya daha fazla fotoçoğaltıcı tüp kristalin arka yüzeyine ışığı iletebilen bir jel vasıtasıyla monte edilebilir. Bunların her biri önceki bölümde anlatıldığı gibi tek bir fotoçoğaltıcı tüple paralel şekilde çalışmaktadır. Önyükselteç ve yükselteç konusuna Bölümde 2.4.3’de değinilmiştir.

2.7. Radyonüklit Jeneratörleri

Jeneratörler, kısa ömürlü “ürün” radyonüklitlere bozunan uzun yarı ömürlü “ana” radyonüklidleri içeren ünitelerdir. En çok kullanılan jeneratör molibden-99 (^{99}Mo ; ana) - Teknesyum -99m ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ -ürün) jeneratördür (Şekil 26). $^{99\text{m}}\text{Tc}$ steril salin kolon vasıtasıyla vakum şişesine çekilerek sağılır. Ana ^{99}Mo (gri halkalar) kolonda kalır ancak ürün $^{99\text{m}}\text{Tc}$

(beyaz halkalar) salin içinde sürüklenir. Yaygın olarak kullanılan üç jeneratör Tablo 2’de verilmiştir.



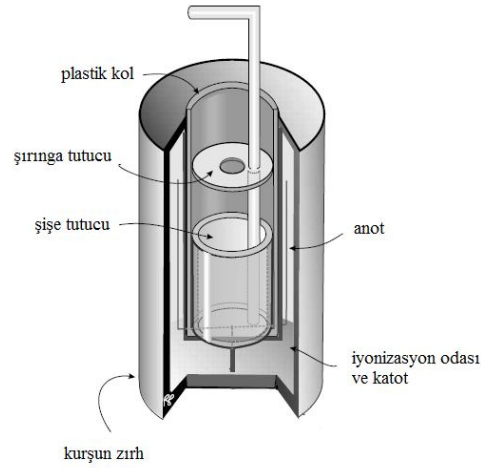
Şekil 26. Teknesyum-99m jeneratoru [10].

Tablo 2. Yaygın olarak kullanılan üç jeneratörün özellikleri [10].

Jeneratör (Ana-ürün)	Ürün nüklidin klinik kullanımı	Ana nüklidin yarı ömrü ($T_{1/2p}$)	Ürün nüklidin yarı ömrü ($T_{1/2d}$)	$T_{1/2p} / T_{1/2d}$
$^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$ (molibden-99 –teknesyum-99m)	Nükleer tıp çalışmalarında en çok kullanılan radyofarmasötiklerdir	67 saat	6 saat	11,2
$^{82}\text{Sr} - ^{82}\text{Rb}$ (stronsyum-82–rubidyum-82)	Kardiyak perfüzyon görüntüleme	600 saat	0,021 saat	28571
$^{81}\text{Rb} - ^{81\text{m}}\text{Kr}$ (rubidyum-81– kripton- 81m)	Akciğer ventilasyon taraması	4,7 saat	0,004 saat	1175

2.8. Doz Kalibratörü

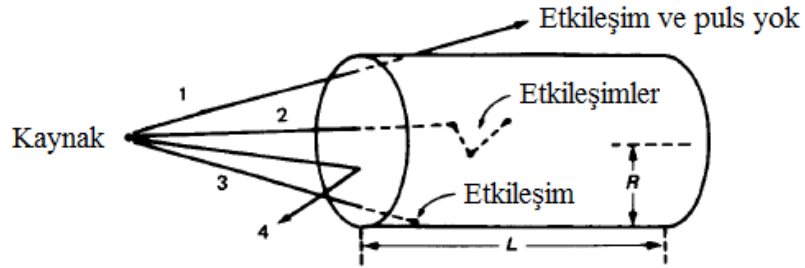
Doz kalibratörü, radyofarmasotikle verilen dozun doğru olup olmadığını kontrol etmek amacıyla kullanılan masaüstü bir iyon odasıdır (Şekil 27). Doz kalibratörü, kuyu tipi bir dedektördür ve kuyunun duvarları fotonlara duyarlıdır. Devreden geçen akım, iyon odasındaki primer iyonizasyon sayısı ile orantılıdır. Bu akım miktarı megabecquerel veya milicurie cinsinden radyoaktivite olarak kaydedilir. Doz kalibratörü sadece aktivite bilgisi verip radyasyon veya radyofarmasotik bilgisi içermemektedir.



Şekil 27. Doz Kalibratörü [10].

2.9. Dedektör Verimi

Dedektöre gelen bir parçacığın dedekte edilip edilemeyeceği kesin değildir. Dedeksiyon durumu parçacığın tipi – enerjisine ve dedektörün tipi – boyutlarına bağlıdır. Şöyle ki, parçacık hiç etkileşim yapmadan da detektörden kaçabilir (Şekil 28’de 1. parçacık); dedektör çıkışında oluşturduğu sinyal elektronik düzeneğe algılanamayacak kadar küçük olabilir (3. parçacık); veya pencere tarafından engellenerek dedektöre giremeyebilir (4. parçacık). Şekil 28’de dedekte edilmesi en muhtemel olan parçacık 2 numaralı parçacıktır [7].



Şekil 28. Kaynaktan çıkan parçacıklar için etkileşim tipleri [7].

Dedekte edilen parçacıkların oranını veren nicelik dedektör verimi olarak adlandırılır ve şu şekilde ifade edilir:

$$\epsilon = \frac{\text{Birim zamanda dedektörde kaydedilen parçacık sayısı}}{\text{Birim zamanda dedektöre ulaşan parçacık sayısı}} \quad (5)$$

Dedektör verimi aşağıdaki faktörlere bağlıdır:

1. Dedektör malzemesinin yoğunluğu ve boyutu
2. Radyasyonun tipi ve enerjisi
3. Elektronik düzenek

Dedektör malzemesinin yoğunluğu ve boyutunun etkisi. Dedektörün yapıldığı malzemeyle bu malzeme üzerine düşen radyasyon arasındaki etkileşim olasılığı arttıkça dedektör verimi de artacaktır. Bu olasılık dedektör boyutuyla artar. Fakat yüksek boyutlu dedektörlerde art ortam radyasyonu da aynı oranda artar ve bazı durumlarda (yarı iletken dedektörlerde olduğu gibi) büyük boyutlarda dedektör yapılması imkânsızdır. Bu nedenle dedektörlerde büyük boyutlar kullanışlı değildir.

Birim mesafe başına parçacığın etkileşim olasılığı malzemenin yoğunluğuyla orantılıdır. Normal basınç ve sıcaklıkta katıların ve sıvıların yoğunluğu gazların yoğunluğundan yaklaşık olarak 1000 kat daha fazladır. Bu yüzden, eşit koşullarda katı veya sıvı malzemeli dedektörler gazlı dedektörlerden daha verimlidir [7].

Radyasyon tipinin ve enerjisinin etkisi. Parçacıklar, maddesel ortamdaki elektronlar ve çekirdeklerle her zaman Coulomb etkileşimleri yaparlar. Etkileşim olasılığının hemen hemen kesin olmasından dolayı yüklü parçacıklar için dedektör verimi %100'e yakın olacaktır. Aslında, dedektör boyutu veya malzeme yoğunluğuna bağlı olmaksızın yüklü parçacık dedektörlerinin verimi %100 'dür. Yüklü parçacıklar için dedektör verimi, düşük enerjiler hariç parçacık enerjisinden bağımsızdır. Zira düşük enerjilerde parçacıklar dedektör penceresi tarafından durdurulabilirler.

Yüklü parçacıkların sınırlı bir menzili vardır. Bu yüzden, tüm parçacıkların durdurulup dedektörde enerjilerini depolayabileceği L uzunluğunda bir dedektör yapmak mümkündür. Ek olarak, L uzunluğu parçacıkların dedektör malzemesi içerisindeki R menziline daha büyük olmalıdır.

Fotonlar ve nötronlar bir ortamdan geçerken eksponansiyel olarak atenüasyona uğrarlar. Bu da bir foton veya nötronun bir malzeme içerisinde hiç etkileşim yapmadan geçebileceği anlamına gelir. Bu nedenle, nötron veya fotonlar için dedektör verimi dedektör boyutu ve parçacık enerjisine bakılmaksızın %100 'den düşüktür [7].

Elektronik düzenek etkisi. Dedektör elektroniği, dedektör verimini dolaylı olarak etkilemektedir. Bir parçacık dedektörde etkileşime girip sinyal üretirse, o parçacık sadece ürettiği sinyal kaydedilirse dedekte edilmiş olur. Sinyal, sayım sisteminin elektronik gürültüsüne bağlı olarak belirli bir puls boyu seviyesinden yüksek ise kaydedilecektir. Böylece, elektronik gürültü seviyesi azaltılabilirse sayım verimi de artabilir [7].

2.9.1. Mutlak Verim ve Öz Verim

Bir dedektörün verimi, ölçüm ya da hesaplama yoluyla belirlenebilmektedir. Dedektör veriminin ölçülmesi için birçok yöntem olmakla birlikte, en basit ve en doğru yöntem aktivitesi bilinen kalibre edilmiş bir kaynağın kullanılmasıdır. Bir dedektörün sayım verimi, *mutlak verim* ve *öz verim* olarak iki farklı şekilde ifade edilebilir.

Mutlak verim aşağıdaki ifade ile verilmekte olup, dedektör özellikleri ve sayım geometrisine (kaynak dedektör arasındaki mesafe) bağlıdır.

$$\mathcal{E}_{\text{mut}} = \frac{\text{kaydedilen puls sayısı}}{\text{kaynaktan salınan parçacık sayısı}} \quad (6)$$

Öz verim, aşağıdaki ifade ile verilmekte olup, dedektör ve kaynak arasındaki katı açı faktörünü de göz önünde bulundurmaktadır. İzotropik kaynaklar için bu iki verim arasında

$\mathcal{E}_{\text{öz}} = \mathcal{E}_{\text{mut}} \cdot (4\pi/\Omega)$ ilişkisi vardır ve Ω , kaynak bölgesinden dedektörün gördüğü katı açıdır.

Bir dedektörün öz verimi, dedektör materyaline, radyasyon enerjisine ve dedektörün radyasyon doğrultusundaki kalınlığına bağlıdır.

$$\mathcal{E}_{\text{öz}} = \frac{\text{kaydedilen puls sayısı}}{\text{dedektöre gelen parçacık sayısı}} \quad (7)$$

Buna göre, Şekil 28'deki kaynağın saniyede S parçacık yayınlayan (A aktiviteli), tek enerjili, izotropik bir kaynak olduğunu varsayalım. Saniyedeki net sayım hızı N, katı açı Ω ve dedektör verimi $\mathcal{E}$ ise; E enerjili foton için dedektör verimi $\mathcal{E}(E)$ aşağıdaki denklem ile verilir:

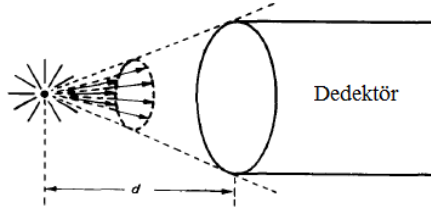
$$\mathcal{E}(E) = \frac{N}{\Omega F(E)A} \quad (8)$$

Burada $F(E)$ gama foton enerjisine bağılı yayınlanma olasılığıdır.

2.9.2. Katı Açı – Genel Tanım

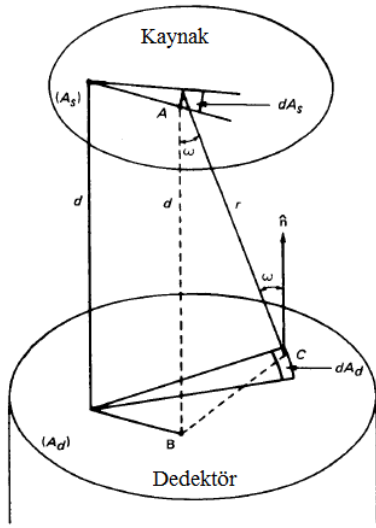
Katı açı kavramını anlayabilmek için, Şekil 29’da gösterildiği gibi, detektörden belli bir uzaklığa yerleştirilmiş bir nokta kaynak düşünelim. Kaynaktan salınan parçacıklar her yöne eşit olasılıkla yayımlandığı için, bunların sadece bir miktarı dedektöre ulaşabilmektedir. Bu miktar, dedektörün kaynak bölgesinde gördüğü orantısal katı açıya eşittir. Katı açı (Ω) aşağıdaki şekilde ifade edilir:

$$\Omega = \frac{\text{Kaynak dedektör açıklığı ile belirlenen uzay içinde saniyede yayınlanan parçacık sayısı}}{\text{kaynak tarafından saniyede yayınlanan parçacık sayısı}} \quad (9)$$



Şekil 29. İzotropik bir nokta kaynaktan yayınlanan parçacıkların dedektöre ulaşan oranı, katı açı [7].

Katı açı için türetilen matematiksel ifadenin Şekil 30’da açıklaması yapılmıştır. Buna göre; A_s alanlı ve saniyede birim alan başına S_0 parçacık ($\text{parçacık/m}^2.\text{s}$) yayınlayan bir düzlem kaynak, A_d alanlı bir dedektörden d uzaklığına yerleştirilmiştir. Eşitlik (10) ile verilen tanım, dA_s ve dA_d ile gösterilen iki diferansiyel alana uygulanır ve integral alınırsa Eşitlik (11) bulunur.



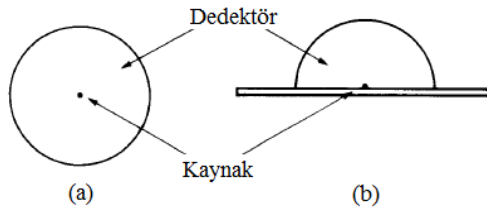
$$\Omega = \frac{\int_{A_s} \int_{A_d} (S_0 dA_s / 4\pi r^2) dA_d (\hat{n} \cdot r / r)}{S_0 A_s} \quad (10)$$

Şekil 30. Düzlem kaynak ve kaynağa paralel yerleştirilen dedektör geometrisi için katı açı tasviri [7].

Burada, $\hat{n}$ dedektör yüzeyine dik olarak tanımlanan birim vektörü temsil etmektedir. İfadede $\hat{n} \cdot r / r = \cos \omega$ olacağından, Eşitlik 10 aşağıdaki şekli alır:

$$\Omega = \frac{1}{4\pi A_s} \int_{A_s} dA_s \int_{A_d} dA_d \frac{\cos \omega}{r^2} \quad (11)$$

Eşitlik 11 her kaynak ve dedektör şekli için geçerlidir. Daha önce de bahsedildiği gibi, Ω , orantısal katı açıdır ($0 \leq \Omega \leq 1$). Radyasyon ölçümlerinde, *katı açı* veya *geometri faktörü* olarak da adlandırılır. Katı açının 1 olması durumunda, dedektör kaynağı tam 4π katı açısı ile görmektedir ve bu geometri 4π geometrisi olarak adlandırılır (Şekil 31.a). Eğer, $\Omega = 1/2$ ise, bu geometriye 2π geometrisi denir. Bu durumda (Şekil 31.b) kaynaktan yayınlanan parçacıkların yarısı dedektöre ulaşır (Şekil 31b).



Şekil 31. (a) 4π geometrisi (b) 2π geometrisi [7].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Dikdörtgen dedektörlü bir gama kamera ve silindirik kaynak sisteminin sayım verimi ve hassasiyetinin farklı kaynak dedektör mesafeleri ve farklı kaynak kalınlıkları için incelenmesini konu alan bu araştırma, girişimsel olmayan araştırmalar niteliğindedir.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma 20.04.2016 - 05.08.2016 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda, hasta görüntülemesinde kullanılan bir Gama kamera ve Jaszack SPECT Fantomu ile yapılmıştır.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları

Araştırma, cihaz performansına dayandırılan bir çalışma olduğundan araştırmanın evreni ve örneklemi bulunmamaktadır.

3.4. Çalışma Materyali

3.4.1. Gama Kamera

Araştırmada, Dokuz Eylül Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda görüntüleme amaçlı kullanılan iki başlı gama kamera sistemi (2 adet hareketli dedektör kafası, Philips Forte JETstream, AZ SPECT, Almanya) ve düşük enerjili, paralel delikli kolimatörler kullanılmıştır (Şekil 32). Sistem; kristali 9,5 mm kalınlığında ve 508 x 381 mm boyutlarında dikdörtgen NaI(Tl) sintilasyon dedektör kristali ve fotoçoğaltıcı tüplerden (76,2 mm çaplı 49 adet ve 50,8 mm çaplı 6 adet) oluşmaktadır. Dedektör, 140 keV'de %10,6'lık enerji rezülasyonuna sahiptir ve enerji spektrumu 1 keV/kanal olarak alınmıştır. Gamma spektrumu 60 saniye süre ile alınmış, fotopik altında gözlenen sayım hızları çok yüksek olduğu için ortam düzeltilmesi yapılmamıştır. Ölçümlerde, hem düşük enerjili-genel amaçlı kolimatör (LEGP) (delik uzunluğu 24,7 mm, septal kalınlığı 0,2 mm), hem de düşük enerjili-yüksek rezülasyonlu kolimatör (LEHR) (delik uzunluğu 32,8 mm, septal kalınlığı 0,2 mm) kullanılmıştır.



Şekil 32. Philips Forte JETstream AZ SPECT Cihazı [12].

3.4.2. Fantom

Silindirik geometride radyonüklid çözeltisi hazırlamak amacıyla Jaszack SPECT Fantomu kullanılmıştır. Akrilik malzemeden yapılmış bu silindirik fantomun silindir iç boyutları 8,5" çap x 7,32" yükseklik (21,6 x 18,6 cm) ve silindir duvar kalınlığı 0,125" (3,2 mm) olup 6,9 Litre'lik hacme sahiptir. Kaynak ile gama kamera arasındaki uzaklık, fantomun içine yerleştirildiği dikey ölçekli bir düzenek yardımıyla ayarlanmıştır (Şekil 33). Görüntülenecek materyali temsil eden fantom, öncelikle 10 mm yüksekliğe kadar su ile doldurulmuş ve fantom içine $0,148 \pm 2,96 \times 10^{-3}$ GBq aktiviteli ^{99m}Tc kaynağı enjekte edilmiştir. Homojen radyonüklid dağılımı sağlanabilmesi için ^{99m}Tc çözeltisi bir cam çubuk ile karıştırılmıştır. Tc-99m radyonüklid çözeltisinin aktivitesi doz kalibratörü ile ölçülmüştür.



Şekil 33. Kaynak ile gama kamera arasındaki uzaklığın ayarlandığı düzenek.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri:

Araştırmada, saçılma oranı, sayım verimi ve hassasiyet bağımlı değişkenlerdir. Kaynak-dedektör mesafesi ve kaynak kalınlığı bağımsız değişkenlerdir.

3.6. Veri Toplama Araçları:

3.6.1. Enerji Spektrum Analizi ve Saçılma Oranı Hesaplamaları

Çalışmada, farklı kaynak kalınlıklarına bağlı olarak saçılma oranlarındaki değişimlerin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, iki kafalı gama kameranın sadece biri (tavana bakan kafa) kullanılmış ve 2 ile 18 cm aralığında dokuz farklı kaynak kalınlığı için 60 saniyelik enerji spektrumları alınmıştır. Tc-99m aktiviteleri için radyoaktif bozunuma göre zaman düzeltmesi yapılmıştır. Tc-99m'in klinik görüntülemelerinde kullanılan asimetric pencere (140 keV-5% ile 10%; 133 – 153 keV) dikkate alınmış ve hesaplamalarda bu pencere aralığındaki sayımlar kullanılmıştır [13]. Toplam sayım sayısı T(H), kaynak kalınlığına bağlı olarak aşağıdaki ifade ile elde edilmiştir:

$$T(H) = S(H) + D(H) \quad (12)$$

Burada S(H) saçılmış fotonlar için sayım sayısı ve D(H) saçılmamış fotonlar için sayım sayısıdır [13,14]. Kaynak kalınlığının 1 cm olması gibi S(H₀)=0 olduğu durumlarda, saçılmış

fotonların sayısı sıfıra yaklaşır. Dolayısıyla $T(H_0) = D(H_0)$ olur ve bu durumda $D(H_0)$ saçılmamış fotonlar için maksimum değer alır.

Su ve akriliğin teorik lineer atenüasyon katsayıları (μ_s ve μ_a) olmak üzere, farklı kaynak kalınlıkları için $D(H)$ saçılmamış fotonların maksimum sayısı aşağıdaki gibi verilebilir [6,14] :

$$D(H) = D(H_0)\exp - (\mu_s H + \mu_a x) = T(H_0)\exp - (\mu_s H + \mu_a x) \quad (13)$$

Burada, x fantom materyalinin (akrilik) kalınlığı (3mm) ve H kaynak kalınlığıdır. Araştırmada kullanılan fantom gama kamera üzerine arada hava boşluğu kalmayacak şekilde yerleştirildiğinden, kaynaktan yayınlanan radyasyon hava ile etkileşmeyecektir. Bu nedenle, Eşitlik (13)'de hava için atenüasyon katsayısı hesaba katılmamıştır. Su ve akriliğin 140 keV enerjili fotonlar için lineer atenüasyon katsayıları (μ_s ve μ_a) sırasıyla 0,154 ve 0,178 cm^{-1} olarak verilmektedir [6].

Böylece, saçılmış foton sayımlarının saçılmamış foton sayımlarına oranı olarak tanımlanan saçılma oranı (SO), enerji spektrumu ve aşağıdaki eşitlik kullanılarak hesaplanmıştır [13,14];

$$SO = \frac{S(H)}{D(H)} = \frac{T(H) - D(H)}{D(H)} = \frac{T(H)}{T(H_0)} \exp(\mu_s H + \mu_a x) - 1 \quad (14)$$

Eşitlik (14) ile Saçılma Oranı saçıcı materyalin kalınlığına bağlı olarak ifade edilmiştir.

3.6.2. Sayım Hassasiyeti ve Sayım Verimi

Radyoaktif kaynaktan belirli bir uzaklıkta ifade edilen dedeksiyon sisteminin sayım hassasiyeti (σ), birim kaynak aktivitesi başına sayım hızı olarak tanımlanır ve aşağıdaki Eşitlik (15) ile verilmektedir [3, 6, 14, 15];

$$\sigma = \frac{N}{At} \quad (15)$$

Burada N; t ölçüm süresi ve A kaynak aktivitesi için dedeksiyon sisteminin seçilen fotopik penceresi (140 keV-5% ile 10%; 133 – 153 keV) içinde gözlenen toplam sayım sayısını temsil etmektedir.

Radyoaktif bir kaynak için sayım verimi ϵ , aşağıdaki ifade ile hesaplanmaktadır [3, 6, 7, 14, 16,]:

$$\epsilon = \frac{N}{N_{teo}} = \frac{N 4\pi}{\Omega F A t} \quad (16)$$

Burada N_{teo} , belirli bir t zaman aralığında gama kamera yüzeyine ulaşan foton/parçacık sayısını; N ise aynı zaman aralığında kolimatör takılıyken gama kamerada kaydedilen sayım sayısını ve Ω katı açığı temsil etmektedir. Sayım verimi ifadesinde, ^{99m}Tc aktivitesi (A) için yarılanma ömrü 6,02 saat ve ^{99m}Tc 'un 140 keV enerjili fotonları için gama fotonu salınım olasılığı (F) %89 olarak kullanılmıştır.

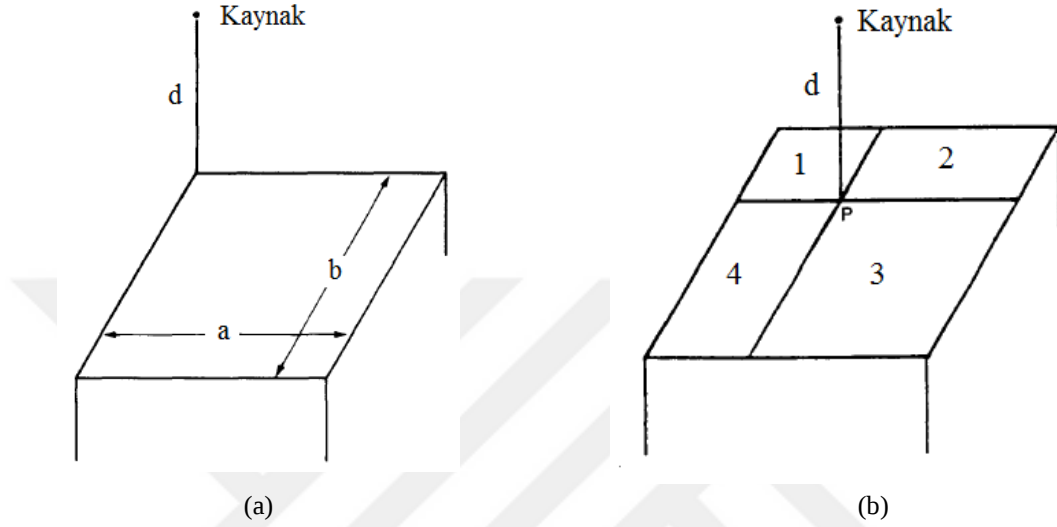
3.6.3. Katı Açı

Hassasiyet ve sayım verimi belirlenirken pratik olması açısından gama kameradan belirli uzaklığa yerleştirilmiş noktasal bir radyasyon kaynağı kullanılır [3]. Fakat gerçekte hasta ve noktasal radyasyon kaynağı aynı geometride olmadıklarından, bu yöntemin klinik uygunluk bakımından dezavantajı vardır. Kaynak-gama kamera geometrilerinin klinik uygulamalardaki uygunluğuna cevap verebilecek bazı çalışmalarda noktasal kaynakların yerine düzlemsel ve dairesel homojen kaynaklar [3], farklı kaynak-kolimatör mesafeleri ve farklı kalınlıkta saçıcı materyaller kullanılmıştır [4].

Kaynak-dedektör geometrisine bağlı olan katı açı, gama kameranın sayım veriminin hesaplanmasında gerekli bir faktördür [3, 6, 8,]. Nokta-geniş kaynak ve kısa-uzun kaynak-dedektör mesafelerini de içeren farklı kaynak-dedektör geometrileri için katı açı ifadeleri Tsoulfanidis (1983) ve Knoll (2000) tarafından türetilmiştir [7, 9]. Bu geometrilerden, nokta kaynak-dikdörtgen dedektör geometrisi ve çalışmada kullanılan disk kaynak-dikdörtgen dedektör geometrisi için katı açı ifadeleri aşağıdaki bölümlerde verilmiştir.

3.6.3.1. Nokta kaynak ve dikdörtgen dedektör geometrisinde katı aç

Şekil 34’de gösterildiği gibi, ab dikdörtgen yüzey alanına sahip bir dedektörden d uzaklığa yerleştirilmiş izotropik bir nokta kaynak geometrisi düşünelim. Bu geometride kaynak merkezinin dikdörtgen dedektörün köşesinin tam üzerinde olduğu farz edilmiştir. Bu durumda, katı aç (17) eşitliği ile verilir;



Şekil 34. (a) Dikdörtgen dedektör ve izotropik nokta kaynak geometrisi için katı aç. Kaynak, dedektör köşesinin tam üzerinde bulunmaktadır (b) Dikdörtgen dedektörün üzerinde keyfi bir noktada bulunan izotropik nokta kaynağı [7].

$$\Omega = \frac{1}{4\pi} \tan^{-1} \frac{ab}{d\sqrt{a^2 + b^2 + d^2}} \quad (17)$$

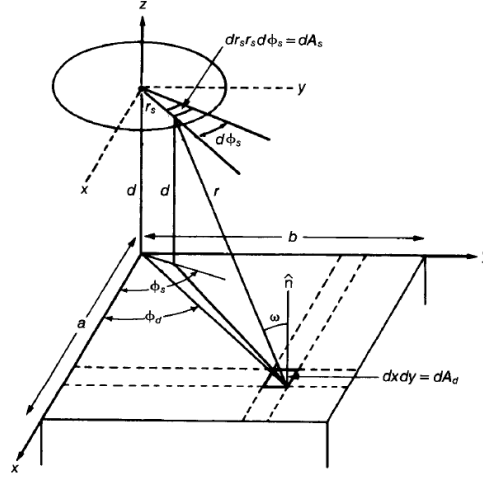
Eğer kaynak dedektörün üzerinde keyfi bir noktada bulunuyorsa, katı aç Eşitlik (17)’ e benzer olarak ifade edilen dört terimin toplamı olacaktır. Şekil 34.b’de görüldüğü gibi, dedektörü 4 dikdörtgensel bölgeye ayıran çizgiler P noktasının koordinatlarını oluşturmaktadır. Bu durumda katı aç Eşitlik (18) ile verilmektedir,

$$\Omega = \Omega_1 + \Omega_2 + \Omega_3 + \Omega_4 \quad (18)$$

burada Ω_i ; $i=1, \dots, 4$ dikdörtgenlerine karşılık gelir ve Eşitlik (17) ile hesaplanır.

3.6.3.2. Disk kaynak ve dikdörtgen dedektör geometrisinde katı açı

Şekil 35 ile gösterilen geometriyi ele alalım. Kenar uzunlukları a ve b olan dikdörtgen şeklinde bir dedektörün, d mesafe uzaklığına bir disk kaynak yerleştirilmiştir. Şekil 35’ de gösterildiği gibi kaynağın merkezinin dikdörtgen dedektörün köşesinin tam üzerinde olduğu farz edilmiştir



Şekil 35. Disk kaynak ve dikdörtgen dedektör geometrisi [7].

Şekil 35’den r uzaklığı için

$$r^2 = d^2 + r_s^2 + x^2 + y^2 - 2r_s \sqrt{x^2 + y^2} \cos \left[\phi_s - \cos^{-1} \left(\frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2}} \right) \right] \quad (19)$$

yazılır ve Eşitlik (11) böylece aşağıdaki ifade ile verilir;

$$\Omega = \frac{1}{4\pi A_s d^2} \int_0^{R_s} dr_s r_s \int_0^{2\pi} d\phi_s \int_0^a dx \int_0^b dy \left\{ 1 + \frac{r_s^2}{d^2} + \frac{x^2}{d^2} + \frac{y^2}{d^2} - 2 \frac{r_s}{d} \sqrt{\frac{x^2 + y^2}{d^2}} \cos \left[\phi_s - \cos^{-1} \left(\frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2}} \right) \right] \right\} \quad (20)$$

Eğer R_s/d , a/d , ve b/d oranları 1’ den küçük ise, parantez içindeki ifade bir seriye açılabilir. Bu durumda, sadece ilk dört terim dikkate alınırsa, integral sonucu (21) eşitliği ile verilir.

$$\Omega = \frac{\omega_1 \omega_2}{4\pi} \left[1 - \frac{3}{4} \Psi^2 - \frac{1}{2} (\omega_1^2 + \omega_2^2) + \frac{1}{8} (5\Psi^4 + 3\omega_1^4 + 3\omega_2^4) + \frac{5}{4} \Psi^2 (\omega_1^2 + \omega_2^2) - \frac{35}{64} \Psi^6 + 512\omega_1^2\omega_2^2 - 3516\Psi^4\omega_1^2\omega_2^2 - 732\Psi^2\omega_1^4\omega_2^2 + 9\omega_1^4\omega_2^4 + 10\omega_1^2\omega_2^2 - 716\omega_1^2\omega_2^2\omega_1^2 + \omega_2^2 - 516\omega_1^6 + \omega_2^6 \right] \quad (21)$$

Burada, $\omega_1 = a / d$
 $\omega_2 = b / d$
 $\Psi = R_s / d$

Kaynak dedektörün keyfi bir noktasına yerleştirilirse katı açısı, Şekil 34.b’de gösterildiği gibi 4 terimin toplamı olacaktır.

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi:

İŞLEM	BAŞLANGIÇ	BİTİŞ
Literatür Taraması	15.03.2015	20.04.2015
Kaynak Fantom Hazırlanması ve Gama Spektrum Analizi	20.04.2016	05.08.2016
Sayım Verimi ve Hassasiyet Hesaplamaları	10.08.2016	01.12.2016
Saçılan Gama Radyasyonunun Hassasiyet ve Sayım Verimine Etkisinin İncelenmesi	01.12.2016	10.04.2017
Sonuçların Analizi ve değerlendirilmesi	10.04.2017	20.10.2017
Yazım	05.11.2017	13.04.2018

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Araştırmada silindirik kaynak geometrisinde bir gama kameranın, farklı kaynak - dedektör mesafeleri ve farklı kaynak kalınlıkları için saçılma oranı, sayım verimi ve hassasiyeti incelenmiştir. Bu ilişkiler, SigmaPlot 12.5 programı kullanılarak çizilen grafikler yardımı ile değerlendirilmiştir.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırmada kullanılan gama kamera sistemi, rutin hasta görüntülemelerde kullanıldığı için, deney aşamalarında yaşanan zaman kısıtlaması araştırmanın sınırlılıklarını oluşturmaktadır.

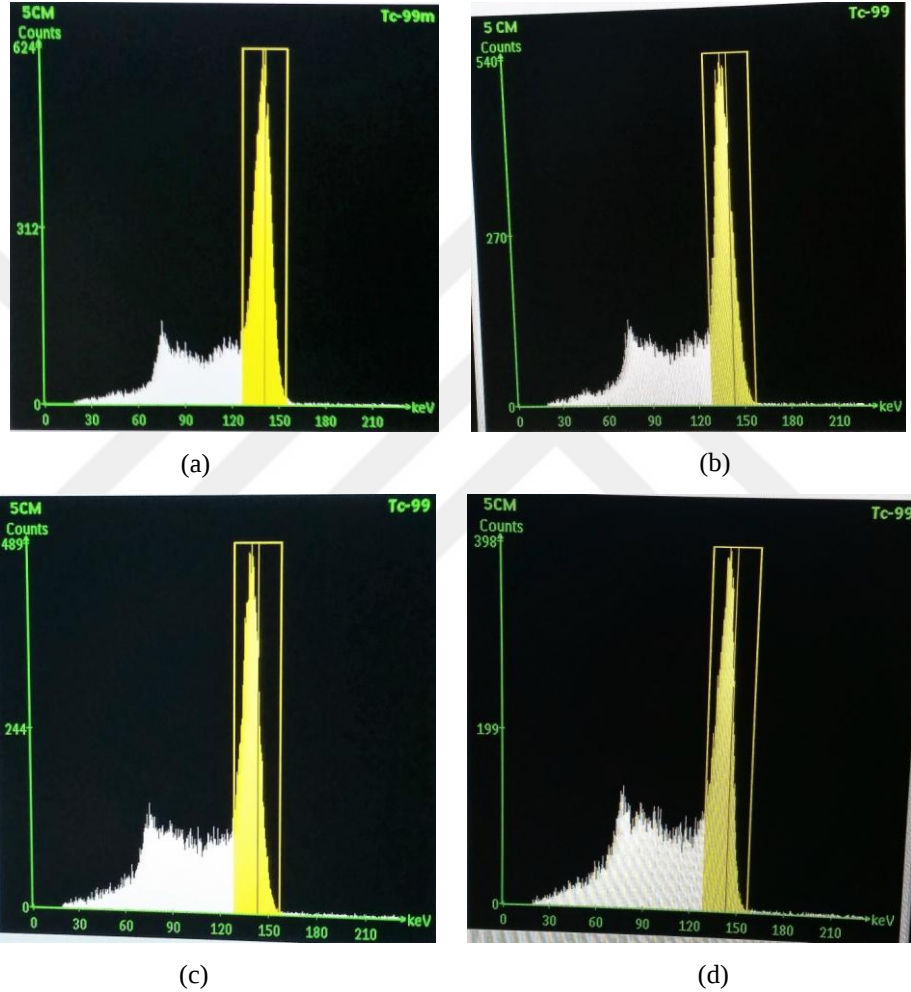
3.10. Etik Kurul Onayı

Araştırma DEÜ Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 19.02.2015 tarih 1950-GOA protokol numarası ve 2015/05-21 karar numarası; 17.05.2018 tarih 1950-GOA protokol numarası ve 2018/12-44 karar numarası ile görüşülmüş ve onaylanmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Enerji Spektrum Analizi ve Saçılma Oranı Hesaplamaları

Araştırmada, kalınlıkları 2 ile 18 cm aralığında değişen ^{99m}Tc silindirik kaynak fantomu ile asimetrik pencere genişliği (140 keV - 5% ile 10%; 133 – 153 keV) dikkate alınarak 60 saniyelik enerji spektrumları alınmıştır. Buna göre, elde edilen enerji spektrumları Şekil 36’da gösterilmiştir.



Şekil 36. 5 cm’lik kaynak gama kamera mesafesi için (a) 2 cm, (b) 4 cm, (c) 6 cm, (d) 18 cm kaynak kalınlıklarına karşılık gelen enerji spektrumları.

Şekil 36’da verilen enerji spektrumlarından, saçıcı materyal kalınlığı yani kaynak kalınlığı arttıkça fotopikte maksimum sayımın gözlemlendiği kanalın düşük enerjilere doğru kaydığı gözlenmiştir. Bu durum, kaynak kalınlığı arttıkça daha fazla fotonun saçılması ve fotopik içerisinde saçılmadan kaynaklanan daha fazla sayımın kaydedilmiş olmasıyla açıklanabilir.

Bu sonuca benzer olarak, Kojima ve ark. (1991) [13] 10 cm'lik kaynak kalınlık artışının fotopik pozisyonunda 3 keV'lik bir kaymaya sebep olduğunu bildirmiştir. Şekil 36'da, kaynak kalınlığı arttıkça kaynak içerisinde fotonların çoklu Compton saçılmasına uğrama olasılıklarının artması ve dolayısıyla gama kameraya ulaşan çoklu saçılmaya uğramış foton sayısının artması nedeniyle enerji spektrumunun saçılan foton enerji aralığında genişleme görülmektedir.

Tablo 3. LEHR kolimatör için T(H) toplam sayım sayısı, S(H) saçılmış fotonlar için sayım sayısı, D(H) saçılmamış fotonlar için sayım sayısı ve saçılma oranları

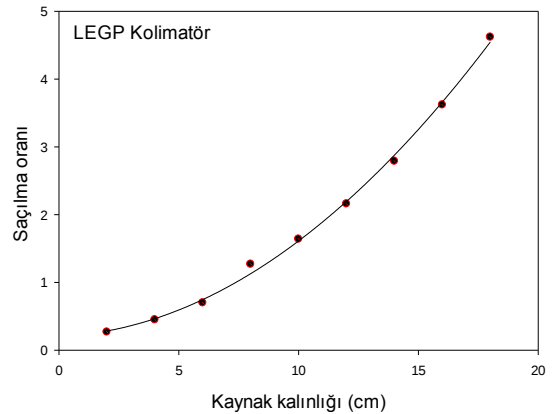
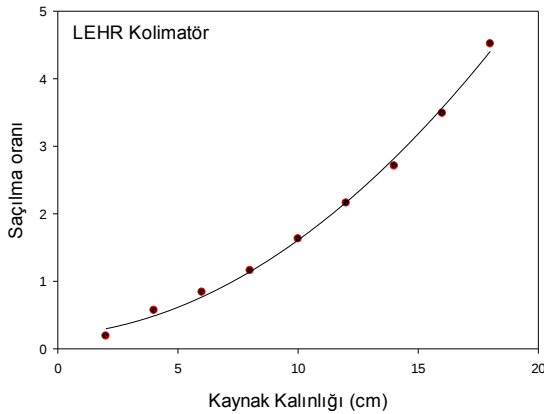
H (cm)	D(H) (sayım)	T(H) (sayım)	S(H) (sayım)	SO
2	357407,2	424000	66592,77	0,19
4	262664,1	413000	150335,9	0,57
6	193035,8	355000	161964,2	0,84
8	141865,0	307000	165135,0	1,16
10	104258,8	274000	169741,2	1,63
12	76621,36	242000	165378,6	2,16
14	56310,21	209000	152689,8	2,71
16	41383,23	186000	144616,8	3,49
18	30413,17	168000	137586,8	4,52

Bölüm 3.6.1'de değinilen saçılma oranlarının saptanmasında kullanılmak üzere, enerji spektrumlarından faydalanılarak, T(H) toplam sayım sayısı, S(H) saçılmış fotonlar için sayım sayısı ve D(H) saçılmamış fotonlar için sayım sayısı LEHR ve LEGP kolimatörleri için ayrı ayrı hesaplanmış ve Tablo 3. ile Tablo 4.'de verilmiştir. LEGP kolimatörde gözlenen sayım sayılarının LEHR kolimatöre oranla daha fazla olması; LEGP kolimatörde delik çaplarının büyük, septa uzunluklarının kısa olmasından kaynaklanmaktadır.

Tablo 4. LEGP kolimatör için T(H) toplam sayım sayısı, S(H) saçılmış fotonlar için sayım sayısı, D(H) saçılmamış fotonlar için sayım sayısı ve saçılma oranları

H (cm)	D(H) (sayım)	T(H) (sayım)	S(H) (sayım)	SO
2	631210,4	803000	171789,6	0,27
4	463886,2	671000	207113,8	0,45
6	340917,1	581000	240082,9	0,70
8	250545,2	568000	317454,8	1,27
10	184129,5	486000	301870,5	1,64
12	135319,6	428000	292680,4	2,16
14	99448,44	377000	277551,6	2,79
16	73086,18	338000	264913,8	3,62
18	53712,15	302000	248287,8	4,62

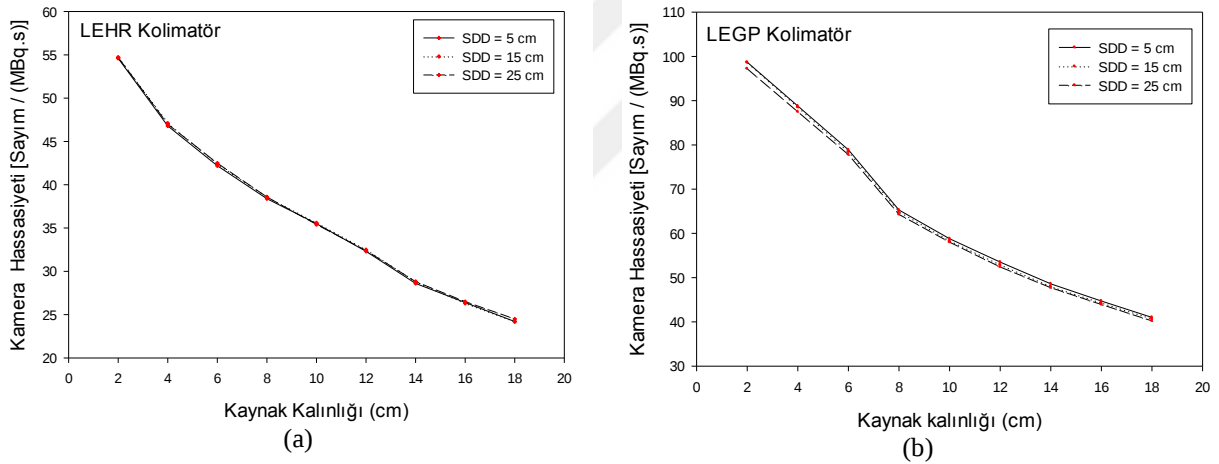
Saçılma Oranları (SO) Eşitlik (14)'te verilen bağıntı kullanılarak hesaplanmış ve kaynak kalınlığına bağlı değişimleri hem LEHR hem de LEGP kolimatörleri için Şekil 37'de gösterilmiştir. Şekil 37'de gösterildiği gibi, kaynak kalınlıkları arttıkça (2 cm'den 18 cm'e) saçılma oranlarının LEHR kolimatör için 0,19'dan 4,52'ye, LEGP kolimatör için ise 0,27'den 4,62'ye yükseldiği görülmektedir.



Şekil 37. (a) LEHR ve (b) LEGP kolimatörleri için Saçılma Oranlarının kaynak kalınlığına bağlı değişimleri

4.2. Sayım Hassasiyeti

Araştırma kapsamında Gama kameranın hassasiyeti, Eşitlik (15)'te verilen bağıntı yardımı ile hesaplanmış ve kamera hassasiyetinin kaynak kalınlığına bağlı değişimleri LEHR ve LEGP kolimatörleri için ayrı ayrı incelenmiştir (Şekil 38). Buna göre kamera hassasiyetinin, artan kaynak kalınlığı ile azalma eğiliminde olduğu görülmektedir. Kaynak kalınlığı 2 cm'den 18 cm'e artırıldığında kamera hassasiyetinin LEHR kolimatör için 55 sayım/ (sMBq) dan 24 sayım/ (sMBq) e azalırken, LEGP kolimatör için 98 sayım/ (sMBq) den 41 sayım/ (sMBq) e azaldığı saptanmıştır. Artan kaynak kalınlığı ile kamera hassasiyetinde gözlenen bu azalma eğilimi; gama spektrumunda seçilen enerji penceresine düşen sayım hızının azalması ile açıklanabilir. Diğer bir deyişle, saçılmış Compton fotonları fotopik enerji penceresinden daha düşük enerjilerdedir ve böylece bu fotonlar fotopike katkıda bulunamazlar. Ayrıca, geniş kaynak kalınlıklarında foton atenuasyonu artmaktadır.



Şekil 38. (a) LEHR ve (b) LEGP kolimatör için üç farklı kaynak - gama kamera (SDD) mesafesinde kamera hassasiyetinin kaynak kalınlığına bağlı değişimi

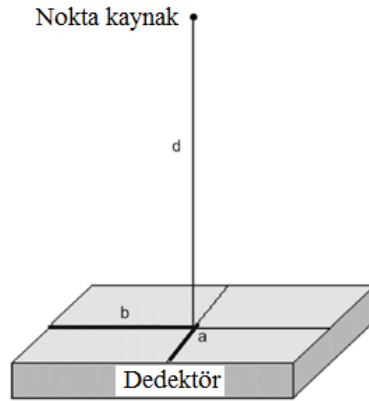
Kamera hassasiyeti artan kaynak - gama kamera (SDD) mesafesi ile bir miktar azalmaktadır (Şekil 38). Kamera hassasiyetindeki bu azalmanın nedeni, kaynağın gördüğü gama kamera yüzeyine bağlı katı açının (0,40 sr - 0,14 sr) ve dolayısıyla sayım hızının azalmasıdır [3, 6, 14].

4.3. Sayım Verimi

Araştırma kapsamında sayım verimi, önceki bölümlerde belirtildiği gibi Eşitlik (16) kullanılarak hesaplanmıştır. Kaynak - dedektör geometrisine bağlı olan katı açı (Ω), gama

kameranın sayım veriminin hesaplanmasında gerekli bir faktördür. Tsoulfanidis (1983) ve Knoll (2000) tarafından türetilen katı açı (Ω) denklemleri, farklı kaynak-dedektör geometrilerini içeren birçok çalışmada kullanılmıştır [3, 6, 7, 9, 15]. Bu çalışmalara benzer şekilde katı açı, öncelikle Bölüm 3.6.3.2.'de anlatılan, disk kaynak ve dikdörtgen dedektör geometrisinde hesaplanmıştır. Bu bölümde belirtildiği üzere, disk kaynak ve dikdörtgen dedektör geometrisinde türetilen katı açı (Eşitlik (21)) R/d , a/d , ve b/d oranlarının 1' den küçük olduğu yani kaynak-dedektör mesafesinin geniş olduğu var sayılarak yapılan bir yaklaşıma dayandırılmıştır. Bununla birlikte, bir gama kameranın klinik performansını değerlendirirken, rutin klinik uygulamalarda olduğu gibi kısa kaynak - gama kamera mesafelerinin dikkate alınması gerekmektedir [4]. Bu nedenle, bu çalışmada katı açı hesaplamalarında kısa kaynak - gama kamera mesafeleri dikkate alınmış ancak, disk kaynak ve dikdörtgen dedektör geometrisinde türetilen Eşitlik (21) kısa kaynak-dedektör mesafeleri için doğru sonuç vermeyeceğinden kullanılmamıştır.

Güncel bir araştırmaya göre, küresel simetrik yüzeysel bir kaynak ile herhangi bir dedektör geometrisi için hesaplanan katı açı ile kaynağın merkezde olması şartıyla izotropik bir nokta kaynak ile aynı geometride dedektör için hesaplanan katı açı bire bir aynı olmaktadır [17]. Bu nedenle, araştırma silindirik kaynak ile dikdörtgen dedektör geometrisinde yapılmasına rağmen, noktasal kaynak ile dikdörtgen dedektör geometrisi için türetilen katı açı eşitliği [7] kullanılmıştır.



Şekil 39. Katı açı hesaplamasında dikkate alınan geometri [14]

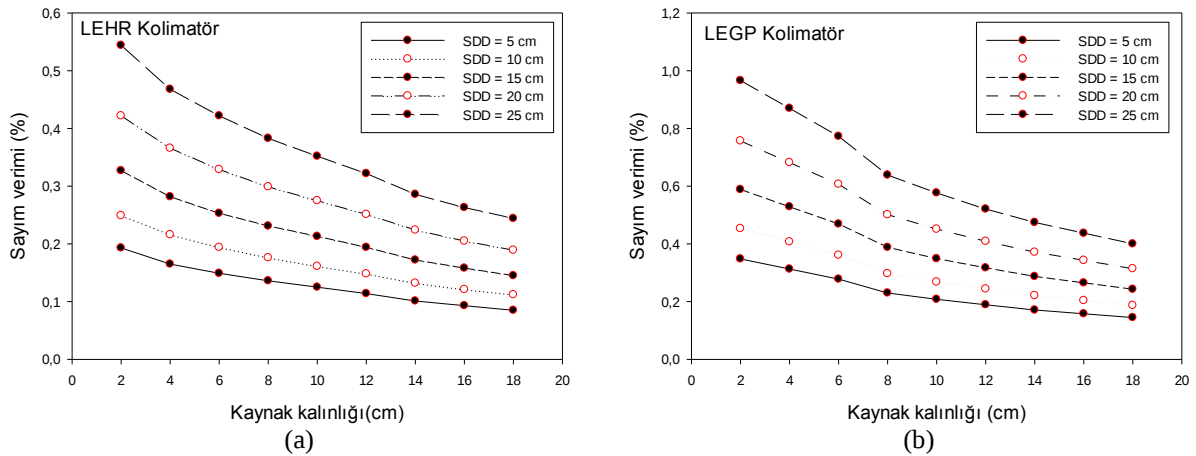
Araştırmada katı açı hesaplanırken, alanı ab olan dikdörtgen şeklinde bir dedektörden d uzaklığına yerleştirilmiş izotropik bir nokta kaynağın oluşturduğu geometri dikkate

alınmıştır (Şekil 39). Dikdörtgen şekilli bir dedektörün köşesi ile aynı hizada bulunan bir nokta kaynağın gördüğü katı açı (Ω) Bölüm 3.6.3.1.'de verilen Eşitlik (17) ile hesaplanmıştır [7]. Eğer dedektör çizgiler ile dört tane eşit büyüklükte küçük dikdörtgen parçasına bölünürse (Şekil. 39), katı açı Eşitlik (17)' ye benzer olarak ifade edilen dört terimin toplamı olacaktır (Eşitlik (18)). Ele alınan geometride kaynak dört dikdörtgenin tam orta noktasına yerleştirildiğinden (Şekil 39), katı açı yukarıda anlatılan metodoloji ile hesaplanmış ve Tablo 5'de verilmiştir.

Tablo 5. Araştırmada ele alınan kaynak-dedektör mesafeleri (SDD) için hesaplanan katı açıları.

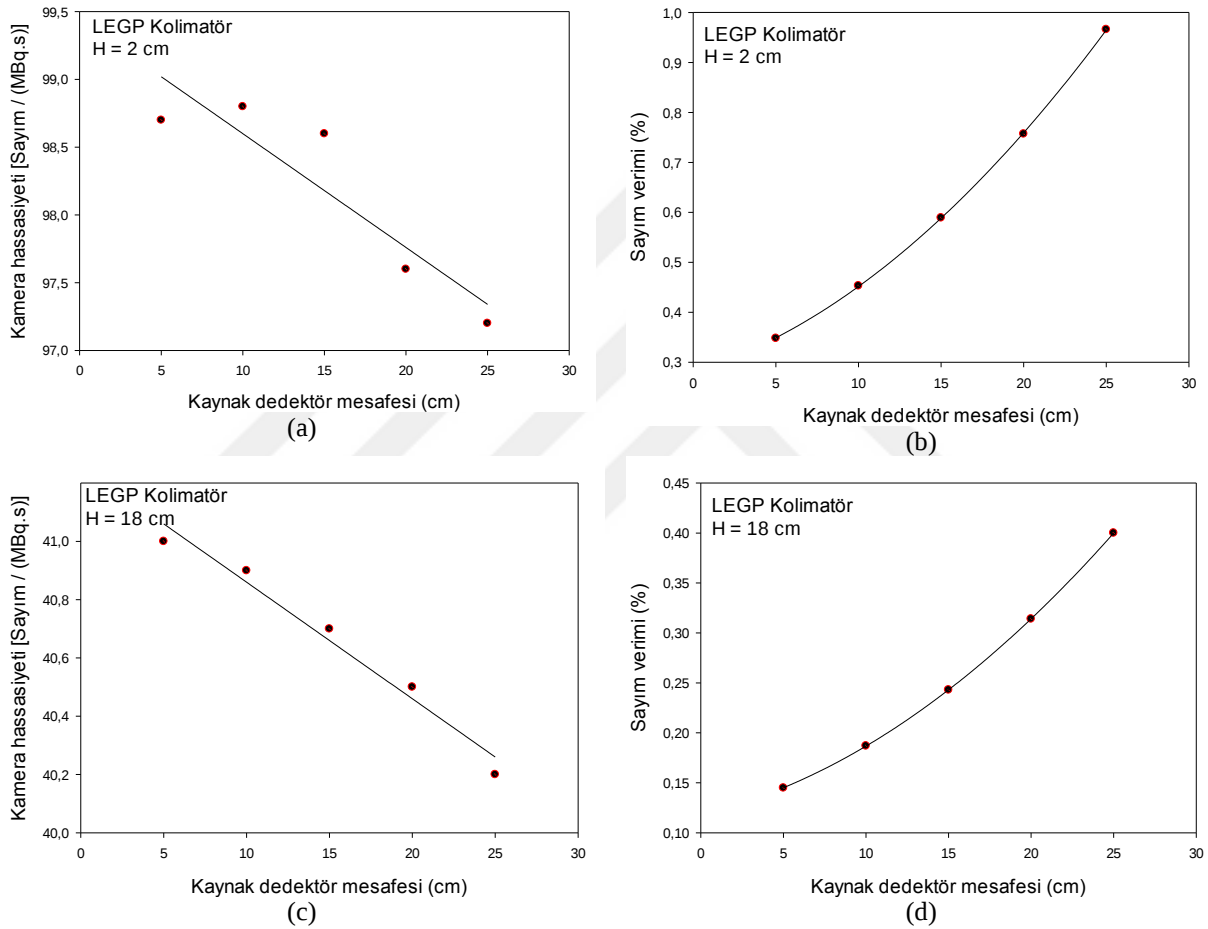
SDD (cm)	Ω (sr)
5	0,40
10	0,308
15	0,236
20	0,182
25	0,142

Şekil 40'da gösterildiği gibi, 5 cm'lik kaynak - gama kamera mesafesi için sayım verimi artan kaynak kalınlığı ile LEHR kolimatör için, % 0,19'dan (2 cm kaynak kalınlığı) % 0,08'e (18 cm kaynak kalınlığı) ve LEGP kolimatör için % 0,35'den (2 cm kaynak kalınlığı) % 0,14'e (18 cm kaynak kalınlığı) azalmaktadır. Bu duruma, kaynak kalınlığı arttıkça fotonların enerji kaybetmesi ile gama kameraya ulaşan foton sayısının ve böylece sayım hızının azalması neden olmaktadır.



Şekil 40. (a) LEHR ve (b) LEGP kolimatör için farklı kaynak gama kamera (SDD) mesafelerinde sayım veriminin kaynak kalınlığına bağlı değişimi

Sayım verimi 2 cm'lik kaynak kalınlığında, artan kaynak - gama kamera mesafesi ile LEHR kolimatör için % 0,19'dan (SDD = 5 cm) % 0,54'e (SDD = 25cm) ve LEGP kolimatör için % 0,35'den (SDD = 5 cm) % 0,97'ye (SDD = 25 cm) artmakta olup, bu eğilim literatür ile uyum içindedir [3,6]. Bu sonuç kaynağın gama kamerayı gördüğü katı açının, kaynak - gama kamera mesafesi ile 0,40 sr'dan (SDD = 5 cm) 0,14 sr'a (SDD = 25 cm) azalmasıyla açıklanabilir.



Şekil 41. LEGP kolimatör için 2 cm ve 18 cm'lik kaynak kalınlıklarında, kamera hassasiyeti (a, c) ve sayım veriminin (b, d) kaynak - gama kamera mesafelerine bağlı değişimi.

Şekil 41, LEGP kolimatör için 2 cm ve 18 cm'lik kaynak kalınlığında, kamera hassasiyeti ve sayım veriminin kaynak - gama kamera mesafesine bağlı değişimini göstermektedir. Buna göre, artan kaynak - gama kamera mesafesi ile sayım veriminin arttığı ancak kamera hassasiyetinin azaldığı görülmektedir.

5. TARTIŞMA

Hastanelerin Nükleer Tıp bölümlerinde hasta görüntülemesinde kullanılan gama kameraların rutin olarak kalite kontrol testleri yapılmaktadır. Homojenite, lineerite, kontrast, uniformite, sayım verimi ve hassasiyet gibi kameraya ait bazı karakteristik özellikler uluslararası standartlar tarafından önerilen kalite kontrol parametreleri arasında yer almaktadır. Bunlardan sayım verimi ve hassasiyet belirlenirken pratik olması açısından dedektörden belli bir uzaklığa yerleştirilmiş noktasal bir radyasyon kaynağı kullanılır. Gerçekte hastalar noktasal radyasyon kaynağı olmadıklarından bu çalışmada silindirik geometride homojen radyonüklit dağılımına sahip kaynak kullanılmıştır.

Gama kameranın sayım verimi ve hassasiyeti; 4 mCi aktiviteli ve 2-18 cm kalınlığında homojen ^{99m}Tc kaynağı ile LEGP ve LEHR kolimatörleri kullanılarak, kısa kaynak – dedektör mesafelerinde (5-25 cm) belirlenmiştir. Hesaplamalar asimetric pencere (133–153 keV) ve bu enerji aralığındaki sayımlar dikkate alınarak yapılmıştır. Saçılan radyasyon etkileri hem ^{99m}Tc enerji spektrumuna bağlı saçılma oranlarının analizi hem de sayım verimi ve hassasiyet grafikleri çizilerek değerlendirilmiştir.

Buna göre kaynak kalınlığının artmasıyla saçılma oranı değerlerinde artış gözlenmiştir. Bunun sebebi kaynak kalınlığı arttıkça kaynak içerisinde fotonların çoklu Compton saçılmasına uğrama olasılıklarının artması ve dolayısıyla gama kameraya ulaşan çoklu saçılmaya uğramış foton sayısının artması sonucu enerji spektrumunun saçılan foton enerji aralığında genişleme görülmesidir. Literatür incelendiğinde, Kojima ve ark. (1991) 10 cm'lik kaynak kalınlık artışının fotopik pozisyonunda 3 keV'lik bir kaymaya sebep olduğunu bildirmiştir. Çalışmada elde edilen enerji spektrumlarından, saçıcı materyal kalınlığı yani kaynak kalınlığı arttıkça fotopikte maksimum sayımın gözlendiği kanalın düşük enerjilere doğru kaydığı görülmektedir. Bu durum literatür ile uyum içindedir.

Gama kameranın hassasiyeti, kameranın gama radyasyonuna olan yanıtının güvenilirliğini ifade etmektedir ve gama kameranın genel performansının bir göstergesi olarak kullanılmaktadır. Çalışmada hesaplanan hassasiyet, kaynak kalınlığı arttıkça gama spektrumunda seçilen enerji penceresine düşen sayım hızının azalması nedeniyle kademeli olarak azalmıştır. Hassasiyet, kaynak - dedektör mesafesi arttıkça kaynağın gördüğü gama kamera yüzeyine bağlı katı açının ve dolayısıyla sayım hızının azalmasıyla bir miktar azalmıştır.

Sayım verimi, kolimatör eşliğinde gerçekleştirilen bir ölçümde dedektör tarafından birim zamanda kaydedilen sayımın birim zamanda dedektör yüzeyine ulaşan parçacık sayısına bölünmesiyle belirlenmektedir. Kaynak-dedektör yerleşiminin bir sonucu olarak karşılık bulan katı açı gama kameranın sayım veriminin hesaplanmasında gerekli bir faktördür. Araştırmada artan kaynak-dedektör mesafesine bağlı olarak katı açı azalmış ve dolayısıyla hesaplanan sayım verimi artmıştır. 5 cm kaynak-dedektör mesafesinde katı açı 0,40 iken, kaynak dedektör mesafesinin maksimum olduğu 25 cm’de ise katı açı 0,142’ye düşmüştür. Bu sonuç, kaynak-dedektör mesafesine bağlı olan katı açı faktörünün sayım verimini büyük oranda etkilediğini göstermiştir. Kaynak – dedektör mesafesinin artması sayım veriminin artmasına, kamera hassasiyetinin azalmasına neden olmaktadır.

Çalışmada LEHR ve LEGP olmak üzere iki farklı kolimatör kullanılmıştır. Saçılma oranı, kamera hassasiyeti ve sayım verimi her iki kolimatör ile belirlenmiş ve sonuçları değerlendirilmiştir. Kaynak kalınlıkları arttıkça (2 cm’den 18 cm’e) saçılma oranlarının LEHR kolimatör için 0,19’dan 4,52’ye, LEGP kolimatör için ise 0,27’den 4,62’ye yükseldiği görülmektedir. Her iki kolimatörde gözlenen sayım sayıları farklı bulunmuştur. LEGP kolimatörde gözlenen sayım sayılarının LEHR kolimatöre oranla daha fazla olması; LEGP kolimatörde delik çaplarının büyük, septa uzunluklarının kısa olmasından kaynaklanmaktadır.

Araştırma kapsamında kamera hassasiyetinin kaynak kalınlığına bağlı değişimleri LEHR ve LEGP kolimatörleri için ayrı ayrı incelenmiştir. Buna göre, kamera hassasiyetinin artan kaynak kalınlığı ile azalma eğiliminde olduğu görülmektedir. Kaynak kalınlığı 2 cm’den 18 cm’e artırıldığında kamera hassasiyetinin LEHR kolimatör için 55 sayım/ (sMBq)’ dan 24 sayım/ (sMBq)’ e azalırken, LEGP kolimatör için 98 sayım/ (sMBq)’ den 41 sayım/ (sMBq)’ e azaldığı saptanmıştır. Artan kaynak kalınlığı ile kamera hassasiyetinde gözlenen bu azalma eğilimi; gama spektrumunda seçilen enerji penceresine düşen sayım hızının azalması ile açıklanabilir.

Sayım veriminin kolimatör tipine göre değişimi incelenmiştir. Buna göre, 5 cm’lik kaynak - gama kamera mesafesi için sayım verimi artan kaynak kalınlığı ile LEHR kolimatör için, % 0,19’dan (2 cm kaynak kalınlığı) % 0,08’e (18 cm kaynak kalınlığı) ve LEGP kolimatör için % 0,35’den (2 cm kaynak kalınlığı) % 0,14’e (18 cm kaynak kalınlığı) azalmaktadır. Bu duruma, kaynak kalınlığı arttıkça fotonların enerji kaybetmesi ile gama kameraya ulaşan foton sayısının ve böylece sayım hızının azalması neden olmaktadır. 2 cm

lik kaynak kalınlığında, artan kaynak-dedektör mesafesi ile LEHR kolimatör için %0,19'dan (SDD= 5 cm) %54'e (SDD=25) ve LEGP kolimatör için %0,35'ten (SDD=5 cm) %0,97'ye (SDD=25 cm) artmakta olup, bu eğilim literatür ile uyum içindedir. Bu sonuç kaynağın gama kamerayı gördüğü katı açının azalması ile açıklanmıştır.

Yukarıda anlatılan bulgular ışığında, saçılma oranı, kamera hasssiyeti ve sayım veriminin kolimatör tipine bağlı olarak büyük oranda değiştiği sonucuna varılmıştır. Buna göre, kalite kontrol testlerinde ilgilenilen parametrelerin her kolimatör tipi için yapılması gerektiği anlaşılmaktadır.

Nükleer Tıp Bölümlerinde rutin hasta görüntülemelerinde, kısa kaynak - dedektör mesafeleri görüntü rezulasyonunun iyi olması için bir gerekliliktir. Literatürde geçen benzer çalışmaların aksine, bu çalışma kısa kaynak-dedektör mesafelerinde gerçekleştirilmiş olması bakımından bir ilk olmuş, bulgular literatüre katkı sağlamıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sayım verimi ve hassasiyet, nükleer tıpta görüntüleme uygulamalarında kullanılan gama kameraya ait iki karakteristik özelliktir. Sayım verimi ve hassasiyet belirlenirken pratik olması açısından detektörden belirli uzaklığa yerleştirilmiş noktasal bir radyasyon kaynağı kullanılır. Fakat gerçekte hasta ve noktasal radyasyon kaynağı aynı geometride olmadıklarından, bu yöntemin klinik uygunluk bakımından dezavantajı vardır. Bu çalışmada, bir gama kameranın sayım veriminin ve hassasiyetinin silindirik bir kaynak kullanılarak saptanması; artan kaynak kalınlığı ve kaynak- dedektör mesafesi ile bu parametrelerin değişimlerin incelenmesi amaçlanmıştır. Araştırmada LEHR ve LEGP kolimatörler kullanılmıştır.

Çalışmada, saçılma oranı değerleri artan kaynak kalınlığı ile artmıştır. Hesaplanan kamera hassasiyeti, kaynak kalınlığı ve kaynak - dedektör mesafesinin artmasıyla azalan bir eğilim göstermiştir. Sayım verimi, kaynak kalınlığının artmasıyla azalmış ve kaynak-dedektör mesafesinin artmasıyla artmıştır. Kaynak - dedektör mesafesinin artması ile sayım veriminin arttığı, kamera hassasiyetinin azaldığı gözlenmiştir.

Araştırmanın sonuçlarına bakıldığında, kullanılan kolimatör tipinin saçılma oranı, kamera hassasiyeti ve sayım verimi parametrelerini etkilediği görülmüştür. Buna göre, kalite kontrol testlerinde ilgilenilen parametrelerin her kolimatör tipi için ayrı ayrı belirlenmesi gerektiği anlaşılmaktadır.

Literatürde benzer çalışmalar incelendiğinde, kaynak-dedektör mesafelerinin uzun tutulduğu görülmektedir. Ancak Nükleer Tıp Bölümlerinde rutin hasta görüntülemelerinde, kısa kaynak - dedektör mesafeleri görüntü rezulasyonunun iyi olması için bir gerekliliktir. Araştırmada, kaynak-dedektör mesafesine bağlı olan katı açı faktörünün sayım verimini büyük oranda etkilediğini göstermiştir. Kaynak – dedektör mesafesinin artması sayım veriminin artmasına, kamera hassasiyetinin azalmasına neden olmaktadır. Bu bakımdan, ilgilenilen gama kamera parametreleri incelenirken kaynak-dedektör mesafelerinin kısa tutulması daha gerçekçi sonuçların bulunması bakımından önem teşkil etmektedir.

Çalışmada, kaynak kalınlığının artmasıyla saçılma oranı değerlerinin arttığı, hassasiyet ve sayım veriminin azaldığı görülmüştür. Buna göre, rutin uygulamalarda gama kamera

parametreleri belirlenirken pratik olması açısından noktasal radyasyon kaynaklarının kullanılmasının doğru bir yaklaşım olmadığı görülmektedir. Bu anlamda, saçılma etkilerinin ez aza indirilmesi bakımından hastaya özdeş fantomlar kullanılarak dedektör parametrelerinin incelenmesinin daha uygun olacağı açıktır.



7. KAYNAKLAR

- [1] Report 66, 1992. IPSM.
- [2] NU 1-1994, 1994. NEMA.
- [3] Rodrigues M, Galiano E. Experimental determination of the extrinsic sensitivity and counting efficiency of a nuclear gamma camera using a homogeneous circular planar source. Appl. Radiat. Isot. 65, 2007; 114-119.
- [4] Santos J.A.M, Sarmiento, S, Alves P, Torres M.C, Bastos A.L, Ponte F. Single-acquisition method for simultaneous determination of extrinsic gamma-camera sensitivity and spatial resolution. Appl. Radiat. Isot. 66, 2008; 44-49.
- [5] Elkamhawy A.A, Rothenbach J.R , Damaraju S , Badruddin S.M. Intrinsic uniformity and relative sensitivity quality control tests for single-head gamma cameras.J. Nucl.Med. Technol. 28, 2000; 252-256.
- [6] Elshemey W.M, Ghoneim M.A, Khader M.H. Scattered radiation effects on the extrinsic sensitivity and counting efficiency of a gamma camera. Appl. Radiat. Isot. 77, 2013; 18-22.
- [7] Tsoufanidis N. Measurement and Detection of Radiation. Second edition.Taylor and Francis, Washington DC, 1983; 268-276.
- [8] Aguiar J.C, Galiano E. Theoretical estimates of the solid angle subtended by a dual diaphragm-detector assembly for alpha sources. Appl. Radiat. Isot. 61, 2004; 1349-1351.
- [9] Knoll G.F. Radiation Detection and Measurement. Third edition, Wiley, New York ,2000; 116-118.
- [10] Powsner R.A, Powsner E.R. Essential Nuclear Medicine Physics, Second Edition, Australia, 2006; 20-74.
- [11] Cherry S.R, Sorenson J.A, Phelps M.E. Physics in Nuclear Medicine, Fourth Edition, Philadelphia, 2012; 74-77.
- [12] Erim E. Myokard Perfüzyon Spect Görüntülemesi Sırasında Farklı Yönlerdeki Hasta Hareketinin Görüntüye Etkisinin Kardiyak Fantom İle İncelenmesi. Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2012.
- [13] Kojima A, Matsumoto M, Takahashi M. Experimental analysis of scattered photons in ^{99m}Tc imaging with a gamma camera. Ann. Nucl. Med. 5, 1991; 139-144.
- [14] Haliloğlu Ç.R, Karadeniz Ö, Durak H. A study on the extrinsic sensitivity and counting efficiency of a gamma camera for a cylindrical source and a rectangular detector. Appl. Radiat. Isot.130, 2017; 218-223.

- [15] Ghoneim M.A, Khedr M.H, Elshemey W.M. Geometrical parameters and scattered radiation effects on the extrinsic sensitivity and counting efficiency of a rectangular gamma camera. *Appl. Radiat. Isot.* 118, 2016; 131-135.
- [16] Karadeniz Ö, Vurmaz S. Experimental investigation on the photopeak efficiency of a coaxial high purity germanium detector for different geometries. *J. Basic Clin. Health Sci.* 1, 2017; 18-22.
- [17] Favorite J.A. The solid angle (geometry factor) for a spherical surface source and an arbitrary detector aperture. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* 813, 2001; 29-35.



ÖZGEÇMİŞ



1. GENEL

DÜZENLEME TARİHİ	16.04.2018		
T.C. KİMLİK NO	16973374628		
ÜNVANI ADI SOYADI	Rukiye ÇAKIR HALİLOĞLU		
YAZIŞMA ADRESİ	Fatih mahallesi, Sanayi caddesi, 14/4 Armis 2 Sitesi D blok Daire 9; Sarnıç-Gaziemir		
DOĞUM YILI	28.08.1989 / İZMİR-KONAK		
TEL	-	GSM1	0536 2353993
E-POSTA	rukiye1146@gmail.com rukiye.cakir@ogr.deu.edu.tr	GSM2	-

2. EĞİTİM

MEZUNİYET TARİHİ	DERECE	ÜNİVERSİTE-FAKÜLTE-BÖLÜM/ANABİLİM DALI
2004-2008	Lise	İzmir Atatürk Lisesi (Fen-Matematik)
2008-2013	Ön lisans	Eskişehir Anadolu Üniversitesi Açıköğretim Fakültesi, Dış Ticaret Bölümü
2008 - 2013	Lisans	Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü
2013- 2018	Yüksek Lisans	Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü/Medikal Fizik Anabilim Dalı

3. PROJE DENEYİMİ

PROJE ADI	KURUM	BÜTÇE	TARİH	GÖREV	PROJE TÜRÜ	ARDE B NO
Orman Topraklarında ^{137}Cs radyonüklitinden kaynaklanan karasal gama doz hızı tahmini	Dokuz Eylül Üniversitesi	1,500	Eylül 2012- Haziran 2013	Yürütücü	TÜBİTAK - BİDEB	

4. SCI, SSCI, AHCI İNDEKSLERİNE GİREN DERGİLERDE YAYINLANAN MAKALELER

1. Özlem Karadeniz, Hidayet Karakurt, **Rukiye Çakır**, Fatih Çoban, Emir Büyükok, Cüneyt Akal. Persistence of ^{137}Cs in the litter layers of forest soil horizons of Mount IDA/Kazdağı, Turkey. Journal of Environmental Radioactivity. 139, 2015; 125-134.
2. Özlem Karadeniz, **Rukiye Çakır**, Hidayet Karakurt. Estimation of vertical migration velocity of ^{137}Cs in the Mount IDA /Kazdağı, Turkey. Journal of Environmental Radioactivity. 146, 2015; 27-34.
3. **Rukiye Çakır Haliloğlu**, Özlem Karadeniz, Hatice Durak. A study on the extrinsic sensitivity and counting efficiency of a gamma camera for a cylindrical source and a rectangular detector. Applied Radiation and Isotopes. 130, 2017; 218-223.

5. ULUSLARARASI BİLİM KURULUŞLARI TARAFINDAN DÜZENLENEN TOPLANTILARDA SUNULMUŞ BİLDİRİ YAYINLARI

1. **Rukiye Çakır Haliloğlu**, Özlem Karadeniz, “Estimation of External Gamma Radiation Dose for ^{137}Cs in the Mount IDA /Kazdağı, Turkey” Third International Conference on Radiation and Applications in Various Fields of Research, Sırbistan, Haziran 2015.
2. Hidayet Karakurt, Özlem Karadeniz, **Rukiye Çakır**, Fatih Çoban, "Radiocesium Concentrations in Forest Soils of Mount Ida in Turkey", Eurosoil 2016, İstanbul, Ekim 2016.

6. ULUSAL BİLİM KURULUŞLARI TARAFINDAN DÜZENLENEN TOPLANTILARDA SUNULMUŞ BİLDİRİ YAYINLARI

1. **Rukiye Çakır**, Özlem Karadeniz, “Orman Topraklarında ^{137}Cs radyonüklitinden kaynaklanan karasal gama doz hızı tahmini” Sözel sunum. II. İzmir Genç Fizikçiler Kongresi (GEFİK-2013), 8-10 Temmuz 2013; İzmir.
2. **Rukiye Çakır Haliloğlu**, Özlem Karadeniz, “Orman Topraklarında ^{137}Cs radyonüklitinden kaynaklanan karasal gama doz hızı tahmini” Sözel sunum. 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs 2015; Trabzon.
3. **Rukiye Çakır Haliloğlu**, Ayşegül Yurt, İsmail Özsoykal, Gizem Şişman, Emel Ada “Nöroanjiyo Bilgisayarlı Tomografi uygulamalarında Otomatik tüp akımı modülasyonu kullanımının hasta dozu ve görüntü kalitesi üzerine etkileri” Sözel Sunum. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs 2015; Trabzon.
4. İsmail Özsoykal, Ayşegül Yurt, **Rukiye Çakır**, Gizem Şişman, Funda Obuz “Bilgisayarlı Tomografiyle yapılan çift fazlı abdomen incelemelerinde otomatik tüp akımı modülasyonu kullanımının hasta dozu ve görüntü kalitesi üzerine etkileri” Sözel Sunum. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs 2015; Trabzon.
5. **Rukiye Çakır Haliloğlu**, Özlem Karadeniz, “Orman Topraklarında ^{137}Cs radyonüklitinden kaynaklanan karasal gama doz hızı tahmini” Sözel sunum. XI. Ulusal Nükleer Bilimler ve Teknolojileri, 12-14 Ekim 2016; Kuşadası, İzmir.
6. **Rukiye Çakır Haliloğlu**, Özlem Karadeniz, Hatice Durak , “Saçılan Radyasyonun Gama kameranın sayım verimi ve hassasiyeti üzerine etkilerinin incelenmesi” Sözel sunum. 16. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 28-30 Ekim 2017; Antalya.

7. ULUSLARARASI MESLEKİ VE BİLİMSEL ETKİNLİKLERDE GÖREV VE KATILIM

2. Foreign Trade, organised by Rodos Training, April 6, 2013; İzmir.
3. E-Trade, organised by Rodos Training, April 6, 2013; İzmir.
4. 3rd Turkish Crystallographic Meeting, 7-9 June 2012; İzmir.
5. Turkish Physical Society 28th International Physics Congress, 6-9 Eylül 2011; Bodrum.

8. ULUSAL MESLEKİ VE BİLİMSEL ETKİNLİKLERDE GÖREV VE KATILIM

1. “ IAEA TRS-398 Absorbe Doz Protokolü” kursu, 24 Mart 2018; Ege Üniversitesi.
2. PTW Dozimetrik Sistemleri Kullanıcı Tecrübeleri Toplantısı, 04.04.2015; Acıbadem Maslak Hastanesi Radyasyon Onkolojisi.
3. Radyoterapi Teknikerleri Derneği Eğitim Semineri-4, 22 Kasım 2014; Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı.
4. Medikal Fizik Derneği “Proton Terapi Teknikleri, Radyobiolojisi ve Dozimetrisi” eğitim toplantısı, 2014; Ankara.
5. Radyoterapi Teknikerliği Eğitim Semineri – IV, Dokuz Eylül Üniversitesi, 2014; İzmir.
6. İş Sağlığı ve Güvenliğinde Radyasyondan Korunmanın Yeri ve Önemi, Akdeniz Üniversitesi, 2014; Antalya.
7. II. Genç Fizikçiler Kongresi, Dokuz Eylül Üniversitesi, 2013; İzmir.
8. 8. Ulusal Fizik Öğrencileri Kongresi, Sakarya Üniversitesi, 2012; Sakarya.
9. İstanbul Üniversitesi 2. Fizik Çalıştayı, 2012; İstanbul.
10. XIII. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 2011; İzmir.
11. İstanbul Üniversitesi 1. Fizik Çalıştayı, 2011; İstanbul.
12. Foreign Trade, organised by Asko Kariyer, 2010; İzmir.
13. Windows 7 eğitim programı, Bilge Adam; 2010; İzmir.
14. Foreign Trade & e-Commerce with Online Application ,organised by Asko Kariyer; 2009; İzmir.

9. SERTİFİKALAR

1. Yabancı Dil Yeterlik Sertifikası, Dokuz Eylül Üniversitesi Yabancı Diller Yüksekokulu, 2009.
2. Pedagojik Formasyon Sertifikası, Dokuz Eylül Üniversitesi Buca Eğitim Fakültesi, 2014.
3. Tehlikeli madde güvenlik danışmanlığı, Ege Gökmen Eğitim ve danışmanlık hizmetleri, 22.09.2015.
4. İlk yardım eğitimi ve Eğiticinin eğitimi sertifikası, Milli Eğitim Bakanlığı İzmir Menderes Halk Eğitim merkezi, 03.05.2017- 05.05.2017.

10. STAJLAR

1. MOSİ tekstil ihracat bölümü ihracat sorumlusu, 2009-2010.
2. Ege üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 2011-2012.
3. Dokuz Eylül üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı, 2011-2012.
4. Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi, 2014-2015.
5. Dokuz Eylül Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı, 2014-2015.
6. Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı, 2014-2015.

11. ÖDÜLLER

1. Remzi Doğan ilköğretim okulu Okul ve Sınıf birinciliği,
2. İzmir Atatürk Lisesi 2004-2005 öğretim yılı Onur Belgesi,
3. İzmir Atatürk Lisesi 2007-2008 öğretim yılı Onur belgesi,
4. Sarnıç Üniversiteler ve Gençler Topluluğu 2008-2009 Eğitim-Öğretim yılı Teşekkür Belgesi

12. KATILDIĞI GÖREVLER

1. Sarnıç Üniversiteler ve gençler topluluğu eğitim sorumlusu ve öğretmenlik (fizik, fen bilgisi) (Eylül 2008 –Ekim 2009)

13. KULLANDIĞIM CİHAZLAR VE PLANLAMA SİSTEMLERİ:

<u>Cihaz</u>	<u>Planlama Sistemi</u>
1.Siemens Primus Linac	Nucletron Oncentra Masterplan
2.Varian Trilogy(Rapidarc)	Eclipse
3.Microselectron	Brakiterapi Plato 13.7 (Nucletron)

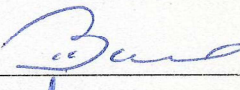
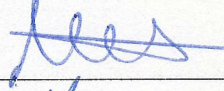
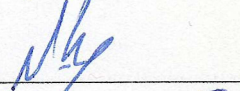
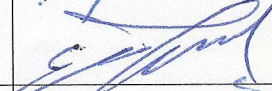
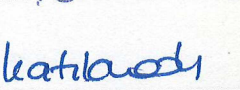
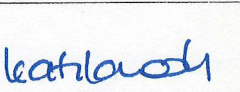
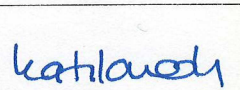
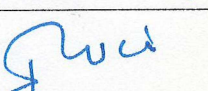
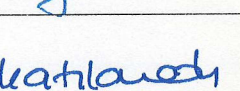
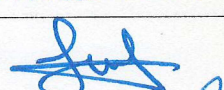
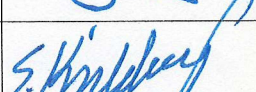
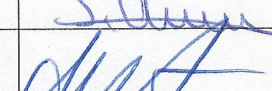
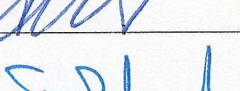
14. Bildiğim Yabancı Diller:

İngilizce: İleri seviye

Almanca: Orta Seviye

Bulgarca: Başlangıç seviyesi

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2015/05-21	Tarih: 19.02.2015
	Doç.Dr.Özlem KARADENİZ'in sorumlusu olduğu "Saçılan Radyasyonun Gama Kameranın Sayım Verimine Etkisinin İncelenmesi " isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ahmet Turan IŞIK	Geriatri	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Şeyda Seren İNTEPELER	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
AÇIK ADRES	GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
TELEFON	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
FAKS	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	1950-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Saçılan Radyasyonun Gama Kameranın Sayım Verimine Etkisinin İncelenmesi
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Doç.Dr.Özlem KARADENİZ DEU Fen Fakültesi Fizik Bölümü
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2018/12-44	Tarih: 17.05.2018
	Doç.Dr.Özlem KARADENİZ'in sorumlusu olduğu "Saçılan Radyasyonun Gama Kameranın Sayım Verimine Etkisinin İncelenmesi" isimli klinik araştırmaya ait 07.05.2018 tarihli araştırıcı dilekçesine ilişkin olarak; -Çalışma adının "Gama Kameranın Hassasiyet ve Sayım Veriminin Silindirik Kaynak Geometrisinde İncelenmesi" olarak değiştirilmesi ile ilgili belge incelenerek bilgi edinilmiş ve uygun bulunmuştur.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılanadı
Prof.Dr.Gül ERGÖR (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	gülgör
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılanadı
Prof.Dr. Mehmet Refik MAS	Geriatri	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılanadı
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Özkütük
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılanadı
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Katılanadı
Prof.Dr.Sülen SARIOĞLU	Patoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D	Kadın	E ☐	H ☒	Katılanadı
Prof.Dr.Bilge KARA	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	Katılanadı
Prof.Dr.Ayhan ABACI	Pediyatrik Endokrinoloji ve Metabolizma Hastalıkları	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılanadı
Doç.Dr.M.Aylin ARICI	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılanadı
Doç.Dr.Murat BEKTAŞ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	DEU Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E ☐	H ☒	Katılanadı
Doç.Dr.Yasemin SOYSAL	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Moleküler Tıp Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılanadı
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	Katılanadı
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	Katılanadı

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUNUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
AÇIK ADRES	GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
TELEFON	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
FAKS	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
E-POSTA	0 232 412 22 43
	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	1950-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Saçılan Radyasyonun Gama Kameranın Sayım Verimine Etkisinin İncelenmesi
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Doç.Dr.Özlem KARADENİZ DEU Fen Fakültesi Fizik Bölümü
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	Araştırmacı dilekçesi	07.05.2018		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐