

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



SİNTİLASYON NaI(Tl) VE YARI İLETKEN CdZnTe DEDEKTÖRLÜ
GAMA KAMERALARIN PERFORMANS KARAKTERİSTİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Armağan AYDIN

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Programı

Ekim, 2020

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



SİNTİLASYON NaI(Tl) VE YARI İLETKEN CdZnTe DEDEKTÖRLÜ
GAMA KAMERALARIN PERFORMANS KARAKTERİSTİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Armağan AYDIN
(Y1716.020007)

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Füsun ÇETİN

Tez Eş Danışmanı: Prof. Dr. Mustafa DEMİR

Ekim, 2020

ONUR SÖZÜ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “Sintilasyon NaI(Tl) ve yarı iletken CdZnTe dedektörlü Gama Kameraların Performans Karakteristiklerinin Karşılaştırılması.” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Bibliyografya da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim (01/10/2020).

Armağan AYDIN

ÖNSÖZ

Yüksek lisansa başladığım ilk günden, tezimi tamamladığım güne kadar, iş yoğunluğunun fazla olmasına rağmen, büyük bir özveri göstererek bana desteğini esirgemeyen, tez danışmanım, Sayın, Dr. Öğr. Üyesi Füsun ÇETİN'e teşekkür ederim. Nükleer tıp alanını bana tanıtan, bu alanda çalışmama neden olan, örnek aldığım, tezimin deneysel çalışmaları sırasında bana destek olan, ikinci tez danışmanım, Sayın, Prof. Dr. Mustafa DEMİR'e, Yüksek lisans süresi boyunca, her zaman yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, sevgili eşime, canım anneme teşekkür ederim.

Rahmetli Babam Turan AYDIN'a ithaf ediyorum.

Ekim 2020

Armağan AYDIN

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	iii
ONUR SÖZÜ	v
ÖNSÖZ	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ	xv
ŞEKİLLER LİSTESİ	xvii
ÖZET	xxi
ABSTRACT	xxiii
I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER	5
A.Radyasyon.....	5
1. İyonlaştırıcı Radyasyon.....	5
a. Parçacık radyasyonu	5
b. Dalga (elektromanyetik) tipi radyasyon	6
2. İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon	7
a. Radyo dalgaları.....	8
b. Mikro dalgaları	8
c. Kızılötesi dalgaları.....	8
d. Görünür ışık dalgaları	8
B. Radyasyonun Maddelerle Etkileşimi	9
1. Yüklü Parçacıkların Maddelerle Etkileşimi	9
2. Yüksek Enerjili Fotonların Maddelerle Etkileşimi	9
a. Koherent saçılma	10
b. Fotoelektrik etki.....	10
c. Compton olayı	12
d. Çift oluşumu	13
e. Fotodezentegrasyon	15

III. NÜKLEER TIP	17
A. Nükleer Tıp Tarihiçe	17
1. Nükleer Tıp Görüntüleme.....	17
IV. GAMA KAMERA.....	19
A. Gama Kamera Sistemi ve İşleyişi	19
B. Kolimatör	21
1. Pin Hole Kolimatör.....	22
2. Paralel Hole Kolimatör.....	22
3. Konverjan Hole Kolimatör	23
4. Diverjan Hole Kolimatör.....	23
5. Kolimatör Hassaslığı	24
6. Kolimatör Rezolüsyonu.....	24
a. Düşük enerjili çok amaçlı kolimatörler (LEGP)	24
b. Düşük enerjili yüksek rezolasyonlu kolimatörler (LEHR)	24
c. Yüksek ve orta enerji kolimatörler.....	25
C. Sintilasyon Kristali.....	25
1. Işık Yönlendirici Tabaka	27
2. Foton Çoğaltıcı Tüpler (PMT).....	27
3. Elektronik Devreler	29
V. TEK FOTON EMİSYON BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİSİ (SINGLE PHOTON EMISSION TOMOGRAPHY, SPECT).....	31
VI. GAMA KAMERALARIN ÇALIŞMA PERFORMANSINI ETKİLEYEN KARAKTERİSTİKLER.....	33
A. Enerji Rezolüsyonu (% FWHM-Full Width at Half Maximum)	33
B. Uzaysal Rezolüsyon (Ayırma Gücü- FWHM).....	35
C. Lineerite	36
D. Sistem Hassasiyeti (Verim).....	36
E. Homojenite	37
F. Sayım Hızı	37
VII. SİNTİLASYON NaI(Tl) DEDEKTÖRLERİ.....	39
VIII. YARI İLETKEN KADMİYUM ÇİNKO TELLÜR (CdZnTe) DEDEKTÖRLERİ.....	39
IX. MATERYAL VE YÖNTEM.....	45
A. Gama Kameralar	45
B. Deney Materyelleri, Fantomlar ve Radyonüklid Aktiviteleri	46
1. Teknesyum(^{99m} Tc).....	46
2. Kapiller Tüp ve Petri Kabı	47
C. Görüntüleme Teknikleri	48

D. Görüntü Kantifikasyonları	49
X. BULGULAR	51
A. Enerji Rezolüsyonu ve Uzaysal Rezolüsyon	51
1. GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamera	51
2. GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamera	66
B. Lineerite	80
C. Sensitivite.....	81
XI. TARTIŞMA VE SONUÇ	85
A. Tartışma	85
B. Sonuç.....	86
XII. KAYNAKLAR.....	89
ÖZGEÇMİŞ.....	95

KISALTMALAR

CdZnTe	: KadmiyumÇinkoTellür
CFOV	: Merkezi Görüş Alanı
CZT	: Yarı İletken Dedektörlü Gama Kamera
FFOV	: Tam Görüş Alanı
FWHM	: Maksimum Yüksekliğin Yarı Değerindeki Genişlik
FWTM	: Maksimum Yüksekliğin Onda bir Değerindeki Genişlik
GFOV	: Geometrik Görüş Alanı
GHz	: Giga Hertz
IAEA	: Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı
LEGP	: Düşük Enerjili Çok Amaçlı Kolimatörler
LEHR	: Düşük Enerjili Yüksek Rezülasyonlu Kolimatörler
LSF	: Çizgisel Dağılım Fonksiyonu
NaI(Tl)	: Sodyumİyodür(Talyum)
NEMA	: Elektrikli Cihazlar İçin Teknik Uluslararası Standartlar
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
PHA	: Sinyal Yükseklik Analizörü
PMT	: Foton Çoğaltıcı Tüp
PSF	: Noktasal dağılım Fonksiyonu
ROI	: Belirli Bölgedeki Aktivite
SPECT	: Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi
UFOV	: Faydalı Görüş Alanı

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 7. 1 Bazı İnorganik Sintilatörler ve özellikleri.....	40
Çizelge 8. 1 CdZnTe kristalinin karakteristik özellikleri.....	42
Çizelge 9. 1 GE marka Discovery NM 530c model ve GE marka Tandem Discovery 630 marka, gama kameraların özellikleri.....	45
Çizelge 10. 1 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek net aktivite değerine sahip(32,33 μ Ci) kaynağa ait, sayım – konum değerleri.....	52
Çizelge 10. 2 En yüksek aktiviteli kapiller tüpe ait özellikler	56
Çizelge.10. 3 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 21,89 μ Ci net aktiviteli kaynağa ait, sayım – konum değerleri.....	56
Çizelge 10. 4 2. Kapiller tüpe ait özellikler	60
Çizelge 10. 5 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktiviteli (9,49 μ Ci) kaynağa ait, sayım – konum değerleri	61
Çizelge 10. 6 En az aktiviteli kapiller tüpe ait özellikler	65
Çizelge 10. 7 Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kameranın uzaysal rezolüsyonu (mm) ve % enerji rezolüsyon değerleri	65
Çizelge 10. 8 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktivite değerine sahip (11,77 μ Ci) kaynağa ait, sayım – konum değerleri.....	67
Çizelge 10. 9 En az aktiviteli kapiller tüpe ait özellikler.....	72
Çizelge 10. 10 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 24.84 μ Ci net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum değerleri.....	72

Çizelge 10. 11 2. kapiller tüpe ait özellikler.....	74
Çizelge 10. 12 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek 37.28 μ Ci net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum değerleri.....	75
Çizelge 10. 13 En yüksek net aktiviteye sahip kapiller tüpe ait özellikler.....	79
Çizelge 10. 14 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kameranın uzaysal rezolüsyonu (mm) ve % enerji rezolüsyon değerleri	79
Çizelge 10. 15 Discovery Tandem 630 model NaI(Tl) sintilasyon dedektörlü gama kamerada aktivitelere göre toplam sayım miktarları	80
Çizelge 10. 16 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada aktivitelere göre toplam sayım miktarları	81
Çizelge 10. 17 Discovery Tandem 630 model NaI(Tl) sintilasyon dedektörlü gama kameranın sensitivite değeri	82
Çizelge 10. 18 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kameranın sensitivite değeri	83

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2. 1 Radyasyon çeşitleri	4
Şekil 2. 2 X ışını Tüpü	6
Şekil 2. 3 Elektromanyetik spektrum	7
Şekil 2. 4 Fotonların ortam içerisinden geçerken azalması.....	9
Şekil 2. 5 Koherent saçılma olayının şematik gösterimi.....	10
Şekil 2. 6 Fotoelektrik olayın şematik gösterimi	12
Şekil 2. 7 Compton olayının şematik gösterimi	13
Şekil 2. 8 Çift oluşumu olayının şematik gösterimi.....	14
Şekil 2. 9 Yok olma olayının şematik gösterimi	15
Şekil 2. 10 Fotodizentegrasyon olayının şematik gösterimi	15
Şekil 4. 1 Gama kamerada görüntü oluşumunun gösterimi	20
Şekil 4. 2 Septalara paralel gelen ışınların dedektöre geçişinin gösterimi.....	21
Şekil 4. 3 Pin hole kolimatörde görüntü oluşumunun gösterimi.....	22
Şekil 4. 4 Paralel hole kolimatörde görüntü oluşumunun gösterimi	22
Şekil 4. 5 Konverjan hole kolimatörde görüntü oluşumunun gösterimi	23
Şekil 4. 6 Diverjan hole kolimatörde görüntü oluşumunun gösterimi	23
Şekil 4. 7 NaI(Tl) Kristalinin Kesitsel Görüntüsü	25
Şekil 4. 8 Foton çoğaltıcı tüpün zayıf sintilasyon ışığını kuvvetlendirmesi	28
Şekil 4. 9 Çeşitli Ebatlarda PMT'ler	28
Şekil 4. 10 Modern gama kamerada elektronik dönüşümler.....	29
Şekil 6. 1 FWHM Grafikte gösterimi.....	34
Şekil 6. 2 ¹³⁷ Cs 'a ait gama enerji spektrumu	35
Şekil 6. 3 FWHM(A-B), FWTM(C-D) ve Pik noktasının merkezi(E) (onda bir yükseklikteki genişlik) fotopikte gösterimi	36
Şekil 7. 1 Sintilasyon Mekanizması	40

Şekil 8. 1 İletken, yarıiletken ve iletken maddeler için enerji bant yapıları.....	43
Şekil 9. 1 GE Marka ve Tandem Discovery NM630 Çift Dedektörlü SPECT	46
Şekil 9. 2 GE Marka ve Discovery NM530 CdZnTe Yarı iletken Dedektörlü SPECT	46
Şekil 9. 3 Kapiller tüpler, araları 4'er cm olacak şekilde birbirlerine paraleller	48
Şekil 9. 4 Petri kabı	48
Şekil 10. 1 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada kapiller tüplerin çekimi, (B) ekranda kesitsel görüntülerin gösterimi	51
Şekil 10. 2 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada kapiller tüpün farklı düzlemsel kesit görüntülerdeki. (A) Uzun eksen (Koronal) kesit (B) Kısa eksen (axial) kesit (C) Uzun eksen (sagittal) kesiti. Dış konturlar ROI çizimleridir.....	52
Şekil 10. 3 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek net aktivite değerine sahip(32,33 μ Ci) kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği	55
Şekil 10. 4 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 21.89 μ Ci net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği... ..	60
Şekil 10. 5 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktivite(9,49 μ Ci) değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği	65
Şekil 10. 6 Çizgisel kaynakların (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada çekimi. (A) Bilgisayar ekranında çizgisel kaynakların kesitsel görünümü (B) Gama kamerada çizgisel kaynakların konumu.	66
Şekil 10. 7 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada kapiller tüpün farklı düzlemsel kesit görüntüleri.	67
Şekil 10. 8 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktivite(11,77 μ Ci) değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği.. ..	71

Şekil 10. 9 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 24.84 μ Ci değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği	74
Şekil 10. 10 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en çok net aktivite(37.28 μ Ci) değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği	79
Şekil 10. 11 Discovery Tandem 630 model NaI(Tl) sintilasyon dedektörlü gama kameranın sayım-aktivite lineerite grafiği.	80
Şekil 10. 12 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kameranın sayım-aktivite lineerite grafiği.	81
Şekil 10. 13 (A) Ekranda petri kabındaki aktiviteye bağlı sayımlar, (B)Discovery Tandem 630 model NaI(Tl) sintilasyon dedektörlü gama kamerada Petri kabı ile gerçekleştirilen çekim.....	82
Şekil 10. 14 (A) Ekranda petri kabındaki aktiviteye bağlı sayımlar, (B) GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada Petri kabı ile gerçekleştirilen çekim	83

SİNTİLASYON NaI(Tl) VE YARI İLETKEN CdZnTe DEDEKTÖRLÜ GAMA KAMERALARIN PERFORMANS KARAKTERİSTİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Nükleer Tıp görüntüleme teknikleri, başta Onkoloji ve Kardiyoloji olmak üzere bir çok klinik alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografisi (SPECT) ve Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) bu alanda kullanılan temel görüntüleme yöntemleridir. Nükleer tıpta kullanılan görüntüleme sistemlerinin başında, düzlemsel görüntüleme ve SPECT yapabilen Gama Kameralar yer almaktadır. Gama Kameralar tek başına (SPECT) veya hibrid sistemlerde Bilgisayarlı Tomografi ve PET cihazlarıyla birlikte (SPECT/BT, SPECT/PET) yaygın olarak kullanılmaktadır. Hedef organ tarafından tutulan radyofarmasötikler radyasyon dedektörlerinin algılayabileceği γ -ışınları yaymakta ve Gama kamera dedektörü yardımıyla radyofarmasötüğün dokulardaki konuma ve zamana bağlı dağılımı belirlenmektedir. Bu radyoaktif dağılıma ilişkin farklı doğrultularda alınan projeksiyonlar bilgisayar ortamında üç boyutlu görüntülere dönüştürülebilmekte; düzlemsel ya da kesitsel, statik ya da dinamik görüntüler elde edilebilmektedir. . Gama Kamera performansını betimleyen en önemli karakteristikler uzaysal çözünürlük, lineerite, enerji çözünürlüğü, dedektör verimi (sensitivitesi) ve sayım hızı performansdır. Gama Kamera performansı dedektörün performansına güçlü bir biçimde bağlı olduğundan dedektörün türü ve özellikleri görüntü kalitesi ni önemli ölçüde etkilemektedir.

Konvansiyonel Gama Kameralarda ağırlıklı olarak Talyum katkılı Sodyum İyodur NaI(Tl) sintilasyon dedektörler kullanılmaktadır. Ancak son yıllarda yarıiletken dedektör teknolojisindeki gelişmelerin sonucu olarak enerji rezolüsyonu, uzaysal rezolüsyonu ve hassasiyeti daha yüksek olan CdTe ve CdZnTe gibi

yarıiletkenlerin dedektör malzemesi olarak kullanıldığı yarıiletken dedektörlü Gama kameralar sintilasyon krietalli Gama kameralara göre alternatif olarak belirmiştir. Artık yarı iletken dedektörlü gama kameraların da görüntüleme merkezlerinde kullanımı artmaktadır. Bu çalışmada , İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan CdZnTe yarıiletken dedektörlü gama kamera ile NaI (TI) sintilasyon dedektörlü gama kameraların enerji rezolüsyonu, uzaysal rezolüsyonu, verimi ve lineeritesi gibi temel performans karakteristikleri 140 keV Tc-99m radyoizotopu kullanılarak belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar kullanılarak yarıiletken ve sintilasyon dedektörlü gama kameraların performans karşılaştırması yapılmıştır. Sonuçlar yarı iletken dedektörlü gama kameraların sintilasyon dedektörlü gama kameralara göre özellikle yüksek uzaysal rezolüsyon ve enerji rezolüsyonu sağladığı, aynı zamanda sayım hassasiyetinin de yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlar literatürde elde edilen sonuçlarla uyum içerisindedir.

Anahtar Kelimeler: Gama kamera, yarıiletken dedektör, CdZnTe, enerji rezolüsyonu, uzaysal rezolüsyon

PERFORMANCE COMPARISON OF GAMMA CAMERAS OF SEMICONDUCTOR CdZnTe AND SCINTILATOR NaI(Tl) DETECTORS

ABSTRACT

Nuclear Medicine imaging techniques are widely used in various clinical areas, especially in Oncology and Cardiology. Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) and Positron Emission Tomography (PET) are main imaging methods used in this area. Gamma cameras capable of planer imaging and SPECT are major imaging system used in Nuclear Medicine. Gamma Cameras are widely used as single (SPECT) or together with Computed Tomography and PET devices (SPECT / CT, SPECT / PET) in hybrid systems. Radiopharmaceuticals localized in the target organ emit γ -rays that can be detected by radiation detectors and the distribution of the radiopharmaceutical in the tissues is determined by means of gamma camera detector depending on the location and time. Projections taken in different directions is converted to three-dimensional images in computer environment. Planar or cross-sectional, static or dynamic images can be obtained by using these radioactivity distributions.

The most important characteristics describing Gamma Camera performance are spatial resolution, linearity, energy resolution, detector efficiency (sensitivity) and count rate performance. Since gamma camera performance is strongly dependent on detector performance, detector type and characteristics strongly affect the image quality. Conventional Gamma Cameras mostly use NaI (Tl) scintillation detectors. As a result of the developments in semiconductor detector technology in recent years, gamma cameras with CdTe or CdZnTe semiconductor detectors having higher energy resolution, spatial resolution and sensitivity, have emerged as an alternative to gamma cameras with scintillation detector. Currently, use of semiconductor gamma cameras in imaging centers is rapidly increasing.

In this study, main performance characteristics such as energy resolution, spatial resolution, efficiency and linearity are determined for two different type gamma cameras with CdZnTe semiconductor detector and NaI (Tl) scintillation detector at the Department of Nuclear Medicine of Istanbul University Medicine Faculty by using Tc-99m radioisotope with 140 keV energy. By examining obtained results, performances of gamma cameras with CdZnTe semiconductor dedector and the gamma camera with NAI(Tl) scintillation detector are compared. It is seen that the gama camera with CdZnTe semiconductor have higher spatial and energy resolutions and higher detector sensivity compared to the gama camera with NaI (Tl) scintillation detector. These results are in agreement with the results in the literature.

Key words: Gamma camera, semiconductor detector, CdZnTe, energy resolution, spatial resolution

I. GİRİŞ

Nükleer Tıp Görüntüleme Yöntemleri vücuda ağız, damar veya solunum yoluyla verilen radyoaktif maddeler (Radyofarmasötikler) yardımıyla gerçekleştirilen tanısal görüntüleme yöntemleridir. Radyofarmasötikler bir radyoaktif element (radyonüklid) ile biyoaktif moleküllerin bileşiminden oluşmaktadır. Radyonüklid görüntüleme için gerekli radyasyonun yayılmasını sağlarken, biyoaktif molekül radyofarmasötiğin ilgilenilen organa lokalize olması ve fonksiyonlarına katılmasını katılmasından sorumludur. Görüntüleme amacıyla kullanılan hedef organa toplanan ve dokular tarafından absorblanan radyofarmasötikler, radyasyon detektörleri tarafından algılanabilecek γ -ışınları yayarlar. Gama ışınlarını algılayan dedektörler içeren nükleer tıp görüntüleme sistemlerinin görüntüleme ünitesinde, bu dedektörler yardımıyla belirlenen radyoaktif dağılıma ilişkin bilgiler işlenerek görüntüye dönüştürülmektedir. Farklı doğrultularda alınan projeksiyonlar bilgisayar ortamında özel bazı yazılımlar kullanılarak üç boyutlu görüntülere dönüştürülebilmekte; düzlemsel ya da kesitsel, statik ya da dinamik görüntüler elde edilebilmektedir. Nükleer tıp görüntüleme yöntemleri ile verilen radyofarmasötiğin dokulardaki tutulum oranı ve atılım hızı değerlendirilerek organ fonksiyonları hakkında girişimsel işlem uygulanmadan bilgi sahibi olunabilmektedir. Bu nedenle, Anatomik görüntüleme sistemlerinden farklı olarak, organların biyolojik süreçlerini hücresel ve moleküler düzeyde yansıtan görüntüler sağlaması nükleer tıpın en önemli avantajıdır. Nükleer Tıp aynı zamanda konvansiyonel radyolojik görüntülemeler için de önemli tamamlayıcı yöntemler içermektedir.

Tek foton emisyon bilgisayarlı tomografisi (SPECT) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) Nükleer Tıpta kullanılan başlıca görüntüleme yöntemleridir. SPECT düzlemsel görüntüleme de yapabilen Gama Kamera adı verilen gelişmiş cihazlarla gerçekleştirilmekte olup, gama kameralar Nükleer Tipte tek başına (SPECT) veya

hibrid olarak Bilgisayarlı Tomografi ve PET cihazlarıyla birlikte (SPECT/BT, SPECT/PET) yaygın olarak kullanılmaktadır

Nükleer tıp görüntüleme yöntemleri başta Onkoloji ve Kardiyoloji olmak üzere bir çok klinik alanda yaygın olarak kullanılır hale gelmiştir. Günümüzde Onkolojik ve Kardiyolojik hastalıkların hızla artması nükleer tıp görüntüleme tekniklerinin önemini daha da arttırmıştır.

Nükleer Tıpta kullanılan başta gelen görüntüleme cihazlarından biri gama kameralardır. Aynı zamanda düzlemsel görüntü alınmasına da olanak sağlayan gama kameralar SPECT (single photon emission computerized tomography) yapabilen görüntüleme cihazlarıdır. Bir gama kameranın çalışma performansı; homojenite, lineerite, enerji rezolüsyonu, uzaysal rezolüsyon, dedektör duyarlılığı ya da verimi (sensitivite) ve sayım hızı performansı olmak üzere altı temel parametre ile karakterize edilmektedir. Doku içerisinde absorblanan radyofarmasötiklerden yayınlanan gama ışınlarını algılayarak radyofarmasötik dağılımının belirlenmesini sağlayan dedektörler gama kameranın en önemli bileşenlerinden biridir. Gama kameranın performansı, dolayısı ile elde edilecek görüntünün kalitesi dedektör performansı ile yakından ilişkili olup, kullanılan dedektör tipine ve karakteristiklerine bağlı olarak değişmektedir. Konvansiyonel gama kameralarda yaygın olarak NaI(Tl) sintilasyon dedektörleri kullanılmaktadır. NaI(Tl) sintilasyon dedektörlü gama kameraların başlıca dezavantajı biri düşük görüntü rezolüsyonudur. Bu nedenle, gama kameralar Anatomik yapılarıdaki oluşum ve değişimlerin belirlenmesinde BT ve MR gibi diğer bazı görüntüleme yöntemlerinin gerisinde kalmaktadır. Ancak son yıllarda yarıiletken dedektör teknolojisindeki gelişmelerin bir sonucu olarak enerji rezolüsyonu, uzaysal rezolüsyonu ve hassasiyeti daha yüksek olan CdTe ve CdZnTe gibi yarıiletkenlerin dedektör malzemesi olarak kullanıldığı Gama kameralar sintilasyon kristalli Gama kameralara alternatif olarak belirmiştir. Literatürde bu konuda çeşitli çalışmalar yer almaktadır (Takahashi vd., 2003; Verger vd., 2004; Vander vd., 2008; Sordo vd., 2009; Kinci vd., 2015; Agostini vd., 2016; Hugg vd., 2018). Teknolojinin gelişmesiyle birlikte, yarı iletken dedektör teknolojisinin kullanıldığı cerrahi gama problemler yaklaşık 20 yıldır nükleer tıpta metastatik lenf bezlerinin ayırıcı tanısı amacıyla kullanılmaktadır. Bu teknolojinin iyonize radyasyonun dedeksiyonundaki üstün özellikleri aşılandıktan sonra gama kameralarda

da kullanılmaya başlanmıştır. CdZnTe dedektörlü gama kameralar özellikle kalp sintigrafisi amacıyla kullanılmaya başlanmış olup ullanımı giderek yaygınlaşmaktadır.

Bu çalışmada , İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan CdZnTe yarıiletken dedektörlü gama kamera ile NaI (Tl) sintilasyon dedektörlü gama kameraların enerji rezolüsyonu, uzaysal rezolüsyonu, verimi ve lineeritesi gibi temel performans karakteristikleri kaynak olarak 140 keV enerjili Tc-99m radyoizotopu kullanılarak belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar analiz edilerek yarıiletken ve sintilasyon dedektörlü gama kameraların performans karakteristikleri karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak, yarı iletken gama kameranın sintilasyon dedektörlü gama kameraya göre daha yüksek uzaysal rezolüsyon ve enerji rezolüsyonu sağladığı, aynı zamanda sayım hassasiyetinin de daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Elde edilen sonuçların fiziksel öngörüler ve literatürdeki çalışmalarla aynı doğrultu ve uyum içerisinde olduğu görülmüştür.

Tezin Giriş bölümünü takip eden II. Bölümde Radyasyon fiziği ile ilgili genel bilgilere yer verilmiştir. III. Bölümde Nükleer Tıbbın tarihsel gelişimi ve nükleer görüntüleme yöntemleri ele alınmıştır. IV. Bölümde Gama Kameraların temel yapısı ve çalışma prensipleri; takip eden V: Bölümde ise Tek Foton Emisyon Tomografisi (SPECT) ile ilgili konular sunulmuştur. VII. ve VIII. Bölümlerde NaI(Tl) Sintilasyon dedektörleri ve Yarıiletken CdZnTe dedektörlerin yapısı ve özellikleri incelenmiştir. Gama Kameraların performansını belirleyen karakteristikler VI: Bölümde gözden geçirilmiştir. VII. ve VIII. Bölümlerde NaI(Tl) Sintilasyon dedektörlerin ve Yarıiletken CdZnTe dedektörlerin yapısı ve özellikleri incelenmiştir. Tez çalışmasında kullanılan materyal ve yöntem IX. Bölümde açıklanmıştır. X. Bölümde bu materyal ve yöntem kullanılarak elde edilen bulgular sunulmuş ve değerlendirilmiştir. X: Bölüm sonuç ve tartışma bölümüdür.

II. GENEL BİLGİLER

A. Radyasyon

Radyasyon ya da ışınım elektromanyetik dalgalar ya da tanecikler şeklindeki enerji aktarımıdır. Başka bir ifadeyle radyoaktif bir atomun çekirdeğinin kararlı hale geçerken hızlı tanecik ve elektromanyetik dalgalar şeklinde dışarı saldıkları fazla enerjidir. Bu enerji maddelerle çeşitli etkileşimlerde bulunmaktadır. Şekil 2. 1’de belirtildiği gibi radyasyon sahip olduğu enerjiye göre, iyonlaştırıcı radyasyon ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak sınıflandırılmıştır. Ayrıca radyasyon kaynakları doğal ve yapay olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Martin, 2013).



Şekil 2. 1 Radyasyon çeşitleri

1. İyonlaştırıcı Radyasyon

İyonlaştırıcı radyasyon, çarptığı maddede yüklü parçacıklar (iyonlar) oluşturabilen radyasyon demektir. İyon meydana gelmesi yani iyonizasyon olayı herhangi bir maddede meydana gelebileceği gibi insanlar dahil tüm canlılarda da oluşabilir (Martin, 2013). İyonlaştırıcı radyasyon parçacık ve dalga tipi olmak üzere ikiye ayrılır.

a. Parçacık radyasyonu

Belirli kütleleri ve hızları olan, enerji taşıyan taneciklerdir. Bunlar Alfa, Beta ve Nötron parçacıklarıdır. Herbirinin kütlesi, taşıdıkları enerjileri, maddesel ortamdaki menzilleri birbirinden farklıdır (Knoll, 2010).

i. Alfa parçacığı:

Alfa radyasyonu (α) daha büyük bir kararsız atom çekirdeği tarafından yayınlanan, pozitif yüklü helyum çekirdeğidir. Diğer parçacık türlerine göre nispeten daha ağır bir parçacıktır, ancak havada kısa menzile (sadece 1-2 cm) sahiptir; ince kağıt veya cilt tarafından tamamen soğurulabilir. Bununla beraber alfa radyasyonu solunum ya da sindirim yoluyla vücuda alındığında, yakınındaki akciğer veya mide dokularının yüksek radyasyona maruz kalmasına neden olabilir (<https://www.taek.gov.tr/>).

ii. Beta parçacığı:

Beta radyasyonu (β) kararsız bir atom çekirdeğinden yayınlanan elektrondur. Beta parçacıkları alfa parçacıklarından çok küçük olduğundan, doku veya malzemeler içine daha fazla nüfuz eder. Beta radyasyonu plastik, cam veya metal tabakalar tarafından tamamen soğurulabilir. Normal olarak cildin üst tabakasından öteye geçemezler. Ancak yüksek enerjili beta yayınlayıcılar ile aşırı derecede ışınlama cilt yanıklarına neden olabilir. Bu tip beta yayınlayıcılar, solunum ya da sindirim yoluyla vücuda alındığı takdirde de tehlike yaratabilirler (<https://www.taek.gov.tr/>).

iii. Nötron Parçacığı:

Nötron radyasyonu (n) özellikle nükleer fisyon ve nükleer füzyon sırasında, kararsız atom çekirdeğinden yayınlanan nötrondur. Nötronlar kozmik ışınların bir

bileşeni olmasının yanısıra genellikle yapay olarak üretilir. Nötronlar elektriksel olarak yüksüz parçacıklar olmaları nedeniyle çok girici olabilirler ve madde veya doku ile etkileştiklerinde beta veya gama radyasyonlarının yayınlanmasına neden olurlar. Bu nedenle nötron radyasyonundan kaynaklanan ışınlanmanın azaltılması ciddi zırhlama gerektirir (<https://www.taek.gov.tr/>).

b. Dalga (Elektromanyetik) tipi radyasyon

Belli bir enerjiye sahip ancak kütesiz radyasyon çeşididir. İyonlaştırıcı radyasyon grubunda X ve gama (γ) ışınları bulunup; farkları X ışınının atomu çevreleyen elektron bulutunda, gama ışınının ise atomun çekirdeğinde meydana gelmesidir. Bütün dalga türündeki radyasyonlar ışık hızıyla ($3 \cdot 10^8$ m/saniye) hareket ederler (Dönmez, 2017).

i. X ışınları:

8 Kasım 1895'te Almanya-Wuerzburg'da, Roentgen tarafından tamamen tesadüf eseri keşfedilmiştir (Turner 2007). Bu nedenle X ışını, röntgen olarak da isimlendirilmektedir.

Hızlanmış elektronların, madde içinde atom çekirdekleri etrafından geçerken atomların frenleyici etkilerinden oluşan kinetik enerjilerini etrafa yayarak yavaşlamaları sonucu X ışınları oluşur. Bu olay Şekil 2. 2'de gösterilen x ışını tüpü kullanılarak gerçekleştirilmektedir. X ışınları yüksek frekanslara sahip olduğundan, kimyasal bağları kırabilecek enerjiye sahiptirler. Kimyasal bağları kırarak maddelerin içine kolayca nüfus ederler, ancak görünmezler. Bu özelliklerinden dolayı daha çok tıpta, tanısal amaçla kullanılırlar. X ışınlarının tıp alanı haricinde kullanım alanları da mevcuttur. Örneğin, arkeologlar eski çağlardaki iskeletlerin analiz edilmesinde bu radyasyon çeşidinden yararlanmaktadır. Bunun yanında, silah yapımı ve mikroskop yapımında da X ışınlarından faydalanılmaktadır (MEB, 2012).



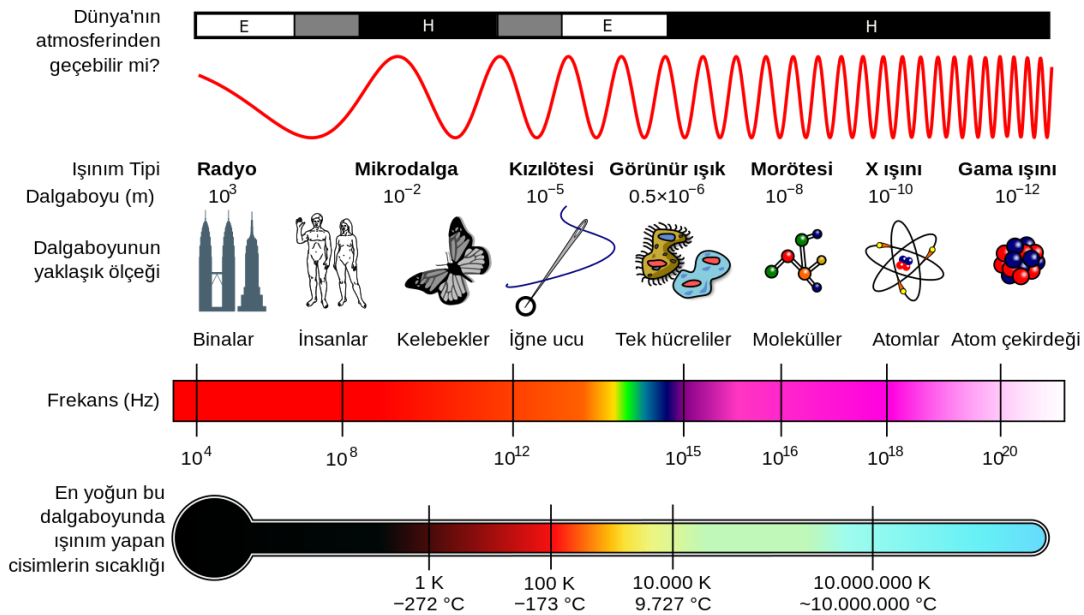
Şekil 2. 2 X ışını Tüpü

ii. Gama (γ) ışınları:

1900 yılında Fransız kimyager-fizikçi Paul Villard tarafından radyum ile çalışırken keşfedilen bu ışınlar 1903 yılında Ernest Rutherford tarafından gama ışınları olarak adlandırılmıştır. Gama ışınlarının simgesi Yunan alfabesinde küçük gama (γ) harfi ile gösterilmektedir (Behcan, 2019). Gama ışınlarının kaynağı atomun çekirdeğidir. Bu ışınlar atom çekirdeğinin enerji seviyelerindeki farklılıklardan meydana gelir. Çekirdek bir alfa veya bir beta parçacığı çıkarttıktan sonra genellikle kararlı bir durumda olmaz. Fazla kalan çekirdek enerjisi bir elektromanyetik radyasyon halinde yayınlanır. Gama ışınları, beta ışınlarından daha yüksek enerjili ve dolayısıyla daha girici (nüfuz edici) ışınlardır (Köklü, 2006).

2. İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon

Şekil 2.3'te gösterilen, bir atomdan veya molekülden bir elektronu tamamen koparabilmek için atomları veya molekülleri iyonlaştırabilecek yeterli enerji taşıyan kuantumlara sahip olmayan herhangi bir elektromanyetik radyasyon türüdür (<https://www.epa.gov/>).



Şekil 2. 3 Elektromanyetik spektrum
Kaynak: <https://tr.wikipedia.org>

a. Radyo dalgaları

Birkaç santimetreden yaklaşık altı futbol sahasından daha büyük uzunluğa kadar değişen aralıktaki dalgaboylarına sahip olması nedeniyle görünmezdir. Radyolarımız bu dalgaları radyo istasyonlarından alır. Radyo dalgaları aynı zamanda yıldızlar ve uzaydaki gazlar tarafından da yayılır, bu yayınımlar sayesinde yıldızların ve bu gazların nelerden meydana geldiği konusunda bilgi sahibi olunur (Genç, 2006).

b. Mikro dalgalar

Mikrodalga ışınım, tüm elektromanyetik ışınımarda olduğu gibi, manyetik ve elektrik alan olmak üzere iki bileşenden oluşur. Elektromanyetik spektrumun radyo dalgaları ile kızıl ötesi ışınlar arasındaki bölümünde yer alan mikrodalgalar ışık hızında hareket eder. Frekansları 0,3 ile 300 GHz arasında, dalga boyları ise 1 mm ile 1 m arasındadır. X-ışınlarından, UV ışınlarından ve kızıl ötesi ışınlardan daha düşük frekanslardaki bu enerjiden sadece dönme hareketi yapacak şekilde etkilenen moleküllerin yapısındaki kimyasal bağlar kırılmaz. Ev tipi mikrodalga fırınlar su moleküllerinin çok iyi bir soğurucu olduğu 2,45 GHz'lik frekansta çalışır. Bu frekansta çalışan bir fırının içine koyulan ve mikrodalgayı soğuran bir maddenin molekülleri, saniyede 2,5-3 milyar kez titreşerek kinetik enerji kazanır, böylece madde ısınır ve pişer (Gümüşderelioğlu vd, 2012).

c. Kızılötesi dalgalar

Kızılötesi ışın, görünür ışıktan daha uzun fakat mikrodalga ışımdan daha kısa dalga boylu ışınımın ısıtma titreşiminden ortaya çıkar ve dalga boyu 750nm-1mm arasındadır Kızılötesi ışınım elektromanyetik radyasyon ailesi içinde yer alan bir ışınım olup, termal ışınım olarak da nitelendirilmektedir. Mutlak sıfırın (-273°K) üzerindeki bütün cisimler kızılötesi dalga boyunda ısı enerjisi yayarlar ve atomların titreşimi cismin sıcaklığı ile orantılıdır. Cisim içindeki atomların titreşimi arttıkça, ışınımın şiddeti de artar (Düzgün vd. 2009).

d. Görünür ışık dalgalar

İnsan gözü tarafından algılanabilen görünür ışık, bu tayfin ortalarında yer alır. Görünür ışığın dalga boyu 400 ile 800 nanometre arasındadır(www.epa.gov).

B. Radyasyonun Maddelerle Etkileşimi

Radyasyonun maddelerle etkileşimi iki aşamada incelenmektedir. Bunlardan biri yüklü parçacıklar diğeri ise enerjisi yüksek olan fotonlardır.

1. Yüklü parçacıkların maddelerle etkileşimi

Proton, elektron ve nötronun bir araya gelmesi maddeyi oluşturur. Maddeyle farklı parçacıklar farklı şekilde etkileşir. Alfa ve beta gibi yüksek hızlı, yüklü ve ağır parçacıklar madde içerisinden geçerken maddenin atom ve molekülleri ile çarpışarak enerjilerini kaybederler. Kaybedilen enerji etkileşim ortamındaki madde tarafından soğrulur. Bu olayın sonucunda maddenin atom ya da moleküllerinde iyonizasyon veya uyarılma olayları oluşur. Bundan dolayı yüksek enerjili, yüklü parçacıklar iyonizasyon sınıfına girmektedir. Maddenin atom ve molekülleri bu olayları oluşturamayacak kadar düşük enerjili parçacıklar ise atom ve moleküller arasında titreşim yaparak enerjilerini bırakırlar (Çimen, 2018).

2. Yüksek Enerjili Fotonların Maddelerle Etkileşimi

Şekil 2. 4'te belirtildiği gibi, foton ışını şiddetinin bir ortamdan geçerken azalması; ortamın azaltma katsayısına ve fotonun geçtiği yolun uzunluğuna bağlıdır (Göksel, 2013).

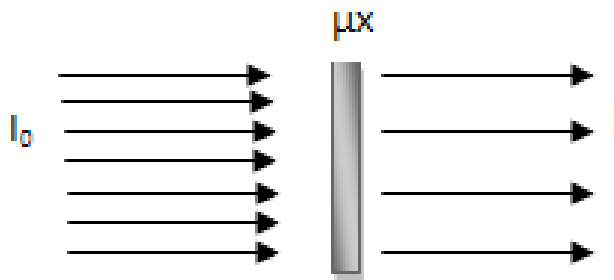
$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

I_0 = Gelen ışının şiddeti

I =Geçen ışının şiddeti

x =Ortamın kalınlığı

μ = lineer atenüasyon katsayısı

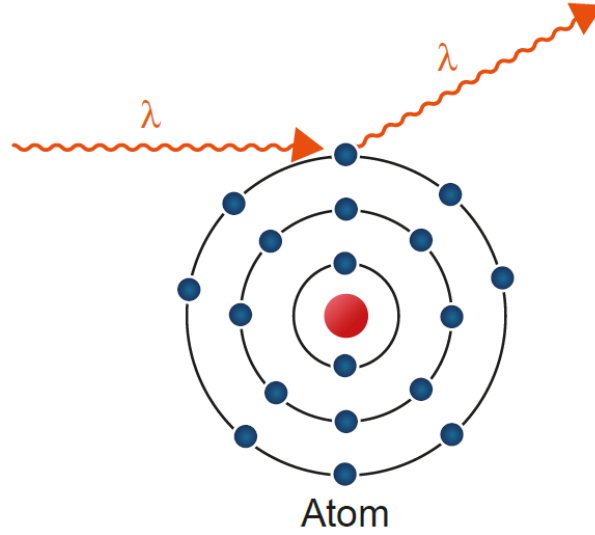


Şekil 2. 4 Fotonların ortam içerisinden geçerken azalması
Kaynak: Martin, 2013

Fotonlar fizikte elektromanyetik etkileşmeyi sağlayan temel taşıyıcılardır. Fotonlar, içinden geçtikleri maddenin atomları ile yaptıkları karşılıklı etkileşimler sonucunda ortama enerji bırakarak soğurabileceği gibi saçılma da uğrayabilirler. Fotonlar ile madde arasında dokuz ayrı etkileşme mekanizmasının olduğu bilinmektedir. Nükleer tıp açısından bunlardan 5 tanesi incelenmektedir; koherent saçılma, fotoelektrik etki, compton olayı, çift oluşumu ve fotodezentegrasyon (Çimen, 2018).

a. Koherent saçılma

Koherent saçılma, Şekil 2. 5' te gösterildiği gibi fotonların atomdan, enerjilerinde bir değişiklik olmadan saçılması olarak tarif edilir. Elastik veya Rayleigh saçılması olarak da adlandırılabilir. Bu saçılmada gelen fotonla saçılan fotonun dalga boyları aynıdır. Gelen ve saçılan radyasyonun toplam şiddeti, her bir elektron tarafından saçılan radyasyonun genliklerinin toplamı ile bulunur. Bu saçılma, Rayleigh, Delbruck, Thomson ve Nükleer Rezonans saçılmaları olarak sınıflandırılır (Gümüş, 2011).



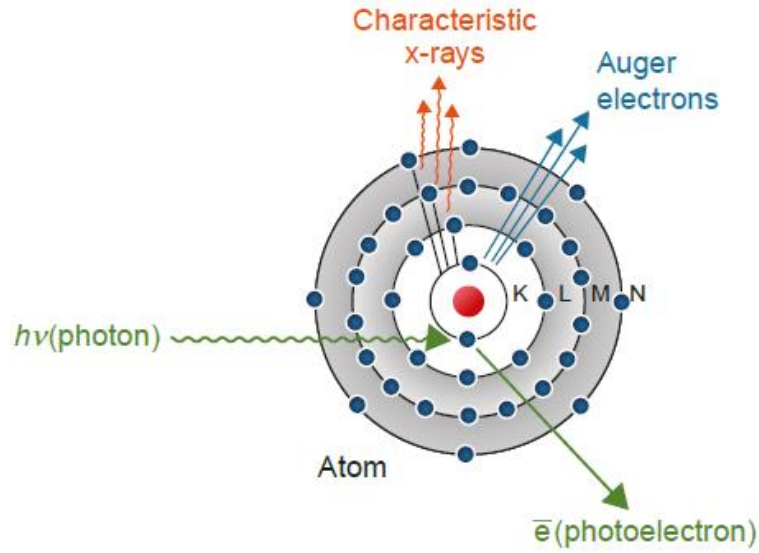
Şekil 2. 5 Koherent saçılma olayının şematik gösterimi

Kaynak: Faiz, 2014

b. Fotoelektrik etki

Fotoelektrik soğurulmada foton soğurucu bir atomla etkileşime girer ve enerjisinin tamamı fotoelektron olarak adlandırdığımız elektrona aktarır. Yeterli enerjiye sahip foton en muhtemel olarak K kabuğundaki elektron ile etkileşir (Knoll,

2010). Atomik elektron, gelen düşük enerjili fotonun enerjisi $h\nu$ ile elektronun yörüngesindeki bağlanma enerjisi arasındaki farka eşit (yani elektronun serbest kalmasını sağlayacak) bir enerji ile atomdan ayrılır. Atomun tümü momentumun korunumu için gereklidir bundan dolayı etkileşmenin, atoma bağlı bir elektronla meydana gelmesi gerekir ve bu olay yüksek olasılıkla iç kabuktaki elektronlardan bir tanesi ile gerçekleşir. Bu tür etkileşme atomun K, L, M veya N yörüngelerinde olabilir ve fırlayan elektronun yönü gelen fotonun yönüne bağlı olarak değişir. Burada etkileşime giren fotonun enerjisi bu yörüngelerin bağlanma enerjilerine eşit veya biraz fazladır. Foton enerjisindeki artmaya bağlı olarak saçılma açısı azalır. Saçılan elektronlar çoğu kez gelen foton istikametinde saçılırlar. Atomik elektronun yörüngeden fırlatılmasının sonucunda pozitif bir iyon haline gelen atomun kabuğunda oluşan boşluk bir üst yörüngedeki yörüngeye daha da zayıf bağlı başka bir elektron ile doldurulur. Böylelikle atom kararlı hale geçer ve bunun sonucunda çoğu kez karakteristik X ışını yayınlanır. Fırlatılan elektronun kinetik enerjisi, her zaman fotoelektrik olayın meydana geldiği uzayda soğurulur. Buna rağmen fotoelektrik olay sonucu yayınlanan karakteristik X ışınlarının soğurulması da genellikle aynı ortam içerisinde, başka bir fotoelektrik etkileşim veya Auger elektronlarının yayınlanması ya da soğurulması sonucu gerçekleşir. Şekil 2.6' da gösterildiği üzere, Auger elektronları karakteristik X ışınlarının atomun yörünge elektronlarından birini kopararak elektronu yörüngeden fırlatması sonucu yayınlanır. Fırlatılan Auger elektronunun boşluğunu üst yörüngelerdeki bir elektron gelerek doldurur ve böylelikle öncekinden daha az enerjili bir karakteristik X-ışını yayınlanır. Bu döngü en dıştaki orbitalde bir boşluk oluşana kadar ve bu boşluk serbest bir elektron ile dolduruluncaya değin sürer. Fotoelektrik olayın oluşma ihtimali gelen fotonun enerjisine bağlı olup fotoelektrik olay sonucu enerjinin soğurulması ise ortamın atom numarasına bağlıdır. Fotoelektrik olay sonucunda soğurulma, maddenin atom numarasının üçüncü kuvveti (Z^3) ile doğru orantılı ve gelen fotonun enerjisinin üçüncü kuvveti (E^3) ile de ters orantılıdır (Martin, “2013).



Şekil 2. 6 Fotoelektrik olayın şematik gösterimi
Kaynak: Faiz, 2014

c. Compton olayı

Bir fotonun Şekil 2. 7' de gösterildiği gibi, serbest bir elektrona çarparak saçılmasına "Compton Olayı" denir. Atom veya elektron gibi bir yük sistemi üzerine ışık demeti gönderildiğinde, ışığın bir kısmı değişik yönlerde saçılır. Bu tür saçılmanın klasik açıklaması şöyledir: Gelen ışın salınımlı elektrik alan etkisiyle yükler titreşmeye başlar, bu titreşen yükler değişik yönlerde ikinci bir elektro manyetik ışınım üretirler. Saçılan dalganın açısız dağılımı hedefteki yüklerin konumlarına bağlı olabilir, ama klasik teorinin tüm sistemler için öngördüğü bir özellik şudur: saçılan dalganın ν frekansı yüklerin titreşim frekansına, dolayısıyla gelen dalganın ν_0 frekansına eşit olmalıdır. O halde gelen ve saçılan dalganın frekansları arasında $\nu = \nu_0$ bağıntısı olmalıdır. Görünür ışıkla yapılan deneyler ve X ışınlarıyla ilk yapılan deneyler bu beklentiyi doğrular nitelikteydi. Ancak, 1912 yılından itibaren yayılan haberlere göre yüksek frekanslı X ışınlarının elektronlardan saçılması üzerine yapılan bir dizi deneyde, saçılan ışının ν frekansının gelen ışının ν_0 frekansından küçük olduğunun gözlemlendiği ($\nu < \nu_0$) bildirildi. 1923 yılında Amerikalı fizikçi A. H. Compton, yayınladığı iki makalede, eğer ışığın kuantalandığı doğruysa $\nu < \nu_0$ olması gerektiğini ileri sürdü ve elektronlardan X ışınları saçılması sırasında bunun gözlemlenmiş olduğu deneyleri bildirdi. Compton'a göre fotonlar enerji taşıyabiliyorsa momentumda taşınmalıydı. Fotonlar ışık hızıyla yayıldığı için;

$E = pc$, $p = \frac{E}{c}$, $p = \frac{hc}{\lambda c}$, $p = \frac{h}{\lambda}$ ile ifade etmektedir. Bu ifadede;

E= Enerji

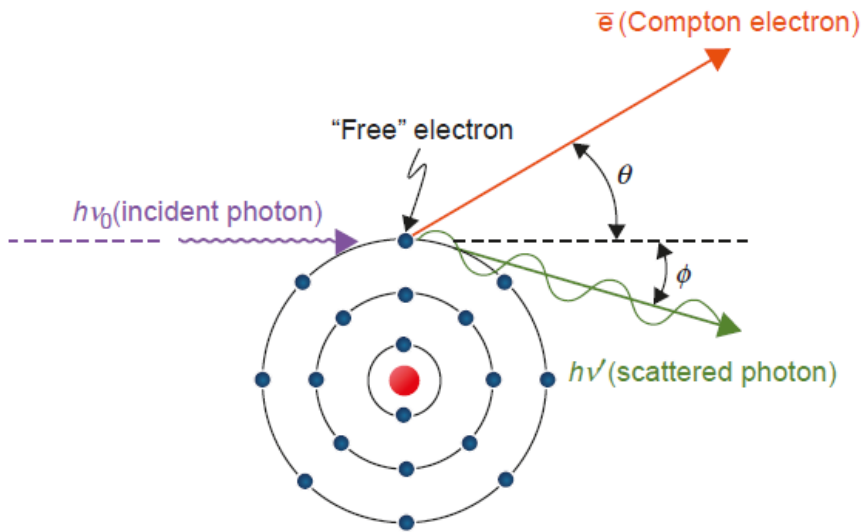
p= Momentum

c= Işık hızı

v= Frekans

λ = Dalga Boyu ile gösterilmiştir.

Ayrıca Compton, enerji ve momentum korunumunu kullanarak, saçılan X ışını frekansını $\Delta\lambda \equiv \lambda - \lambda_0 = \frac{h}{mc}(1 - \cos\theta)$ denkleminde verildiği gibi θ saçılma açısının fonksiyonu olarak buldu (Taylor,1996:82-84s).



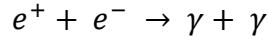
Şekil 2. 7 Compton olayının şemataik gösterimi
Kaynak: Faiz, 2014

d. Çift oluşum

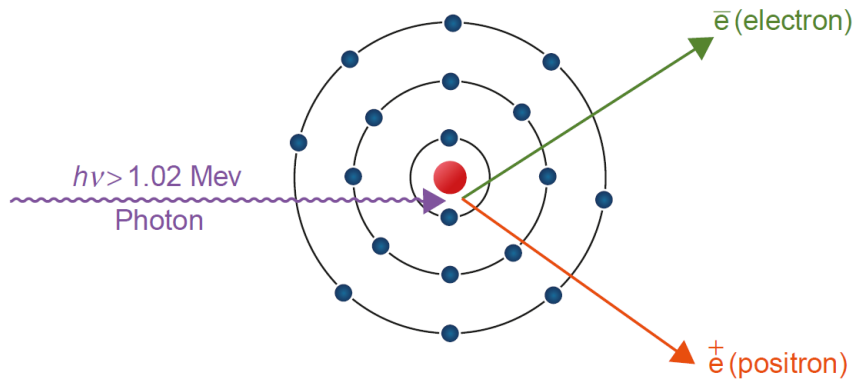
Yukarıdaki etkileşimlere baktığımız zaman, bir foton, çarpışma sırasında, bir elektrona enerjisinin tümünü (Fotoelektrik olay) veya sadece bir kısmını (Compton olayı) verebilir. Foton için aynı zamanda bir elektron ve pozitif yüklü bir elektron olan pozitrona dönüşme olasılığı da vardır. Elektromanyetik enerjinin maddeye dönüştüğü bu sürece çift oluşum adı verilir. Şekil 2. 8 'de belirtildiği üzere, bir atom çekirdeğinin civarında bir elektron-pozitron çifti yaratıldığında, hiçbir korunum ilkesi çiğnenmez. Elektron ve pozitronun yükleri toplamı fotonun ki gibi sıfırdır.; elektron

ve pozitronun durgunluk enerjilerini de içeren toplam enerjileri foton enerjisine eşit olup; lineer momentum, bu sürecin gerçekleşebilmesi için foton momentumunun gerekli miktarını alan çekirdeğin yardımıyla korunur. Çekirdek, kütlesi bağıl olarak çok büyük olduğundan, foton enerjisinin yoksanabileceği bir bölümünü soğurur. Çift oluşumu boş uzayda olduğunda, enerji ve lineer momentumun ikisinin birden korunması mümkün değildir, bu nedenle boş uzayda çift oluşum olmaz. Bir elektronun $E = m_0c^2$ durgunluk enerjisi 0.51 MeV'tur, dolayısıyla çift oluşum için en az 1.022 MeV'luk bir foton enerjisi gerektirir. Foton enerjisinin artan kısmı, elektron ve pozitronun kinetik enerjisi olur. Bu enerjiye karşılık gelen en büyük foton dalgaboyu 1.2 pm'dir. Bu dalga boyundaki elektromanyetik dalgalara gama ışınları denmektedir. (Beiser, 1997:76-78)

Şekil 2.9 'da belirtildiği gibi, çift oluşumun tersi, bir pozitron bir elektronun yakınındayken gerçekleşir. Bunlar zıt elektrik yüklerinden dolayı bir araya gelirler. İki parçacık da aynı anda yok olur. Kaybolan kütle iki gama ışını fotonunun enerjisine dönüşür.

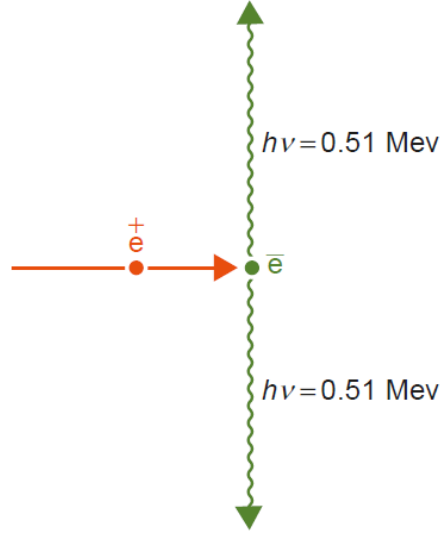


Pozitron ve elektronun toplam kütlesi, 1.022 MeV'a eşdeğer olup her bir fotonun $h\nu$ enerjisi, 0.51 MeV'a ek olarak parçacıkların kütle merkezlerine göre kinetik enerjilerinin yarısıdır. Fotonların yönleri, enerji ve lineer momentumu koruyacak şekildedir, çift yok olma için bir çekirdek veya diğer parçacığa gerek yoktur. (Beiser, 1997:76-78)



Şekil 2. 8 Çift oluşumu olayının şematik gösterimi

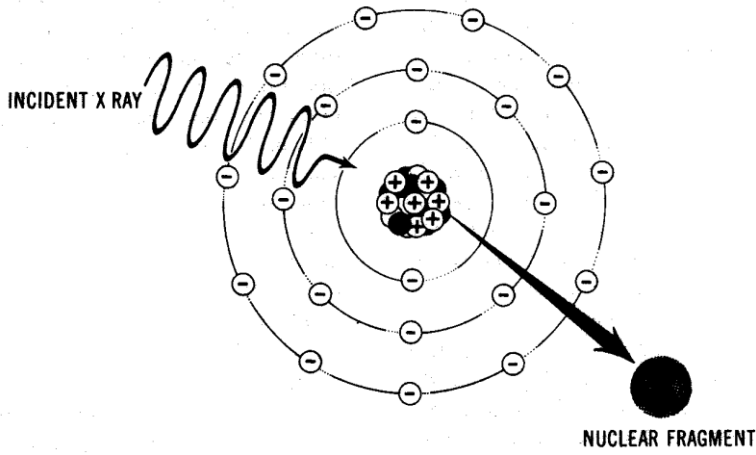
Kaynak: Faiz, 2014



Şekil 2. 9 Yok olma olayının şematik gösterimi
Kaynak: Faiz, 2014

e. Fotodizentegrasyon

Şekil 2. 10'da gösterdiği gibi, enerjisi 10 MeV'den yüksek fotonlar etkileştiği atomun çekirdeği ile etkileşime girerler. Foton çekirdek tarafından absorbe edilir. Kararsız hale gelen çekirdek bir nükleon salarak kararlı hale gelmeye çalışır. Bu nükleonlar başka çekirdeklerle etkileşime girer ve nükleer etkileşimler oluşur. Bu durum tanısal radyolojide istenmeyen bir durumdur.



Şekil 2. 10 Fotodizentegrasyon olayının şematik gösterimi
Kaynak: (Karakaya, 2017)

III. NÜKLEER TIP

Nükleer tıp, teşhis ve tedavi amacıyla radyoaktif maddelerin vücut içine uygulanması teknikleridir. Buradaki radyoaktif maddelere radyofarmosötik adı verilmektedir. Tüm bu teknikler uygulanırken az miktarda radyofarmosötik kullanılır. Nükleer tıp teknikleri güvenilir, acısız etkin sonuçlar vermektedir. Nükleer tıpta büyük oranda teşhis amaçlı çalışmalar yapılmaktadır. Bununla birlikte az da olsa tedaviye yönelik çalışmalar da yapılmaktadır. Nükleer tıpta elde edilen görüntülere sintigrafi denmektedir. Her organ için farklı radyofarmosötik kullanılmaktadır. Bu radyofarmosötikler ile Beyin, Akciğer perfüzyon-ventilasyon, Karaciğer- Dalak, Böbrek, Tiroid, Testis, Tükrük bezi, miyokard perfüzyon, Gastroözafagial reflü, Gastrointestinal sistem kanama sintigrafileri nükleer tıpta uygulanmaktadır (MEB, 2011)

A. Nükleer Tıp Tarihçesi

Nükleer tıp tarihçesi 1800'lü yılların başında İngiliz kimyager John Dalton'un atom teorisini ortaya atmasına, Alman Wilhelm Konrad Roentgen'in 1895'de X ışınlarını bulmasına, 1928'de Amerika'da Ernest Lawrence'ın siklotronu yapmasına kadar uzanmaktadır. Nükleer tıp gelişimindeki en önemli adım 1934 yılında Marie Curie'nin yapay radyoaktiviteyi keşfetmesidir. Ancak birçok tarihçi nükleer tıbbın gerçek başlangıcı olarak radyoaktif iyodun toksik guatr (zehirli guatr) tedavisinde kullanılmaya başlandığı 1940'lı yılları göstermektedir (Köklü, 2006).

1. Nükleer Tıp Görüntüleme

Nükleer tıp görüntülemeye, görüntülenen organdan yayılan ışınların dedeksiyonu ile organın morfolojik özellikleri, fonksiyonel davranışları ile ilgili kantitatif verileri elde edilir.

Diyagnostik radyolojinin temel yöntemlerinden biridir. Ülkemizde nükleer tıp adı altında ayrı bir uzmanlık dalı olarak faaliyet göstermektedir. Radyonüklid maddelerin değişik yollarla doku ve organlara ulaştırılması neticesinde doku ve organlardaki dağılımının dedektörlerle algılanması ve görüntü şeklinde oluşturulması esasına dayanır. Nükleer tıp, bilimsel veya teknik alanda birden fazla bilim dalının bir arada kullanılmasıyla hayat bulur. Yani multidisipliner bir bilim dalıdır. Gama kamera, bilgisayarlı tek foton ve tomografi sistemi (SPECT) ve pozitron emisyon tomografi sistemi (PET) günümüz teknolojisinde nükleer tıp görüntülemenin yapıldığı kompleks sistemlerdir (MEB, 2011).

IV. GAMA KAMERA

Nükleer tıp görüntüleme sistemlerinde gama kameraların yeri çok önemlidir. Hastaya verilen radyoaktif madde tutunduğu organda gama ışınları yapar ve gama kameralar bu ışımaya göre çeşitli işlemlerden sonra bilgisayar ekranında görüntü elde edilir. Gama kameralarda görüntü iki boyutludur. Gama kameraların tarihçesine bakacak olursak;

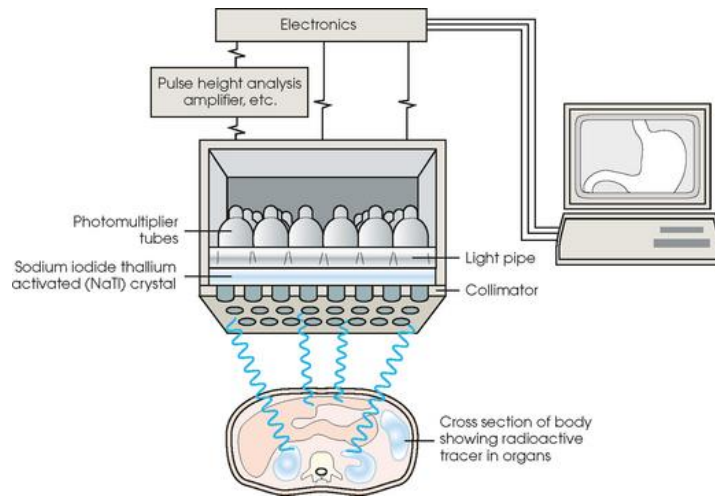
Hal Anger 1956 'da 10 cm çaplı, NaI(Tl) kristali ve 7 adet foton çoğaltıcı tüpü (PMT) olan ilk gama kamerasını icat etmiştir. Bu icattan sonra gama kameralar Anger Kamera ismi ile de taallafuz edilmektedir. 1964' de Ben Cassen derinlik boyutundan gelen foton bilgilerinin iki boyutlu görüntülerdeki dedeksiyon yetersizliğine çözüm olarak tomografik görüntüleme sistemini geliştirmiştir. Daha sonra Kuhl ve Edward emisyon tomografisini geliştirdiler. Daha sonra çeşitli dedektör ve PMT sayılarına göre sistemler geliştirilmiştir. 1970'li yıllardan sonra firmalar farklı SPECT sistemleri geliştirmişlerdir (Demir, 2014).

A. Gama Kamera Sistemi ve İşleyişi

Gama kameralar Şekil 4. 1'de gösterildiği gibi, hastadan yayınlanan gama ışınlarını dedekte ederek görüntüye dönüştüren kompleks yapılardır. X ışınlarının keşfi ile iki boyutlu görüntüler elde edilerek tanı sürecinde etkin sonuçlar alınmıştır. Tümör, lezyon gibi yapıların 2 boyutlu görüntüleri bazen tedavi için yetersiz kalmaktadır. İşte bu aşamada radyonüklid görüntüleme ortaya çıkmıştır. Gama kameralarda organ ve yapıların üç boyutlu görüntülerini elde etmemize yarar. Bu görüntü oluşumu gerçekleşirken gama kameranın komponentlerinde farklı işlemler gerçekleşmektedir.

Konvansiyonel gama kameralarda, organdan yayılan gama fotonları kolimatör tarafından yönlendirilerek dedektör elementi olan talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür NaI(Tl) kristali üzerine düşürülür. Kolimatörün bir işlevi de çevreden gelen ve görüntü sahasına girmesi istenmeyen fotonların durdurulmasını sağlamaktır.

NaI(Tl) kristali, üzerine düşen gama fotonlarını durdurarak enerjileri ile orantılı sintilasyon fotonları çıkarır. Sintilasyon fotonları ışık yönlendirici tabaka tarafından odaklanıp fotoçoğaltıcı tüplerin (PMT) girişindeki fotokatoda çarptırılarak buradan elektron kopmasına sebep olur. Açığa çıkan elektronlar PMT içindeki dinotlar arasında yüksek voltajın da etkisiyle hızlandırılır ve giderek sayıları artar. Elektronlar bu şekilde PMT çıkışındaki anotta toplanırlar. Böylece organdan yayılan gama fotonları NaI(Tl) kristalinde sintilasyon fotonlarına, PMT içinden geçerek elektrik sinyallerine dönüştürülmüş olur. PMT'den çıkan sinyaller çeşitli elektronik ünitelerde şiddetlendirilip şekillendirildikten sonra katot ışınları tüpünde görüntüye dönüştürülürler. Gama kamerada elde edilen görüntüler bilgisayar aracılığıyla işlenerek görüntü kalitesinin artırılması sağlanır. Ayrıca görüntü üzerinde değişik analizler yapılabilir. Görüntüleme sisteminin performansının anlaşılmasının ilk basamaklarından biri de ham görüntünün en yüksek doğrulukta elde edilmesidir. Ham görüntü üzerine daha sonra uygulanacak algoritma ve düzeltme teknikleri, görüntü kalitesini ve doğruluk kriterlerini arttırmaktadır. Gama kameraların dedektör elementi NaI(Tl)'dir. Kristaller dikdörtgen ya da daire şeklindedir. Kristal çapı 30-50 cm, kalınlığı ise 1.25 cm veya 6-8 mm'dir. İnce kristaller genellikle Tl-201 (70 KeV) ve Tc-99m (140 KeV) gibi nispeten düşük enerjili radyonüklidlerin deteksiyonu amacıyla geliştirilmiştir. PMT'ler kristale optik jel ile bağlanmıştır. Bu jelin özelliği ışık absorpsiyonunun olmamasıdır. Kristalden çıkan sintilasyonların PMT'lerin fotokatotuna odaklanmasını sağlayan ışık yönlendirici tabaka PMT ile kristal arasında bulunur. Çoğu modern gama kameralarda PMT'ler altıgen şeklinde bir model ile dizilmişlerdir. PMT sayısı 37, 55, 61, 75 veya 91 olabilir (Demir, 2014).

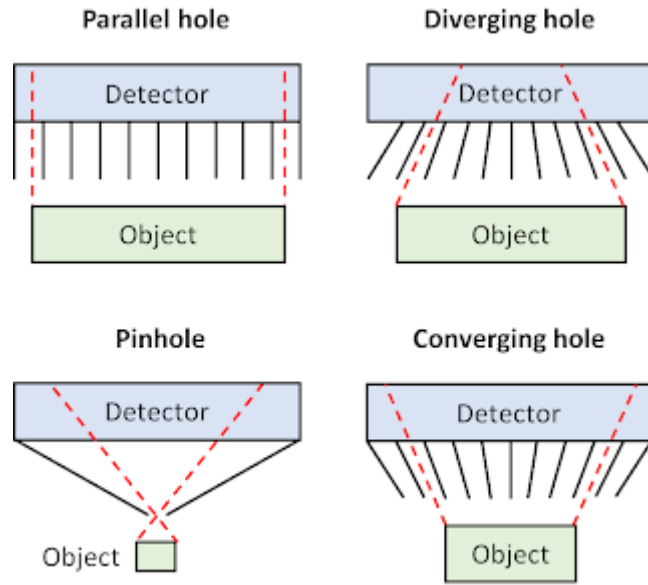


Şekil 4. 1 Gama kamerada görüntü oluşumunun gösterimi
Kaynak: radiologykey.com, 2020

B. Kolimatör

Gama kamerada, hastaya ağız ya da damar yoluyla verilen radyonüklidlerin organdan yaydığı γ ışınlarını dedektöre yönlendirmek, saçılmaya uğrayan gama ışınları ile dışardan gelen gama ışınlarını absorblayarak elimine etmek amacıyla kristalin ön kısmına yerleştirilen yapıdır. Gama ışınlarını iyi absorbe ettiği için atom numarası yüksek olan kurşundan ($Z=82$) yapılır (Demir, 2014).

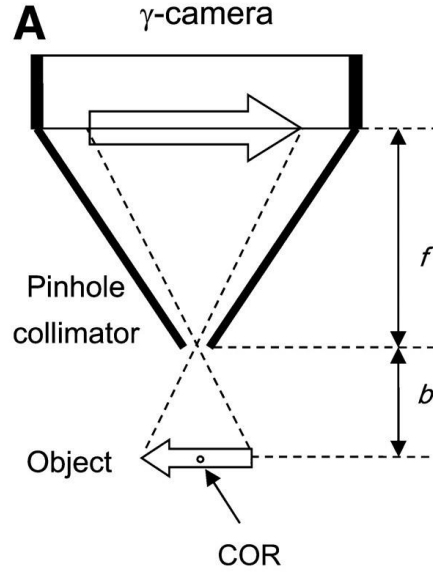
Görüntünün rezolüsyonunu (çözünürlüğü) değiştirmek için kullanılır. Çok sayıda delik içerir. Bu delikler yuvarlak ya da hegzagonal (altıgen) olabilir. Bu delikler arasındaki boşluklara septa denmektedir. Septaların kalınlığı ve uzunluğu kullanılan radyonüklidin enerjisine göre değişmektedir. Kolimatörler modern gama kamera sistemleri için çok önemli bir yapıdır. Kristal yüzeyine düşecek fotonların yönünü seçer. Şekil 4.2'deki gibi, septalara paralel gelenleri kristale iletirken, hastadan saçılan, septalara paralel gelmeyen gama ışınlarını absorbe ederek kristale ulaşmasını engeller. Kolimatörler tek delikli (pin hole) ve çok delikli (paralel hole) olmak üzere iki çeşide ayrılır (IAEA, 2004).



Şekil 4. 2 Septalara Paralel Gelen Işınların Dedektöre Geçişinin Gösterimi
Kaynak: <https://www.radiologycafe.com> , 2020

1. Pin Hole Kolimatör

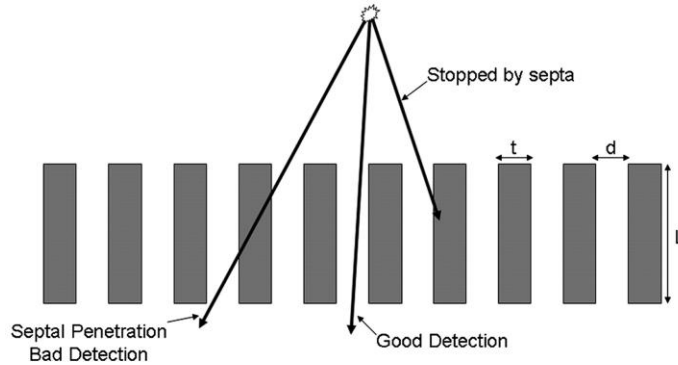
İçi boş koni şeklinde olup kurşun, tungsten, platin gibi ağır metallerden yapılır. Şekil 4. 3’ de gösterildiği gibi, büyütme özelliği ve uzaysal rezolüsyonu iyi olduğu için tiroid, göz gibi küçük organların görüntülenmesinde kullanılır (Demir, 2014).



Şekil 4. 3 Pin hole kolimatörde görüntü oluşumunun gösterimi
Kaynak: <http://jnm.snmjournals.org>, 2020

2. Paralel Hole Kolimatör

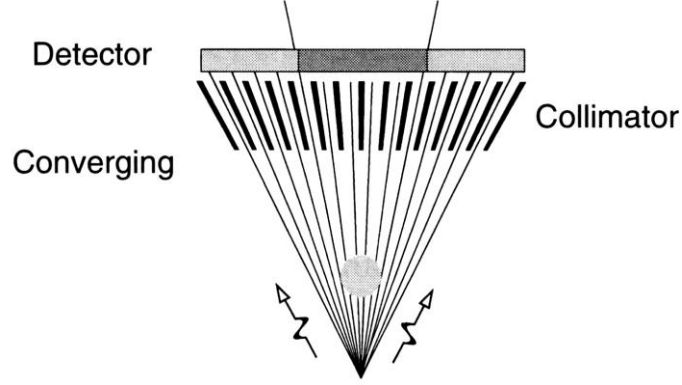
Birbirine paralel metallere meydana gelir. Septaların durdurduğu, geçişini sağladığı gama fotonları Şekil 4. 4 ‘te gösterilmiştir. Radyonüklidin enerjisine göre değişik kalınlık ve uzunlukta kolimatör çeşitleri kullanılmaktadır.



Şekil 4. 4 Paralel hole kolimatörde görüntü oluşumunun gösterimi
Kaynak: <https://www.tech.snmjournals.org> , 2020

3. Konverjan Hol Kolimatör

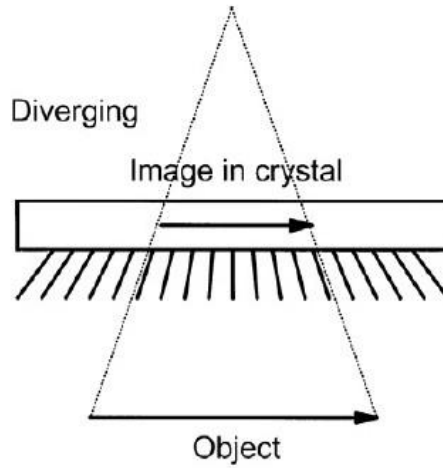
Pinhol kolimatörlere benzerler. Şekil 4. 5'te gösterildiği gibi konverjan kolimatörler çok hollü olup pinhol kolimatörler tek hollüdür. Konverjan kolimatörler küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasına olanak sağlar. Delikler koni benzeri şekilde dizilmiştir. Delik aralıkları kolimatörün hastaya bakan yüzünden kristale bakan yüzüne doğru genişler.



Şekil 4. 5 konverjan hole kolimatörde görüntü oluşumunun gösterimi
Kaynak: <https://www.miac.unibas.ch> , 2020

4. Diverjan Hole Kolimatör

Şekil 4. 6'te gösterildiği gibi, delik aralıkları kolimatörden hastaya doğru gidildikçe genişler. Büyük organları küçük görüş alanında görüntülenmesini sağlar. Günümüzde pek sık kullanılmamaktadır (Dorbala v.d., 2018).



Şekil 4. 6 Diverjan hole kolimatörde görüntü oluşumunun gösterimi
Kaynak: <https://www.miac.unibas.ch> , 2020

5. Kolimatör Hassaslığı

Gama kameranın radyonüklidlerin yaydığı gama fotonlarını dedekte edebilme yeteneğiyle tanımlanmaktadır. Düşük hassasiyetli bir sistem az miktarda gama fotonu algılamakta, yüksek hassasiyetli bir sistem ise daha fazla miktarda gama fotonu dedekte edebilmektedir. Belirli bir kristal için, kolimatörün delik çaplarının büyümesi ya da septaların incelenmesi hassasiyeti artırmaktadır. Bununla beraber diğer yöntem ise kristalin alanını veya kalınlığını artırmaktır. Bu yöntemde hassaslığı artıracaktır (Dorbala v.d., 2018)

6. Kolimatör Rezolüsyonu

Gama kameranın, birbirine yakın noktaları ayırt edebilme ve dolayısıyla daha fazla detay gösterebilmesidir. Kolimatörün, uzun ve ince deliklerin olması rezolüsyonu artırmaktadır. Kolimatör rezolüsyonu, kolimatörün izin verdiği açı aralığı veya kabul açısı üzerinden de tanımlanabilir. Sadece belirli aralıktaki açılarla gelen gama fotonları kabul edilerek kristale ulaştırılacaktır.

Hassaslıkla rezolüsyon arasında ters orantılı bir sistem mevcuttur. Yüksek hassaslı bir kolimatörde rezolüsyon düşüktür. Septaların aralarının geniş olması kristale ulaşacak gama foton sayısını artırırken, rezolüsyonu düşürmektedir (Demir, 2014).

a. Düşük enerjili çok amaçlı kolimatörler (LEGP)

LEGP kolimatörler hastadan çıkan fotonların birçoğunun geçişine izin verecek şekilde tasarlanan oldukça geniş deliklere sahiptir. Böylece rezolüsyon kaybı ancak hassasiyet oldukça yüksektir. Deliklerin geniş olmasından dolayı, daha geniş kaynak yüzeyinden çıkan fotonlar kabul edilmektedir. Bunun sonucunda görüntüdeki rezolüsyon azalmaktadır (Haliloğlu, 2018).

b. Düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu kolimatörler (LEHR)

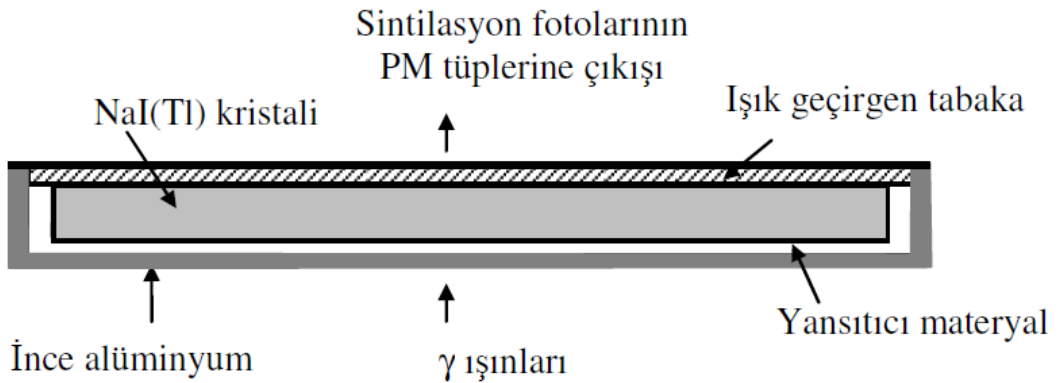
Delikleri daha dar ve septaları daha uzundur. Bu nedenle LEGP kolimatörlere kıyasla delik sayıları daha fazladır. Bu kolimatörler LEGP kolimatörlere göre daha yüksek rezolüsyonlu görüntüler elde edilmektedir.

c. Yüksek ve orta enerji kolimatörler

Düşük enerji kolimatörler, 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 radyonüklidlerden çıkan yüksek enerjiler (511-keV anihilasyon) için yeterli değildir. Bu nüklidlerden yayınlanan fotonlar LEGP kolimatörlerin ince septalarından geçerken görüntü rezülasyonunun zayıf olmasına yol açarlar. Septa geçirgenliğini azaltmak amacıyla daha kalın septalı yüksek-enerji kolimatörleri 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 görüntüleme için kullanılabilirler. Yüksek, orta ve düşük terimleri arasındaki ayırım net ve kesin bir şekilde tanımlanmamakla birlikte, bu kolimatörlerin kullanımı kurumdan kuruma farklılık gösterebilmektedir (Haliloğlu, 2018).

C. Sintilasyon Kristali

Genelde kristal malzemesi olarak NaI(Tl) kullanılmaktadır. Şekil 4.7'de görüldüğü gibi, kristale gelen ve sintile olmuş gama fotonlarını ışık yönlendiriciler aracılığıyla PMT'lere iletir. NaI(Tl) yaklaşık 1.85 civarında bir kırınımı indisine sahiptir. Bu nedenle sintilasyon kristalinden çıkan fotonları fotoçoğaltıcı tüplere yönlendirmek için bir ışık yönlendirici kullanılır.



Şekil 4. 7 NaI (Tl) Kristalinin Kesitsel Görüntüsü
Kaynak: Turan,2007

Sintilasyon kristali genelde geniş yüzeyli dikdörtgen şeklinde kullanılmaktadır. Kristalden çıkan ışıkların fazla olması için TiO_2 ile sarılmıştır. TiO_2 yansıtma özelliği fazla olan yansıtıcı bir malzemedir. Kristalin nemden korunması için çok ince bir Alüminyum (Al) tabaka ile kaplanmaktadır.

NaI kristali genelde Tl elementi ile kaplanır. Tl iyi bir aktivatör olması nedeniyle, NaI kristalinin foton yayınlama miktarını artırmaktadır (Knoll, 1989). Kristal kalınlığı gama ışınının enerjisine göre belirlenir. Çoğu genel amaçlı gama kameralarda 9.5 mm civarındadır. Sintilasyon kristalini ve eşlik eden elektronik devreleri istenmeyen radyasyondan korumak için etrafı kurşun bir zırh tabakası ile çevrelenmiştir.

Kristalde NaI tercih edilmesinin başlıca nedenleri;

1. Yoğunluğunun görece olarak yüksek olması ($\rho = 3.67 \text{ g/cm}^3$) ve atom numarası görece olarak yüksek bir element içermesidir (İyot, Atom numarası = 53). Bu nedenle, iyi bir absorblayıcı ve 50-250 keV aralığındaki x ve γ ışınları gibi nüfuz edici radyasyonlar için çok etkin bir dedektördür. (Bu enerji aralığındaki aralıktaki baskın etkileşme modu fotoelektrik absorpsiyondur.)
2. Absorblanan 30 eV radyasyon enerjisi başına yaklaşık bir görünür ışık fotonu yayınlayan çok etkin bir sintilatördür.
3. Kendi sintilasyon fotonlarına karşı oldukça geçirgendir. Bu nedenle rölatif olarak büyük kristal boyutlarında bile self-absorpsiyonla sintilasyon fotonu kaybı çok azdır.
4. Sintilasyon ışığı PM tüplerin peak cevabına uygundur.
5. Görece olarak ucuzdur.

Avantajlarının yanında başlıca dezavantajları da şunlardır;

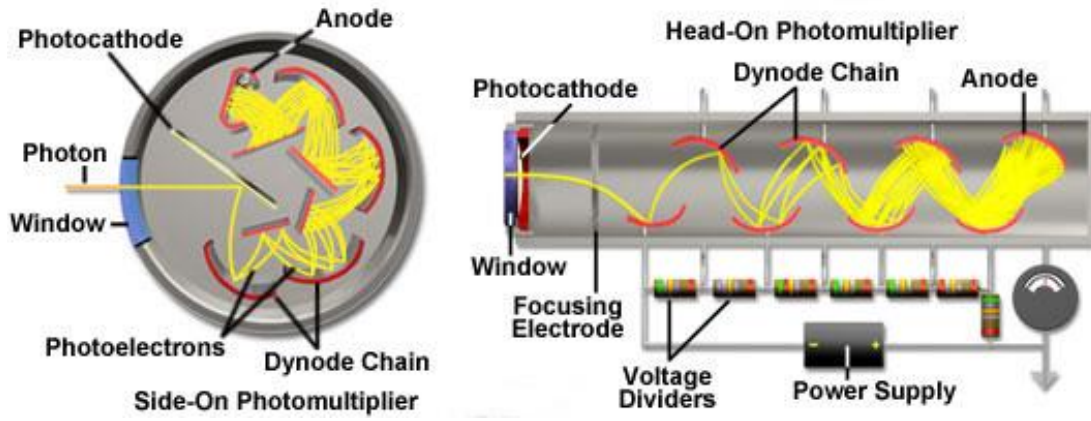
1. NaI (Tl) kristal oldukça kırılmandır ve mekanik darbe veya termal stres (yani hızlı sıcaklık değişimleri) ile kolayca kırılabilir.
2. Sodyum iyodür hidroskopiktir; kolayca nem çeker. Bu nedenle hermetik izolasyon gereklidir.
3. Daha yüksek γ enerjilerinde (250 keV'den büyük), baskın etkileşme modu compton saçılmasıdır. Bu nedenle yeterli dedeksiyon veriminin sağlanması için kristal boyutunun artırılması gerekir (Çetin, 2018).

1. Işık Yönlendirici Tabaka

Kristal ve foto tüp düzeneği arasındaki tabaka, sintilasyon fotonlarının kayıpsız olarak foto tüplere ulaşmasını sağlayan bir ışık taşıma alanıdır (ışık kılavuzu). Bu tabaka, ışık toplama veriminin değişmez kalması (uniform) için birkaç cm kalınlığında silikon yağ veya ışık geçirgen materyalden yapılmaktadır. Kristalde meydana gelen her bir etkileşme sonucu oluşan sintilasyon fotonlarının çok sayıdaki foto tüp arasında dağıtılmasını sağlayan bu optik geçirgen tabakanın kalın yapılması, sintilasyon merkezleri ile foto çoğaltıcı tüpler arasında artan uzaklığa dayalı olarak uzaysal rezolüsyonda bozulmalara neden olmaktadır. Bu nedenle ışık kılavuzları olabildiğince ince yapılmaktadır (Turan, 2007).

2. Foton Çoğaltıcı Tüpler (PMT)

Kristalde üretilen sintilasyon ışığı çok az olduğu için bu sintilasyonu yükselterek ölçülebilir bir elektrik sinyaline dönüştüren yapıdır. Şekil 4. 8'de belirtildiği gibi, ön yüzeyinde sintilasyon fotonlarının girmesi için cam bir pencere vardır ve görünür ışık çarptığında elektron yayan genellikle Sezyum Antimon (CsSb) gibi bialkali malzeme ile kaplıdır. Işığın elektronlara dönüşüm verimi kuantum verimi olarak da bilinir ve genel olarak fotokatoda çarpan 10 görünür ışık fotonu için 1-3 fotoelektron yayınlanır. Fotokatottun yakınında dinot denilen metaller bulunur. Dinod fotokatoda göre daha yüksek bir potansiyelde (+200-400V) tutulduğundan elektronları kendisine çeker. Bu yüksek gerilim altında hızlanan elektron odaklayıcı ızgara adı verilen bir düzenek yardımıyla dinoda yönlendirilir. Dinodlar görece olarak yüksek ikincil yayılım karakteristiğine sahiptir. CsSb bu amaçla da kullanılan bir malzemedir. Yüksek potansiyel altında hızlanarak ilk dinoda çarpan elektron dinot yüzeyinden birkaç elektron koparır. Bu elektron çoğaltma faktörü dinod ile fotokatod arasında uygulanan gerilime bağlı olarak değişir. Elektron çoğaltma faktörü dinod başına 3 ile 6 kat arasındadır. Bu olay çok sayıda (9-12 arasında) dinod için tekrarlanır. Sonuç olarak meydana gelen çok sayıda elektron anotda toplanır. Böylece anotda yüksek bir elektrik sinyali elde edilir. Üretilen akım miktarının fotokatod yüzeyine gelen ışık şiddeti ile dolayısıyla da γ ışınları tarafından kristale aktarılan enerji ile orantılıdır. Foton çoğaltıcı tüpler yüksek gerilim kaynağına gereksinim duyarlar (Leo, 1987).



Şekil 4. 8 Foton çoğaltıcı tüpün zayıf sintilasyon ışığını kuvvetlendirmesi
Kaynak: <http://www.olympusconfocal.com>, 2020

Örneğin eğer foton çoğaltıcı tüpte 10 dinod varsa ve ilk dinodun fotokatoda göre + 300 V' da tutuluyorsa, kalan 9 dinod için +100 V luk artımlarla + 1300 V gereklidir. Ayrıca foton çoğaltıcı tüpler voltaj değişimlerine karşı çok hassas olduklarından voltajın son derece stabil olması gereklidir. Örneğin yüksek voltajda %1' lik bir artış dahi anotta toplanan akımı yaklaşık %10 arttıracaktır. Foton çoğaltıcı tüpler manyetik alanlara karşı ultra duyarlıdır. Bu nedenle gama kameranın hareketi esnasında dünyanın manyetik alanına göre yöneliminin değişiminden kaynaklanabilecek kazanç değişimlerini önlemek için ince bir manyetik kalkanla kaplanmışlardır (Çetin, 2018).



Şekil 4. 9 Çeşitli Ebatlarda PMT'ler

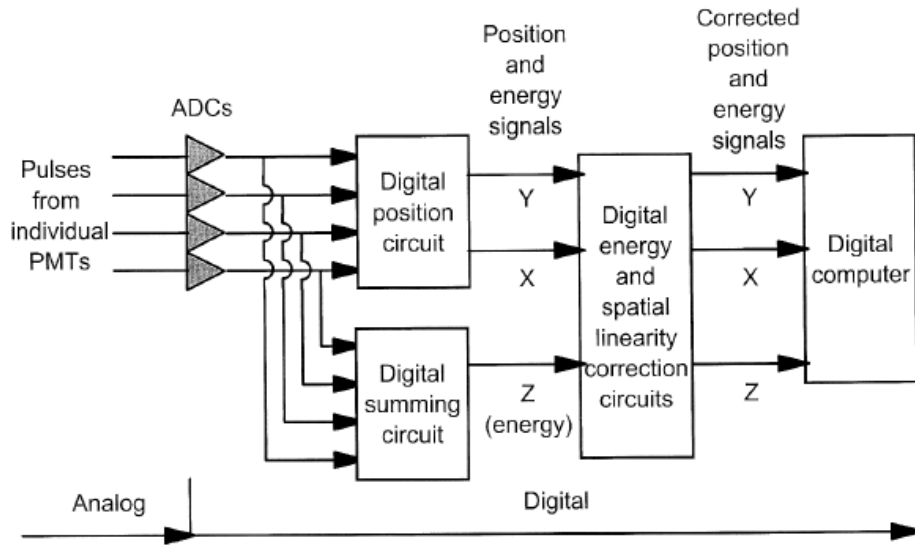
Kaynak: <http://www.datasheetdir.com>, 2020

Dedektör kristali ve fotoçoğaltıcı tüpler Şekil 4.9' da ışık geçirmeyen kurşun kaplı bir koruyucu muhafaza içerisine yerleştirilmiştir.

3. Elektronik Devreler

Kristale gelen gama fotonlarının, PMT'lerden çıktıktan sonraki sinyal kuvvetlendirme işlemi iki kademede gerçekleşir. İlk aşamada, PMT'lere yakın küçük bir ön kuvvetlendirici ile tüp çıkışından sağlanan akım bir kablo ile ana kuvvetlendiriciye aktarılacak kadar kuvvetlendirilir.

İkinci aşamada elde edilen elektrik sinyali esas kuvvetlendirici tarafından daha da kuvvetlendirilerek konumlandırıcı devrelere aktarılır. Konumlandırıcı devrelerin görevi rezolüsyonu iyileştirmektir. Pozisyon bilgisi her PMT'den elde edilen sinyali bir direnç ağı yardımıyla X^+, X^-, Y^+, Y^- olmak üzere dört çıkış hattına ayrılarak belirlenir. Z sinyali bir sintilasyon olayının kristalde oluşturduğu toplam ışık miktarı ile dolayısıyla γ ışınları tarafından kristale aktarılan enerji ile orantılıdır. Bu enerji bilgisi puls yükseklik analizörü tarafından kullanılır. Sonuç olarak, şekil 3.8 de gösterildiği gibi, bilgisayara X, Y ve Z olmak üzere 3 sinyal ulaşır. Bunlardan X ve Y konum, Z ise Enerji ile ilgilidir (Çetin, 2008).



Şekil 4. 10 Modern Gama Kamerada Elektronik Dönüşümler
Kaynak: Miyaoka, 2006

V. TEK FOTON EMİSYON BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİSİ (SINGLE PHOTON EMISSION TOMOGRAPHY, SPECT)

Vücut içerisindeki radyoaktif madde dağılımının üç boyutlu olarak, bir başka deyişle tomografik olarak görüntülenmesidir. SPECT cihazı aslında bir gama kameradır. Günümüzde çok sık olarak uygulanan miyokard perfüzyon sintigrafisi, beyin perfüzyon sintigrafisi bu tip çalışmalardır. Planar görüntüleme kullanılan gama ışını yayan maddelerin ve tomografik gama kameraların kullanıldığı bu yöntemde istendiği takdirde kemik, böbrek, akciğer sintigrafilerini de tomografik olarak uygulamak mümkündür (Bozkurt, 2011).

SPECT cihazının ilk temelleri 1917 yılında J.Radon tarafından yayınlanan bir yazı ile ortaya atılmıştır.1922 yılında X-ışını tüpü hasta etrafından döndürülerek tomografik görüntüleme yapılmasına rağmen bilgisayarlı tomografi henüz kullanımda olmadığından dolayı elde edilen üç boyutlu görüntüler anlamlandırılmamıştır. Gama kameraların 1960'lı yılların başlarında klinikte kullanılmaya başlamasıyla iki boyutta (planar) görüntüler elde edilebiliyordu ancak üç boyutlu görüntülere olan ihtiyaçlar da sürekli artmaktaydı. David E. Kuhl ve Roy Edwards yaptıkları çalışmalarda radyoizotoplarla üç boyutlu bir tomografik görüntünün (SPECT) elde edilebileceğini ispatlamışlardı. Ancak o günün bilgisayar teknolojisi verilerin depolanması ve tekrar işlenerek görüntünün elde edilmesine olanak sağlamıyordu. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sonucunda 1970'lerin sonlarında ilk SPECT kameralar klinikte kullanılmaya başladı. İlk zamanlarda tek dedektörlü olarak tasarlanan SPECT cihazları 1990'lı yıllarda iki ve üç dedektörlü olarak geliştirilmiştir. SPECT, vücut içerisindeki radyoaktif madde dağılımının üç boyutlu olarak, bir başka deyişle tomografik görüntülenmesine yönelik bir gama kamera uygulamasıdır. Bu uygulamada gama kamera önceden belirlenmiş belirli açılarda, belirli sürelerde durarak vücuttan yayınlanan gama ışınlarını bilgisayar hafızasına toplamaktadır. Cihazın bu şekilde görüntü almasından dolayı gama kamera gibi SPECT cihazı da emisyon görüntüleme tekniğini kullanır. SPECT cihazının hasta etrafında dönme

işlemi tüm açılarda amaçlanan veri toplanıncaya kadar devam eder. SPECT cihazının her açıda aldığı bilgiye projeksiyon adı verilir. Her bir dönüş açısında alınan görüntüler bilgisayarda rekonstrüksiyon programları yardımı ile yeniden elde edilmesi sağlanır (Genç, 2016).

VI. GAMA KAMERALARIN ÇALIŞMA PERFORMANSINI ETKİLEYEN KARAKTERİSTİKLER

Bir gama kamerada çalışma performansını etkileyen parametreler, enerji rezolüsyonu, uzaysal rezolüsyon, lineerite, sistem hassasiyeti (verim), homojenite ve sayım hızı ile karakterize edilmektedir (IAEA no.6, 2009). Bu parametlerden bir ya da birkaçının kötü olması gama kameranın performansını olumsuz yönde etkileyecektir. Bu olumsuzluğu önlemek için belirli periyotlarda performans karakteristiklerini kontrol etmek için testler yapılmaktadır.

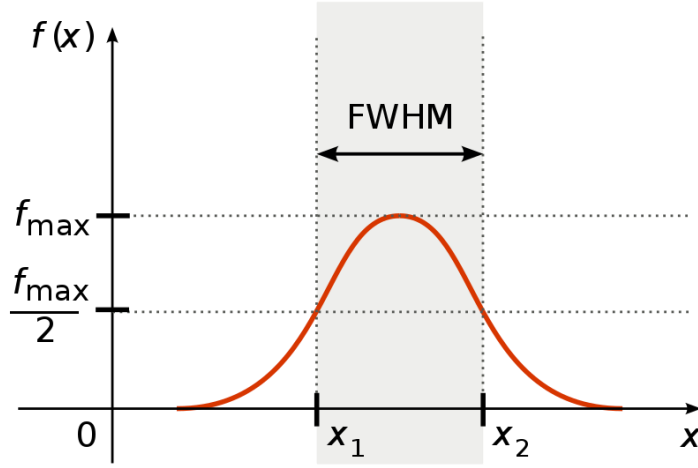
Gama kamerada performans, çevresinden merkezine doğru artmakta ve görüş alanı boyunca farklılık göstermektedir. Bu yüzden gama kameranın görüş alanı; geometrik veya tam görüş alanı (GFOV veya FFOV), tam görüş alanının %95'i olan faydalı görüş alanı (UFOV) ve GFOV'un %75'i olan merkezi görüş alanı (CFOV) olmak üzere üçe ayrılmaktadır (Hamilton, 2004).

A. Enerji Rezolüsyonu (% FWHM-Full Width at Half Maximum)

Enerji rezolüsyonu, bir sistemin iki farklı enerjideki gama fotonlarını birbirinden ayırt edebilme kabiliyetidir. Radyonüklüde ait enerji-sayım grafiğinde grafiğin radyonüklidin maksimum enerjisinde dar ve pik noktasına doğru keskin bir daralma yapması beklenir. Grafiğin pik yaptığı maksimum yüksekliğin yarısındaki genişliğinin (FWHM), radyonüklidin enerjisine bölünerek çıkan sonucu 100 ile çarpılarak hesaplanır. Modern kameralarda ekran üzerinde fotopikleri görüntülenmektedir (English ve Zimmerman, 1989). Şekil 6. 1 de belirtildiği

gibi, $\% FWHM = \frac{\Delta E(x_2 - x_1)}{E} \cdot 100$ Denklemde E radyonüklidin enerjisi,

$\Delta E(FWHM)$ fmax' ın yarısındaki genişliği $(x_2 - x_1)$ ifade etmektedir. Foton Enerjisi arttıkça enerji rezolüsyonu da iyileşir. Bu nedenle NaI (TI) dedektörünün enerji rezolüsyonunu ölçerken 662 keV enerjili ^{137}Cs kullanılmaktadır. NaI (TI) için ideal enerji rezolüsyon değeri %7 'dir.



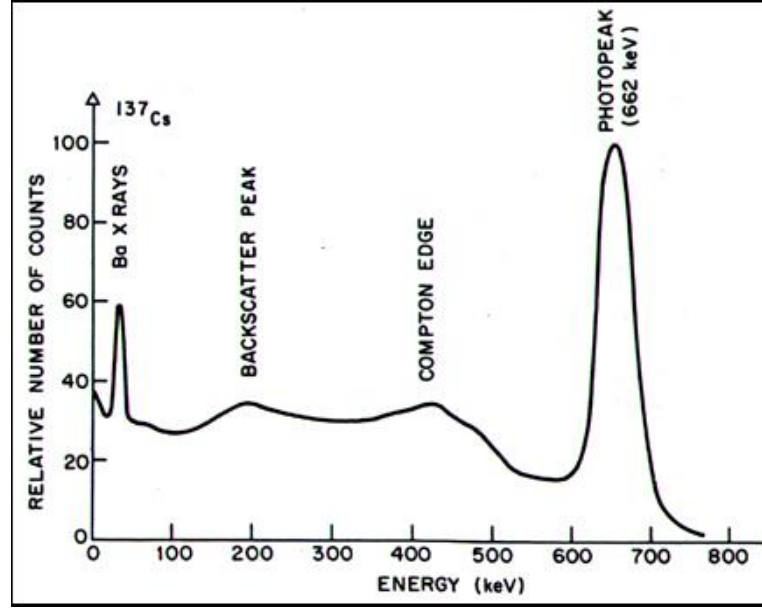
Şekil 6. 1 FWHM Grafikte gösterimi

Kaynak: en.wikipedia.org, 2020

Bu tezimizde bu denklem yerine Gauss ifadesinden faydalanacağız. Gauss denklemine göre, $FWHM = 2\sqrt{\ln 2} \cdot \sigma$ ifade edilmektedir. Buradaki σ standart sapmayı ifade etmektedir. Dedektörlerin Enerji rezolüsyon değerleri kullanım kılavuzlarında belirtilmiştir.

Ölçülen enerji rezolüsyonu üretici tarafından bildirilen rezolüsyon ile karşılaştırılır. Enerji rezolüsyonundaki düşüş kristal, PM tüp veya ön yükseltici devre arızalar ile ilgili olabilir ve ekipmanların servis alması gerekir. (Değer v.d., 2004)

Şekil 3.10' da gösterildiği gibi ^{137}Cs gama fotonu enerji spektrumuna bakacak olursak X ışınlarının enerji bölgesi, vücuttan zayıflayarak çıkan fotonlar, NaI (TI) kristali içinde birden fazla çarpışmaya maruz kalarak zayıflayan fotonlar, kolimatörün septalarında penetrasyona uğrayan fotonların oluşturduğu Compton bölgesi ve Radyonüklide ait fotopik belirtilmiştir. Enerji rezolüsyonunu ölçmek için önemli olan bölge fotopik olan kısımdır. FWHM: Fotopik Yarı Yüksekliğindeki Genişlik tüm sayımların %68'ini içerir. Bu aralıkta deteksiyon yapmak klinik için yeterli güvenliği sağlar. Pencere daraltılırsa, görüntü kalitesi iyileşir fakat görüntüleme süresi uzar. Bu durumda hastanın hareket etme ihtimali artar. Hareket görüntüde yanılığa sebep olur. Pencere fotopike simetrik olarak oturmalıdır. Sola kaymış pencere görüntü kalitesinin bozulmasına neden olan Compton sayımlarını da içerir. Bu da istenmeyen bir durumdur (Demir, 2014).



Şekil 6. 2 ^{137}Cs 'a ait gama enerji spektrumu

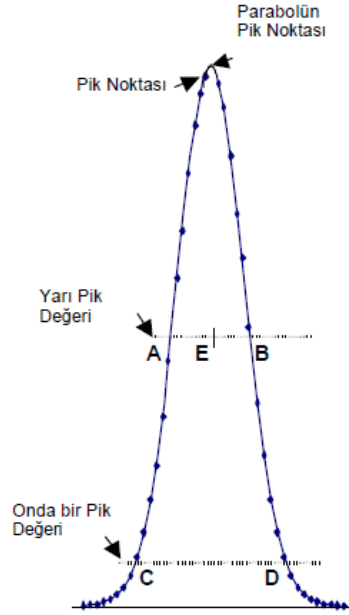
Kaynak: www.people.vcu.edu, 2020

B. Uzaysal Rezolüsyon (Ayrırma Gücü- FWHM)

Bir gama kamerada uzaysal rezolüsyonu (ayırma gücü), görüntülerdeki çok küçük detayları ve kenar keskinliğini ayırt edebilmesinin sayısal değeridir. Fotopikin yarı yükseklikteki genişliğidir. İntrensek rezolüsyon (kolimatör çıkarıldığında) ve ekstrensek rezolüsyon(kolimatörlü) olmak üzere iki şekilde incelenir. (Cherry vd, 2012).

Uzaysal ayırma gücüne etki eden faktörler; dedektör materyalinin kalınlığı, PMT sayısı, kolimatör çeşidi, rotasyon tipi (dairesel, elips) ve çapı, matris büyüklüğü, sayım süresi ve sayım miktarı, projeksiyon sayısı rekonstrüksiyon algoritması, SPECT filtreleri (Demir, 2014). Şekil 6. 3' de FWHM ve FWTM gibi ayırma gücünü etkileyen faktörlerin fotopik üzerinde kantitatif nasıl hesaplandığı belirtilmiştir.

Uzaysal çözünürlüğü kantitatif yöntemlerle ölçmek için çizgisel (LSF) veya noktasal (PSF) dağılım fonksiyonu kullanılarak, kalitatif olarak çizgisel fantomlarla yapılan ölçümlerle belirlenmektedir. Bir gama kameranın sistem Rezolüsyonu R_s , dedektörün R_i ve kolimatörün R_c uzaysal rezolüsyonlarının toplamına eşittir. $R_s^2 = R_i^2 + R_c^2$ Sistemin uzaysal rezolüsyonun değerinin düşük olması, gama kameranın ayırt etme gücünün daha iyi olması demektir. (Hamilton, 2004)



Şekil 6. 3 FWHM(A-B), FWTM(C-D) ve Pik noktasının merkezi(E) (onda bir yükseklikteki genişlik) fotopikte gösterimi

Kaynak : NEMA, 2007

C. Lineerite

Lineerlik radyoaktif kaynakların doğrusallığıyla ilgilidir. Birbirine paralel yan yana dizilmiş çizgisel radyoaktif kaynakların görüntüsünün doğrusal görünmemesi lineeritenin bozulduğu anlamına gelmektedir. Lineeritenin bozulması genelde PMT'lerdeki arızalardan kaynaklanmaktadır (Dorbola vd, 2018). Bu Tezde kantitatif yöntemlerle dedektörlerin linneritesi grafiklerle yorumlanacaktır.

D. Sistem Hassasiyeti (verim)

Sistem hassasiyeti kısaca tek bir radyasyonun algılanma ihtimalidir. Dedektör boyutlarına ve radyasyonun etkileşimlerine bağlıdır. Yüklü parçacıkların verimi yüksüz parçacıklara göre daha büyüktür (Selçuk, Tarih yok). Kolimatör verimi, kolimatörü aşarak dedektöre ulaşan foton kesri ile tanımlanır. Bir başka deyişle, kolimatör verimi kolimatörü geçerek dedektöre ulaşan foton sayısının kolimatöre çarpan toplam foton sayısına oranıdır. Gama kameralarda bu oran yüzde 1-3 mertebelerinde, bazen daha da azdır. Kolimatör verimini maksimize etmek için, kolimatörün fotonları engellediği yüzey alanını olabildiğince küçültmek üzere septa

kalınlığının olabildiğince küçük seçilmesi gerekir. Bunu gerçekleştirmek için lineer absorpsiyon katsayısı büyük bir septa malzemesi seçilir (Çetin, 2018). Bir gama kamera sisteminin uzaysal rezolüsyonu ile sayım verimi birbirleriyle ters orantılıdır. Eğer bir görüntüleme için yüksek hassasiyet (verim) kolimatörü yerine, yüksek rezolüsyon kolimatörü kullanılırsa, yüksek rezolüsyonlu kolimatör küçük yapıların kontrastında büyük iyileşmeler meydana getirecek, ancak sistemin sayım verimi düşeceğinden istatistiksel gürültü artacaktır. Bu sorun gama kamera teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, çok başlı (birden fazla dedektöre sahip, 2-4 başlı sistemler) kameraların üretilmesi ile çözülmüştür. Bu sistemler klasik tek başlı (tek dedektörlü) sistemler ile karşılaştırıldığında birçok avantaja sahiptir. Sistem birden fazla dedektöre sahip olduğu için görüntüleme sayım verimi artmaktadır. Bu doğrultuda, hastaya verilecek radyoaktivite miktarı azaltılabilmekte veya görüntüleme süresi kısaltılabilmektedir. Klinik uygulamada, tercih uzaysal rezolüsyonun artırılması yönünde ise, yüksek rezolüsyonlu kolimatörlerin kullanılması kaliteli imajların elde edilmesini sağlayacaktır (Köseoğlu, 2001).

E. Homojenite

Gama kamera görüntüleme sistemlerinde görüntü kalitesini etkileyen en önemli unsurlardan birisi de dedektör homojenitesidir. Homojenitenin bozulması önlenemez bazı etkenlere bağlı olabileceği gibi sistem elektroniğine bağlı hatalardan da kaynaklanabilir. Foton çoğaltıcı tüplerin uygun ayarlanmaması, kristaldeki kusur ve kırılmalar, yüksek sayım hızlarında çalışma veya puls yükseklik analizörün penceresinin hatalı ayarlanması homojeniteyi bozan önemli nedenler arasındadır (Aydemir, 2019). Kolimatöre bağlı homojeniteye ektensek homojenite, dedektöre bağlı homojeniteye ise interensek homojenite denmektedir. Homojenite testlerinin nasıl yapılacağı NEMA (Elektrikli cihazlar için uluslararası standartlar) tarafından belirlenmiştir.

F. Sayım Hızı

Gama kameraların sayım hızı; sintilasyon pulsunun uzun sönüm zamanı, sintilasyon dedektörünün ölü zamanı, kamera elektroniğinin davranışları ve görüntüleme birimi ve görüntüyü sayısal olarak işleyen (bilgisayar veya mikroişlemci

konsollarının eklenmesi durumunda) cihazların davranışından etkilenmektedir. Her sayım sisteminde, bir radyasyon olayının algılanması (yani radyasyonun dedektörle etkileşmesinden başlayıp pulsu şekillendirmesi, işlemesi ve son olarak pulsu kaydetmesi) için belli bir süre gerekmektedir. Bu süre boyunca dedektör gelen ikinci bir olaya karşı duyarsız kalmaktadır (Saha, 2002). Dedektörün ikinci bir olayı detekte edemediği bu sınırlı süre ölü zaman olarak tanımlanmaktadır (Sharma v.d., 1992). Ölü zaman ve zamansal rezolüsyon çoğu kere birbirlerinin yerine kullanılsa da zamansal rezolüsyon, sistem elektroniğini ve çeşitli devre parametrelerini kapsayan daha genel bir tanımdır. Bu anlamda, dedektörün sayım yapamadığı ve ikinci bir olayı algılayamadığı süre ölü zaman, ilk durumuna dönen sistemde sayılabilen iki puls arasında geçen süre de zamansal rezolüsyon veya ayırma zamanı olarak tanımlanmaktadır. Her ölçüm cihazının karakteristik bir ölü zamanı veya puls ayırma zamanı vardır ve yüksek sayım hızlarında ölü zaman kaybı her sayım sistemi için ciddi bir problemdir. Gama kameralarda, yüksek sayım hızlarında, dedektörün ölü zamanı boyunca ardı sıra gelen iki puls eş zamanlı olarak kaydedilebilmekte ve üst üste binen bu pulslar, gerçeği yansıtmayan daha büyük tek bir puls oluşturacak şekilde işlenebilmektedir (*puls pile-up*). Dedektöre gelen orijinal gama ışınlarının meydana getirdikleri pulslardan daha büyük yüksekliğe sahip olan bu pulslar, PHA pencere ayarının dışına düşerek yok edilmektedir. Bu anlamda, ölü zamandan kaynaklanan puls pile-up sintilasyon kameraları için ciddi bir sorun teşkil etmektedir. Ayrıca kameralarda, saçılan iki fotonun aynı anda dedekte edilmesi ve bunların foto pike eşit yükseklikte bir puls üreterek, PHA ayarı içine düşmesi, yanlış pozisyon bilgisi taşıyan olayların görüntüye dahil edilmesine neden olmakta ve uzaysal rezolüsyonu bozarak görüntü kalitesini etkilemektedir. Bunları yanı sıra, saçılan foton sayısının artması ve analizör pencere genişliğinin büyütülmesi, kamera ölü zamanını ve sayım hızını etkileyen diğer önemli parametrelerdir. Bu doğrultuda, gama kameraların performansı değerlendirilirken söz konusu olayların ve sayım hızlarındaki kayıpların göz önüne alınması önerilmektedir (Saha, 2002).

VII. SİNTİLYASYON NaI(Tl) DEDEKTÖRLERİ

Sintilatörler iyonlaştırıcı radyasyonlarla etkileşme sonucu kıvılcım veya parıldama oluşturan katı, sıvı veya gaz maddelerdir. Parçacık dedektörü olarak kullanılan ilk katı madde olan sintilatör 1910 yılında Rutherford tarafından alfa saçılma deneyinde kullanılmıştır (Tsoulfanidis, 1995).

Alfa parçacıkları ve elektronlar (beta parçacıkları, Auger ve iç dönüşüm elektronları) görüntülemeye çok az kullanıma sahiptirler çünkü doku içerisinde birkaç milimetreden öteye penetre olamazlar. Bu yüzden yüzeysel organlar dışında vücuttan kaçamazlar ve dışarıda yeralan bir radyasyon dedektörü tarafından dedekte edilemezler. Elektron emisyonu yolu ile oluşturulan Bremsstrahlung radyasyonu oldukça girişken olmasına rağmen bu radyasyonun intensitesi çok zayıftır. Bu yüzden emisyon yöntemi ile yapılacak görüntüleme işlemlerinde gama-ışınları tercih edilmektedir. (Cherry, 2003)

Sintilyasyon dedektörlerinde dedeksiyon, radyasyonun parıldama özelliğindeki bir madde (sintilatör) ile etkileşmesi sonucu oluşan parıldamadan faydalandığı mekanizma ile gerçekleşir. Çalışma prensibinde ise Şekil 7. 1 'de belirtildiği gibi dedektöre gelen gama ışını ilk olarak sintilatör maddesi ile etkileşir. Bu etkileşme sonucunda uyarılmış durumda kalan atom, taban duruma geçer ve bunun sonucunda görünür bölgede foton yayınlamasına neden olur. Bu yayınlanan fotonların şiddeti ise dedektöre gelip sintilatör ile etkileşen gamanın enerjisiyle doğru orantılıdır. Yayınlanan foton çoğaltıcı görevi gören fotoçoğaltıcı tüp içerisinde elektronlara dönüştürülür ve bir sinyal ölçümü yapılır (Yener, 2006).

Sintilyasyon dedektörlerinde katı dedektör maddesi kullanılmasının sebebi yoğunluğunun ve atom numarasının büyük olmasıdır. Böylece elektron sayısı da fazla olacaktır. Radyasyonun madde ile etkileşmesi de atom numarasına bağlıdır. Katılarda sürüklenme, gazlardaki gibi olmadığından sintilyasyon dedektörlerinde bunu telafi etmek için parıldama olayı kullanılır (Yıldırım, 2008).

VIII. Yarı İletken Kadmiyum Çinko Tellür (CdZnTe) Dedektörleri

Yarı iletken dedektörlerde genellikle Silikon (Si) ve Ge (Germanyum) kullanılmıştır. İlk kez Van Heerden 1945 yılında radyasyon ölçümlerinde kullanmak için AgCl kristalleri üzerinde çalışmalar başlamıştır. AgCl kristali, alfa tanecikleri ve gama ışınlarını dedekte etmekte kullanmıştır. Sonrasında ise geniş bant aralığına sahip yüksek atom numaraları olan kristallerde gama spektroskopisinde kullanmak için araştırmalar yapılmıştır. Yapılan bu araştırmalarda öncelikle ikili bileşimler de incelenip geliştirilirken sonralarında CdZnTe gibi üçlü bileşimlerde geliştirilmeye başlanmıştır (Sordo vd. 2009).

CdZnTe dedektörlerin, normal olarak, -30°C ile $+50^{\circ}\text{C}$ aralığındaki saha şartlarında ve özellikle uzay, astrofizik ve nükleer spektroskopi araştırmalarında, medikal görüntüleme, nükleer madde güvenliği denetimi (safeguard) ve sanayi uygulamalarında kullanımları giderek artmaktadır. Bunların tercih edilme nedenleri, temelde CdZnTe yarı iletken malzemesinin kendine özgü bazı özelliklerine bağlıdır. Bunlar aşağıda özetlenmiştir:

- 1) Dedektörlerin oda sıcaklığında çalışabilmesi, sıvı azot veya elektrikle soğutma gereksinimi olmadığı için çok küçük boyutlarda (compact) yapılabilir olmaları, böylece konumsal sınırlayıcı alanlarda da kullanılabilmelerine olanak sağlar.
- 2) CdZnTe kristalin yüksek dirençli ($5 \times 10^{10} - 10^{11} \Omega \text{ cm}$) olması sonucu geniş bir enerji band aralığına (1,572-1,70 eV) sahip olması ve dolayısıyla düşük düzeyde kalan kaçak akımların ($< 2,5 \text{ nA}$) oluşması avantajını sağlar. Düşük kaçak akımlar nedeniyle, dedektörde düşük gürültü oluşması ve bunun sonucunda da sinyal/gürültü oranının yüksek elde edilmesi, CdZnTe için diğer bir önemli üstünlüktür.
- 3) Düşük kaçak akımların olmasının diğer bir sonucu ise, CdZnTe dedektörler için elektronik gereksinimi, çok daha az enerji harcayan minyatürize entegre (integrated circuit) devreli elektronik elemanlar kullanılarak yapılmasına olanak verir ve böylelikle dedektörlerin çok küçük boyutlu, elde taşınabilir üretilmesini mümkün kılar.

4) CdZnTe kristal, çizelge 8.1 'de belirtildiği gibi, yüksek yoğunluklu ($5,78-5,9 \text{ g.cm}^{-3}$) ve yüksek etkin atom numaralı, ($Z_{\text{eff}}=49,1-49,6$) olması nedeniyle, radyasyona karşı yüksek durdurma gücüne sahiptir ve bunun sonucunda radyasyon soğurmasında daha etkindir (Bor vd, 2008).

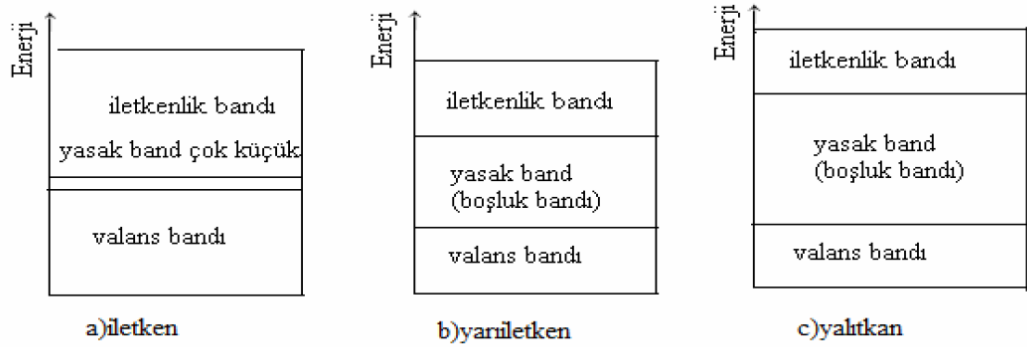
Çizelge 8.1 CdZnTe kristalinin karakteristik özellikleri (Sordo vd. 2009)

Malzeme Özellikleri	$\text{Cd}_{0,9}\text{Zn}_{0,1}\text{Te}$
Kristal Yapısı	Kübik
Atom Numaraları	48, 30, 52
Yoğunluk (g.cm^{-3})	5,78
Bant Genişliği (eV)	1,57
İyon Çifti Oluşum Enerjisi (eV)	4,6
Özdirenç ($\Omega \text{ cm}$)	10^{10}
Elektron mobilite- ömür çarpımı $\mu_e \tau_e$ (cm^2/V)	$10^{-3}-10^{-2}$
Oyuk mobilite- ömür çarpımı $\mu_h \tau_h$ (cm^2/V)	10^{-5}

Gama ışını yarı iletken dedektör malzemesine çarptığında enerjisini bırakır. Çarpıştığı atomdan enerji yüklü bir elektron kopartarak yok olur. Bunun sonucunda yarı iletkende iyonizasyonla iki farklı taşınır yük meydana gelir. Bunlar elektronlar ve boşluklardır. Dedektöre oluşan zıt yüklerin negatif ve pozitif elektrotlara doğru hızla çekilmesini sağlamak amacıyla bir voltaj uygulanır. Bu sayede elektronlar zıt yükü olan pozitif elektrota, boşluklar ise negatif elektrota doğru çekilirler. Yarı iletken gelen her bir gama ışını için bu olay tekrarlanır. Böylece gama ışını yarı iletken dedektörde doğrudan bir elektronik sinyale dönüşmüş olur (Early vd, 1985).

Bir katıda, dış yörünge elektronlarının komşu atomlarla etkileşmesi sonucu atomik enerji düzeyleri yarılarak enerji bantlarına dönüşür. Katının yapısında bulunan her bir elektron bu bantlardan birinde yer alır. Şekil 8. 1'de belirtildiği gibi, alttaki valans bandı kristal örgüsüne bağlı elektronların enerji durumlarını verir. Üstteki iletkenlik bandı ise kristal içinde serbest olarak hareket edebilen elektronları temsil eder. İletkenlik bandındaki elektronların sayısı maddenin elektrik iletkenliğinin bir ölçüsüdür. Bu iki bant arasında gösterilen boşluğa yasak bant denir. İletken maddelerde elektronların iletkenlik bandına geçmeleri için çok küçük uyarılar yeterli olurken, yalıtkanlarda 7-8 eV'lik enerjilere gereksinim vardır. Yarı iletkenler ise iletkenliği yalıtkanlarla iletkenler arasında ve yasak bant genişliği en çok 1 eV olan

malzemelerdir. Dolayısı ile termal uyarılar kadar küçük uyarılar dahi elektronların iletkenlik bandına geçerek yarı iletken kristalin iletken gibi davranmasına neden olur (Yener, 2006).



Şekil 8. 1 İletken, yarı iletken ve iletken maddeler için enerji bant yapıları
Kaynak: Gökgöz, 2010

Yarı iletken dedektörlerde NaI(Tl) sintilatör dedektörlerinde bulunan PMT'ler olmadığı için gelen radyasyonu hemen elektrik sinyaline dönüştürmektedir. Böylece ölü zaman olmamaktadır. Buda NaI(Tl) kristaline göre daha iyi enerji çözünürlüğü elde edilmektedir (Viladimir vd, 2015).

IX. MATERYAL VE YÖNTEM

A. Gama Kameralar

Tez çalışmasını İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Anabilim Dalı'nda bulunan GE Discovery NM 530 marka (CdZnTe yarıiletken dedektörlü) gama kamera ve GE Tandem Discovery 630 marka (NaI (Tl) sintilasyon dedektörlü) gama kameralarda gerçekleştirilmiştir. Cihazların özellikleri çizelge 9.1'de belirtildiği gibidir.

Çizelge 9. 1 GE marka Discovery NM 530c model ve GE marka Tandem Discovery 630 marka, gama kameraların özellikleri (Samira vd, 2017).

Özellik	GE Discovery NM 530c	GE Tandem Discovery 630
Kristal Kalınlığı	5 mm	12.4mm
Dedektör malzemesi	CdZnTe	NaI(Tl)
Gama Kamera Türü	SPECT	SPECT
Foto Çoğaltıcı Tüp sayısı	-	54 x 2
Kolimatör tipi	Pin Hole	Paralel Hole
Dedektör yoğunluğu	5.78 g/cm ³	3.76 g/cm ³
Işık dönüşümü	%100	%13
Ölü zaman	Yok	>20000 sayım
Puls üretimi	~ 3-6 eV'da bir	~ 30 eV'da bir



Şekil 9. 1 GE Marka ve Tandem Discovery NM630 Çift Dedektörlü SPECT
Kaynak: www.medicaexpo.com



Şekil 9. 2 GE Marka ve Discovery NM530 CdZnTe Yarıiletken Dedektörlü SPECT
Kaynak: www.medicaexpo.com

B. Deney Materyelleri, Fantomlar ve Radyonüklid Aktiviteleri

1. Teknesyum(^{99m}Tc)

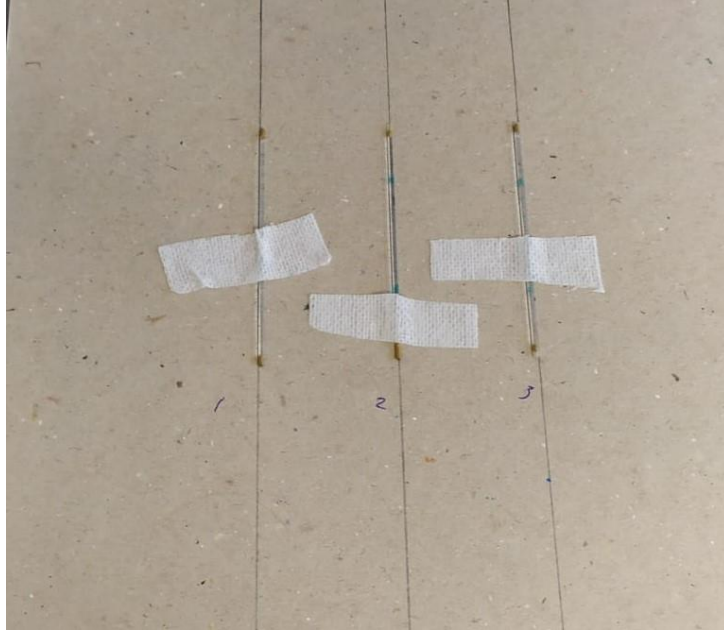
Günümüzde nükleer tıp merkezlerinde en çok kullanılan radyonüklid ^{99m}Tc 'dir. Bu radyonüklidin fiziksel özellikleri gama kameralarda dedeksiyon için

idealdir. Teknesyumun 6 saat fiziksel yarılanma süresi vardır. 140 keV monoenerjili gama ışınına sahiptir. Radyoizotop jeneratörlerinde kolaylıkla üretilmektedir. Tüm bu özellikleri, alınan sintigrafik görüntülerin çok kaliteli olması ve hastaya verilen radyasyon dozunun çok düşük olmasını sağlayabilmektedir. Ayrıca hastaya yapılan testin tekrarlanması imkanında sağlayabilmektedir. ^{99m}Tc 'nin 140 keV'lik gama ışını dokulardan geçerek dedektöre ulaşacak kadar yüksek enerjiye sahiptir. Bununla beraber kolimasyon özelliği sağlanacak kadar da düşük enerji karakterine sahiptir. Yani kolimatörün septalarında kolaylıkla absorbe edilebilmektedir. Tüm bu özellikleri nedeniyle ^{99m}Tc tanıda kullanılmaya çok elverişlidir (Demir, 2014).

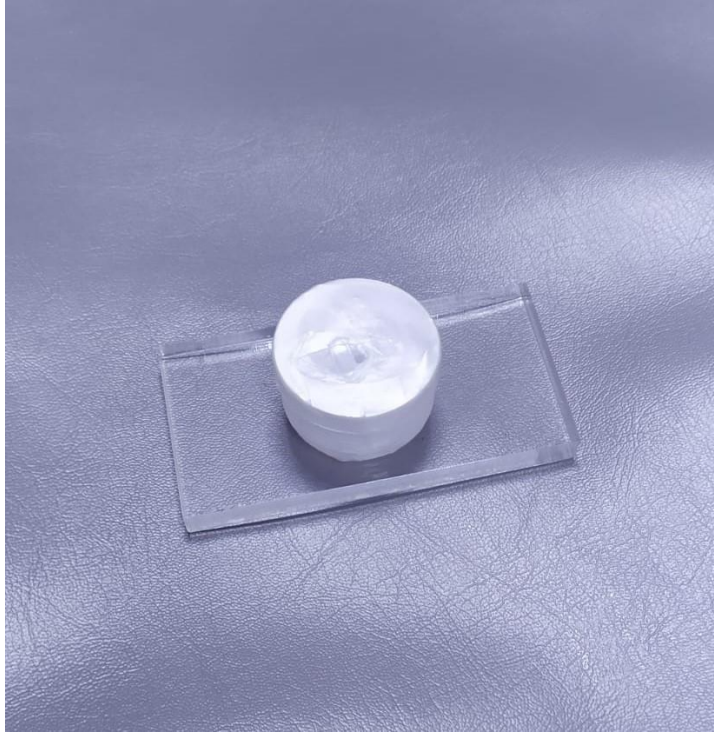
Bu tez çalışmamızda kullandığımız Teknesyum aktiviteleri şu şekilde hazırlanmıştır. Bir vialin içinde 1 mCi/5ml konsantrasyonda Tc-99m solüsyonu, ikinci bir vialde 2 mCi/10ml konsantrasyonda Tc-99m solüsyonu ve üçüncü bir vialde 3 mCi/15ml konsantrasyonda Tc-99m solüsyonu hazırlanmıştır. Viallerin her birinden ayrı ayrı Tc-99m solüsyonları çekilerek iç çapları 1 mm, uzunluğu 7.5 cm ve hacmi 0.8 ml olan kapiller tüplere konuldu. Tüplerin uçları macun ile kapatılmıştır. Tüp içindeki aktivite miktarı doz kalibratöründe ölçülmüş, background sayım düzeltilmesi yapılarak net Tc-99m aktiviteleri belirlenmiştir. Ölçüm saatleri kaydedilmiştir. Tüpler şekil 9.3'te gösterildiği gibi bir kartonun üzerine aralarında 4'er cm aralık olacak şekilde yerleştirilip sabitlenerek çekime hazırlanmıştır. Ayrıca şekil 9.4'te gösterildiği gibi 3 cm çaplı plastik bir petri kabına 0.5 mCi / 3ml Tc-99m solüsyonu konularak çekime hazırlanmıştır.

2. Kapiller Tüp ve Petri Kabı

Deney düzeneğimizde şekil 9.3'te gösterildiği gibi bir karton üzerine 4'er cm aralıklarla kapiller tüpleri birbirlerine paralel olacak şekilde sabitlenmiştir. Kullanılan kapiller tüplerin iç çapları 1 mm, uzunluğu 7.5 cm ve hacmi 0.8 ml 'dir. Ayrıca şekil 9.4'te gösterilen çapı 3 cm olan petri kabı da deneyde kullanılmıştır.



Şekil 9. 3 Kapiller tüpler, araları 4'er cm olacak şekilde birbirlerine paraleller.



Şekil 9. 4 Petri kabı

C. Görüntüleme Teknikleri

Kapiller tüpler iki ayrı gama kamerada eşit geometrik koşullarda görüntülenmiştir. Gama kameralarda dedektör- tüp arası mesafe 18 cm olarak sabit

tutulmuştur. Çekimlerin sonlandırılması klinik çekim prosedürüne uygun olarak toplam sayıma göre yapılmıştır. Toplam sayım için Discovery NM 530c cihazındaki çekimler 7 dakika, Tandem Discovery 630 cihazında ise 6.04 dakikada tamamlanmıştır.

D. Görüntü Kantifikasyonları

Görüntü kantifikasyonları gama kameraların iş istasyonlarında yapılmıştır. Görüntüler iş istasyonuna taşınarak tüplerin etrafından ilgi alanları (ROI'ler) çizilmiştir. ROI içindeki toplam sayımlar belirlendi. Kapiller tüplerin herbiri için ayrı ayrı aktivite kaybı düzeltmesi yapılmıştır. 3 tüpün ayrı ayrı sayım/aktivite miktarları belirlenmiştir.

Gama kameraların uzaysal rezolüsyonları, 3 farklı aktiviteli tüp için ayrı ayrı çıkarılmıştır. Tüplerin SPECT aksiyal kesit görüntülerinden 0-40 mm arasındaki sayım değişim verileri belirlenmiştir. Bu konum-sayım verileri Gaussian değişim grafiğine dönüştürülmüştür. Aşağıdaki matematiksel formüller kullanılarak uzaysal rezolüsyonlar ve enerji rezolüsyonları hesaplanmıştır.

$$\text{Uzaysal rezolüsyon, FWHM} = 2 \cdot \sqrt{2 \ln 2} \cdot d$$

$$\text{Enerji Rezolüsyonu, FWHM \%} = \frac{\text{Uzaysal Rezolüsyon}}{\text{Radyonüklid Gama Enerjisi}} \times 100$$

$$\text{FWHM \%} = \frac{2 \cdot \sqrt{2 \ln 2} \cdot d}{140 \text{ keV}} \cdot 100$$

Lineerite (doğrusallık) ölçümleri 3 farklı aktiviteye sahip kapiller tüp sayımlarından çıkarıldı. Gama kameralarda ayrı ayrı görüntülenene ve ROI'leri çizilen tüplerin sayım-aktivite değişimleri çizilerek lineeriteler belirlendi.

Sensitivite ölçümleri için 3 cm çaplı plastik bir petri kabına 0.5 mCi/3ml Tc-99m solüsyonu konuldu. Önce doz kalibratöründe net aktivitesi ölçüldü ölçüm saati kaydedildi. Petri kabı her iki gama kamerada sabit geometride 7 dakika süre görüntüledi. Görüntüler iş istasyonuna taşındı. Görüntü üzerinde ROI'ler çizilerek sayım/aktivite (cps/ μ Ci) miktarları belirlendi.

X.BULGULAR

A. Enerji Rezolüsyonu ve Uzaysal Rezolüsyon

1. GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamera

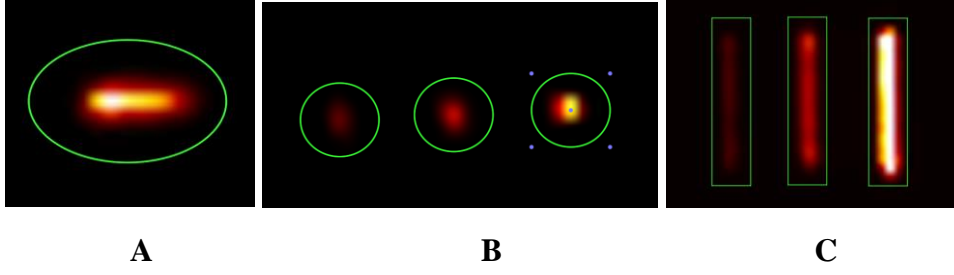
Tandem Discovery 630 cihazında 3 ayrı kapiller tüp Şekil 10. 1’de belirtildiği gibi çekim yapılmıştır. Aksiyel kesit (kısa eksen) görüntüleri üzerinde 0-4 mm uzunluğundaki bölgede ROI’ler çizilerek sayım değişimleri belirlenmiştir (Şekil 10.2). Sayımlar İmageJ programına aktarılmıştır. İmageJ’ de çizelge 10. 1-3-5 ‘de belirtilen konum-sayım değişimleri çıkarıldı. Elde edilen Gaussian konum-sayım değişim grafikleri çıkarıldı (Şekil 10. 3-4-5). Bu grafikler kullanılarak 3 farklı tüp ve 3 farklı Tc-99m aktivitesi için her bir gama kameranın uzaysal rezolüsyonu (mm) ve enerji rezolüsyonu hesaplandı. Sonra ortalama değerler alındı.



A

B

Şekil 10.1 (A) GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada kapiller tüplerin çekimi, (B) ekranda kesitsel görüntülerin gösterimi



Şekil 10. 2 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada kapiller tüpün farklı düzlemsel kesit görüntülerdeki. (A) Uzun eksen (Koronal) kesit (B) Kısa eksen (axial) kesit (C) Uzun eksen (sagittal) kesiti. Dış konturlar ROI çizimleridir.

Çizelge 10. 1 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek net aktivite değerine sahip(32,33 μ Ci) kaynağa ait, sayım – konum değerleri

Konum(mm)	Sayım(cps)
0.0000	0.2021
0.4119	0.2026
0.8239	0.2032
1.2358	0.2041
1.6478	0.2052
2.0597	0.2068
2.4716	0.2090
2.8836	0.2120
3.2955	0.2160
3.7075	0.2212
4.1194	0.2283
4.5313	0.2375
4.9433	0.2496
5.3552	0.2654
5.7672	0.2857
6.1791	0.3119
6.5910	0.3453
7.0030	0.3877
7.4149	0.4411
7.8268	0.5081
8.2388	0.5914
8.6507	0.6944
9.0627	0.8210

Çizelge 10. 1 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek net aktivite değerine sahip(32,33 μ Ci) kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

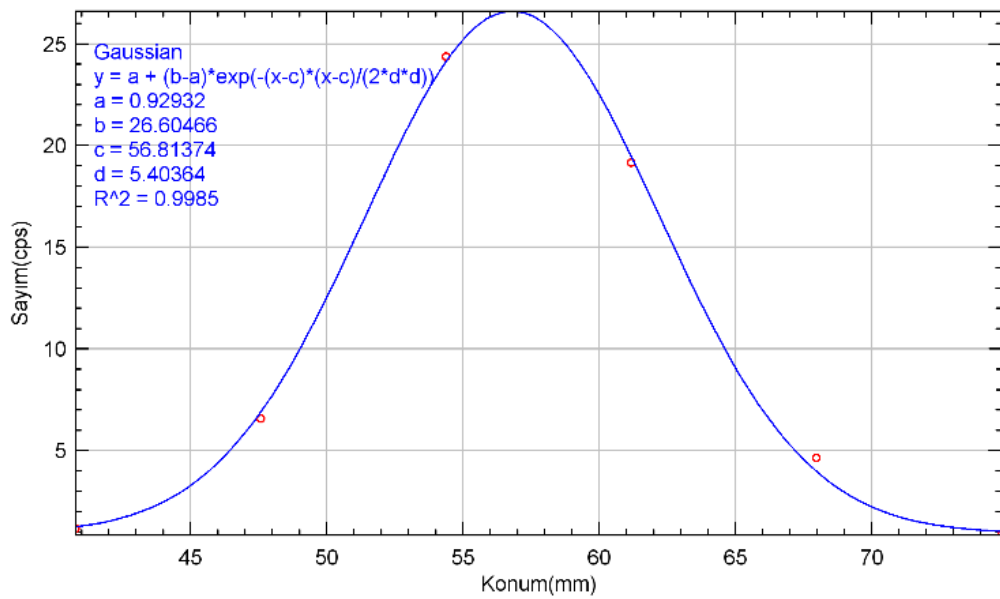
Konum(mm)	Sayım(cps)
9.4746	0.9756
9.8865	1.1630
10.2985	1.3889
10.7104	1.6592
11.1224	1.9806
11.5343	2.3601
11.9462	2.8053
12.3582	3.3240
12.7701	3.9242
13.1821	4.6139
13.5940	5.4007
14.0059	6.2922
14.4179	7.2949
14.8298	8.4145
15.2418	9.6553
15.6537	11.0200
16.0656	12.5096
16.4776	14.1226
16.8895	15.8552
17.3015	17.7007
17.7134	19.6497
18.1253	21.6898
18.5373	23.8053
18.9492	25.9779
19.3612	28.1863
19.7731	30.4067
20.1850	32.6131
20.5970	34.7778
21.0089	36.8721
21.4208	38.8663
21.8328	40.7312

Çizelge 10. 1 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek net aktivite değerine sahip(32,33 µCi) kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım(cps)
22.2447	42.4383
22.6567	43.9606
23.0686	45.2733
23.4805	46.3547
23.8925	47.1863
24.3044	47.7540
24.7164	48.0479
25.1283	48.0628
25.5402	47.7985
25.9522	47.2596
26.3641	46.4555
26.7761	45.3999
27.1880	44.1109
27.5999	42.6098
28.0119	40.9211
28.4238	39.0717
28.8358	37.0899
29.2477	35.0049
29.6596	32.8463
30.0716	30.6430
30.4835	28.4228
30.8955	26.2120
31.3074	24.0345
31.7193	21.9119
32.1313	19.8631
32.5432	17.9037
32.9552	16.0467
33.3671	14.3017
33.7790	12.6757
34.1910	11.1729
34.6029	9.7948

Çizelge 10. 1 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek net aktivite değerine sahip(32,33 µCi) kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım(cps)
35.0148	8.5409
35.4268	7.4086
35.8387	6.3937
36.2507	5.4906
36.6626	4.6930
37.0745	3.9933
37.4865	3.3840
37.8984	2.8570
38.3104	2.4043
38.7223	2.0181
39.1342	1.6909
39.5462	1.4155
39.9581	1.1852
40.3701	0.9939
40.7820	0.8361



Şekil 10. 3 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek net aktivite değerine sahip(32,33 µCi) kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği

Çizelge 10. 2 En yüksek aktiviteli kapiller tüpe ait özellikler

3,09 mCi / 15ml Teknesyum 99m Dolu Çizgisel Kaynak

Net Aktivite (μ Ci)	32,33
Çekim Tekniği	Kalp Çekimi
Çekim Süresi (Dakika)	6,04
Uzaysal Rezolüsyon (mm)	12,6834944
Enerji Rezolüsyonu (%)	9,05963886

Çizelge 10. 3 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 21,89 μ Ci net aktiviteli kaynağa ait, sayım – konum değerleri

Konum(mm)	Sayım (cps)
40.7820	1.2442
41.1253	1.3088
41.4686	1.3847
41.8118	1.4736
42.1551	1.5773
42.4984	1.6976
42.8417	1.8366
43.1850	1.9964
43.5283	2.1793
43.8715	2.3877
44.2148	2.6239
44.5581	2.8905
44.9014	3.1899
45.2447	3.5245
45.5880	3.8966
45.9312	4.3084
46.2745	4.7618
46.6178	5.2586

Çizelge 10. 3 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 21,89 µCi net aktiviteli kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
46.9611	5.8001
47.3044	6.3872
47.6477	7.0205
48.6775	9.1938
49.0208	10.0051
49.3641	10.8558
49.7074	11.7426
50.0506	12.6611
50.3939	13.6064
50.7372	14.5726
51.0805	15.5534
51.4238	16.5416
51.7671	17.5294
52.1103	18.5086
52.4536	19.4706
52.7969	20.4064
53.1402	21.3071
53.4835	22.1636
53.8267	22.9669
54.1700	23.7086
54.5133	24.3803
54.8566	24.9746
55.1999	25.4847
55.5432	25.9046
55.8864	26.2294
56.2297	26.4551

Çizelge 10. 3 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 21,89 μ Ci net aktiviteli kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

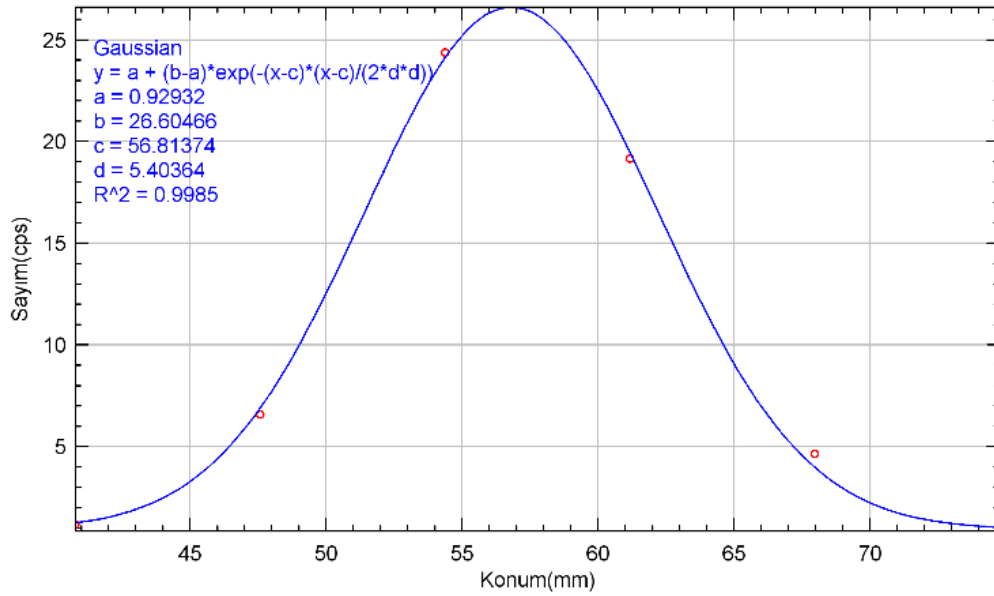
Konum(mm)	Sayım (cps)
56.5730	26.5792
56.9163	26.6000
57.2596	26.5174
57.6029	26.3323
57.9461	26.0470
58.2894	25.6649
58.6327	25.1904
58.9760	24.6293
59.3193	23.9878
59.6626	23.2734
60.0058	22.4939
60.3491	21.6577
60.6924	20.7737
61.0357	19.8509
61.3790	18.8984
61.7223	17.9251
62.0655	16.9397
62.4088	15.9507
62.7521	14.9661
63.0954	13.9932
63.4387	13.0387
63.7819	12.1087
64.1252	11.2087
64.4685	10.3430

Çizelge 10. 3 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 21,89 μ Ci net aktiviteli kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
64.8118	9.5154
65.1551	8.7291
65.4984	7.9863
65.8416	7.2885
66.1849	6.6366
66.5282	6.0309
66.8715	5.4711
67.2148	4.9565
67.5581	4.4858
67.9013	4.0574
68.2446	3.6696
68.5879	3.3202
68.9312	3.0069
69.2745	2.7274
69.6178	2.4793
69.9610	2.2600
70.3043	2.0671
70.6476	1.8983
70.9909	1.7512
71.3342	1.6236
71.6775	1.5135
72.0207	1.4188
72.3640	1.3379
72.7073	1.2689
73.0506	1.2105
73.3939	1.1611

Çizelge 10. 3 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 21,89 µCi net aktiviteli kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
73.7372	1.1197
74.0804	1.0850
74.4237	1.0562
74.7670	1.0322



Şekil 10. 4 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 21.89 µCi net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği

Çizelge 10. 4 2. Kapiller tüpe ait özellikler

2,08 mCi / 10ml Teknesyum 99m Dolu Çizgisel Kaynak

Net Aktivite (µCi)	21.89
Çekim Tekniği	Kalp Çekimi
Çekim Süresi (Dakika)	6.04
Uzaysal Rezolüsyon (mm)	12,72449147
Enerji Rezolüsyonu (%)	9,08892248

Çizelge 10. 5 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktiviteli (9,49 µCi) kaynağa ait, sayım – konum değerleri

Konum(mm)	Sayım (cps)
74.7670	0.9752
75.1789	1.1074
75.5909	1.2578
76.0028	1.4279
76.4148	1.6194
76.8267	1.8336
77.2386	2.0718
77.6506	2.3354
78.0625	2.6251
78.4745	2.9418
78.8864	3.2858
79.2983	3.6573
79.7103	4.0558
80.1222	4.4806
80.5341	4.9304
80.9461	5.4035
81.3580	5.8975
81.7700	6.4098
82.1819	6.9370
82.5938	7.4751
83.0058	8.0200
83.4177	8.5669
83.8297	9.1106
84.2416	9.6458
84.6535	10.1667
85.0655	10.6678
85.4774	11.1431

Çizelge 10. 5 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktiviteli (9,49 µCi) kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

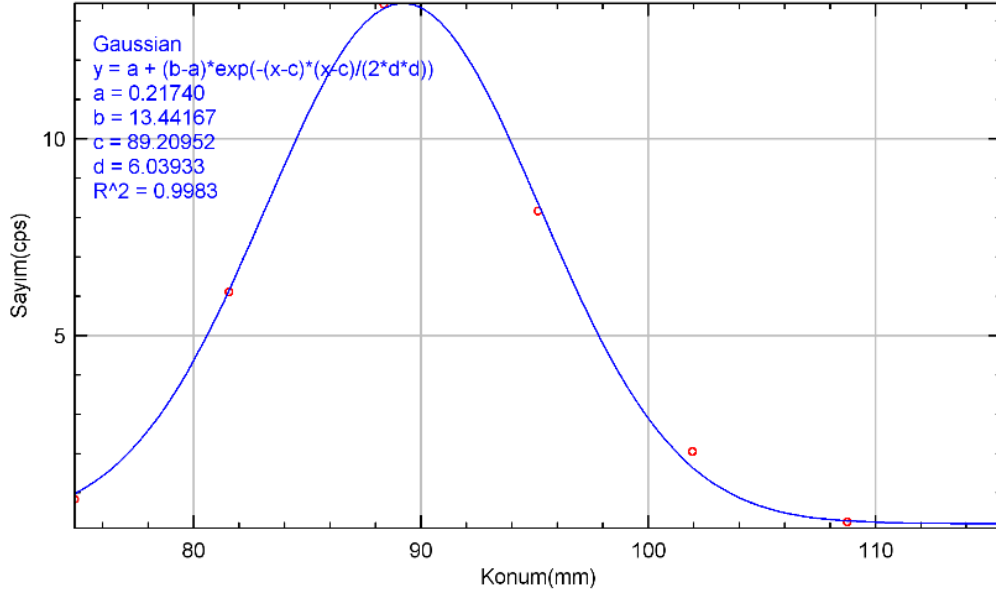
Konum(mm)	Sayım (cps)
85.8894	11.5869
86.3013	11.9939
86.7132	12.3589
87.1252	12.6771
87.5371	12.9442
87.9491	13.1568
88.3610	13.3118
88.7729	13.4072
89.1849	13.4416
89.5968	13.4145
90.0088	13.3264
90.4207	13.1784
90.8326	12.9726
91.2446	12.7118
91.6565	12.3995
92.0685	12.0399
92.4804	11.6377
92.8923	11.1979
93.3043	10.7261
93.7162	10.2278
94.1282	9.7090
94.5401	9.1752
94.9520	8.6322
95.3640	8.0855
95.7759	7.5401
96.1879	7.0009

Çizelge 10. 5 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktiviteli (9,49 µCi) kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
96.5998	6.4722
97.0117	5.9579
97.4237	5.4615
97.8356	4.9858
98.2475	4.5331
98.6595	4.1052
99.0714	3.7035
99.4834	3.3289
99.8953	2.9815
100.3072	2.6616
100.7192	2.3686
101.1311	2.1020
101.5431	1.8608
101.9550	1.6438
102.3669	1.4497
102.7789	1.2770
103.1908	1.1244
103.6028	0.9901
104.0147	0.8726
104.4266	0.7704
104.8386	0.6820
105.2505	0.6059
105.6625	0.5408
106.0744	0.4853
106.4863	0.4384
106.8983	0.3988
107.3102	0.3656

Çizelge 10. 5 GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktiviteli (9,49 µCi) kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
107.7222	0.3379
108.1341	0.3149
108.5460	0.2960
108.9580	0.2804
109.3699	0.2677
109.7818	0.2574
110.1938	0.2490
110.6057	0.2423
111.0177	0.2369
111.4296	0.2326
111.8415	0.2292
112.2535	0.2265
112.6654	0.2244
113.0774	0.2228
113.4893	0.2215
113.9012	0.2205
114.3132	0.2197
114.7251	0.2192
115.1371	0.2187
115.5490	0.2184
95.3640	8.0855



Şekil 10. 5 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktivite(9,49 μ Ci) değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği

Çizelge 10. 6 En az aktiviteli kapiller tüpe ait özellikler

1,015 mCi / 5ml Teknesyum 99m Dolu Çizgisel Kaynak

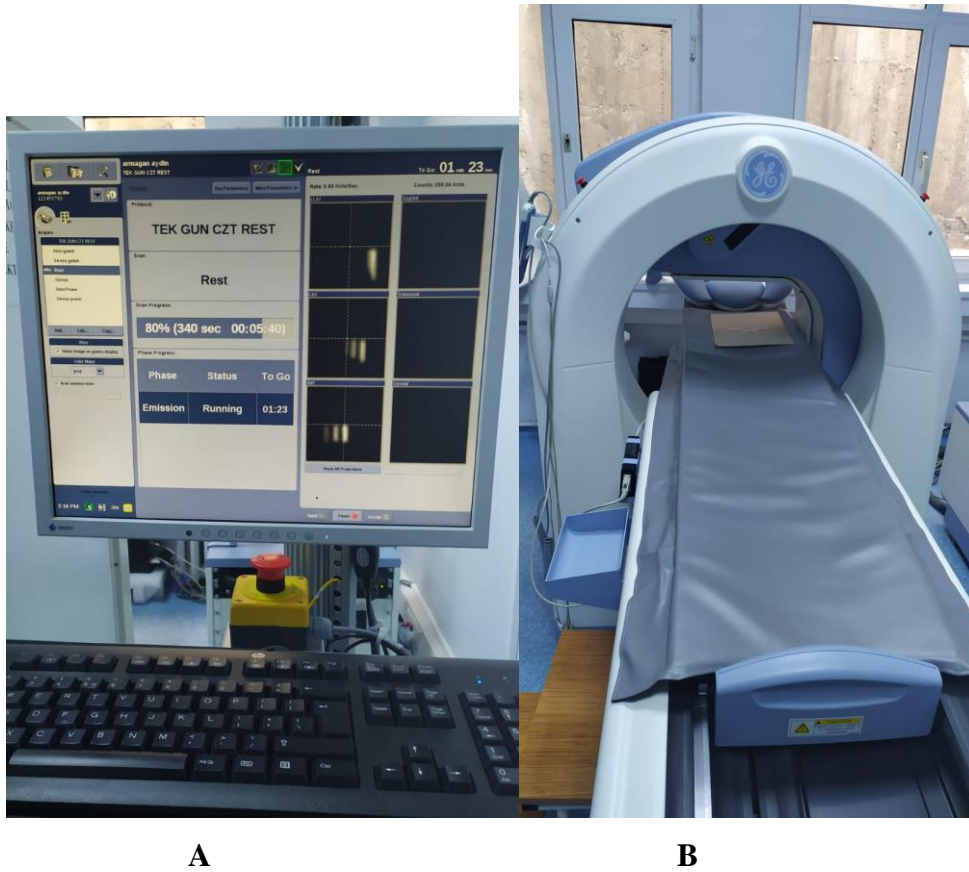
Net Aktivite (μ Ci)	21.89
Çekim Tekniği	Kalp Çekimi
Çekim Süresi (Dakika)	6.04
Uzaysal Rezolüsyon (mm)	14,22141428
Enerji Rezolüsyonu (%)	10,15815306

Çizelge 10. 7 Tandem Discovery 630 model NaI(Tl) dedektörlü gama kameranın uzaysal rezolüsyonu (mm) ve % enerji rezolüsyon değerleri

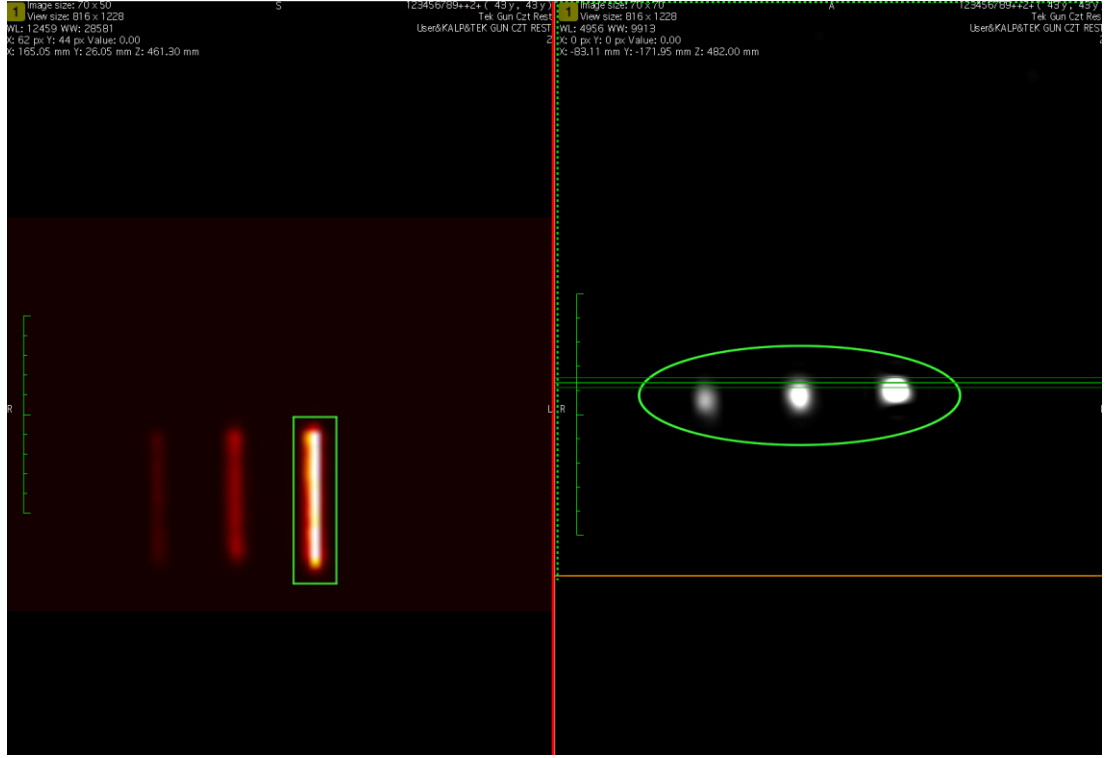
	1. Tüp	2. Tüp	3. Tüp	Ortalama
Aktivite (mCi)	1.015	2.08	3.09	2.06
Uzaysal Rezolüsyon (mm)	14.221	12.724	12.683	13.210
Enerji Rezolüsyonu (%)	10.158	9.089	9.060	9.435

2. GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamera

GE marka Discovery NM 530c model cihazında 3 ayrı kapiller tüplerle çekim yapıldı (Şekil 10. 6). Tüpün aksiyel kesit (kısa eksen) görüntüleri üzerinde 0-4 mm uzunluğundaki bölgede ROI'ler çizilerek sayım değişimleri belirlendi (Şekil 10. 7-8-9). Sayımlar İmageJ programına aktarıldı. İmageJ' de çizelge 10. 1 'de belirtilen konum-sayım değişimleri çıkarıldı. Elde edilen Gaussian konum-sayım değişim grafikleri çıkarıldı (Şekil 10.8-9-10). Bu grafikler kullanılarak 3 farklı tüp ve 3 farklı Tc-99m aktivitesi için her bir gama kameranın uzaysal rezolüsyonu (mm) ve enerji rezolüsyonu hesaplandı. Sonra ortalama değerler alındı. Daha sonra hastalık tanısının konması için bu belirti ve bulgular laboratuvar ve radyolojik tetkikler ile desteklenir.



Şekil 10. 6 Çizgisel kaynakların (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada çekimi. (A) Bilgisayar ekranında çizgisel kaynakların kesitsel görünümü (B) Gama kamerada çizgisel kaynakların konumu.



Şekil 10. 7 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada kapiller tüpün farklı düzlemsel kesit görüntüleri.

Çizelge 10. 8 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktivite değerine sahip (11,77 μ Ci) kaynağa ait, sayım – konum değerleri

Konum(mm)	Sayım (cps)
0.0000	3.194
0.4040	3.194
0.8081	3.194
1.2121	3.194
1.6162	3.194
2.0202	3.194
2.4242	3.194
2.8283	3.194
3.2323	3.194
3.6364	3.194

Çizelge 10. 8 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktivite değerine sahip (11,77 µCi) kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
4.0404	3.194
4.4444	3.194
4.8485	3.194
5.2525	3.194
5.6566	3.194
6.0606	3.194
6.4646	3.194
6.8687	3.194
7.2727	3.194
7.6768	3.194
8.0808	3.194
8.4848	3.195
8.8889	3.195
9.2929	3.195
9.6970	3.196
10.1010	3.198
10.5051	3.201
10.9091	3.207
11.3131	3.218
11.7172	3.240
12.1212	3.278
12.5253	3.347
12.9293	3.466
13.3333	3.670
13.7374	4.010
14.1414	4.568

Çizelge 10. 8 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktivite değerine sahip (11,77 μ Ci) kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

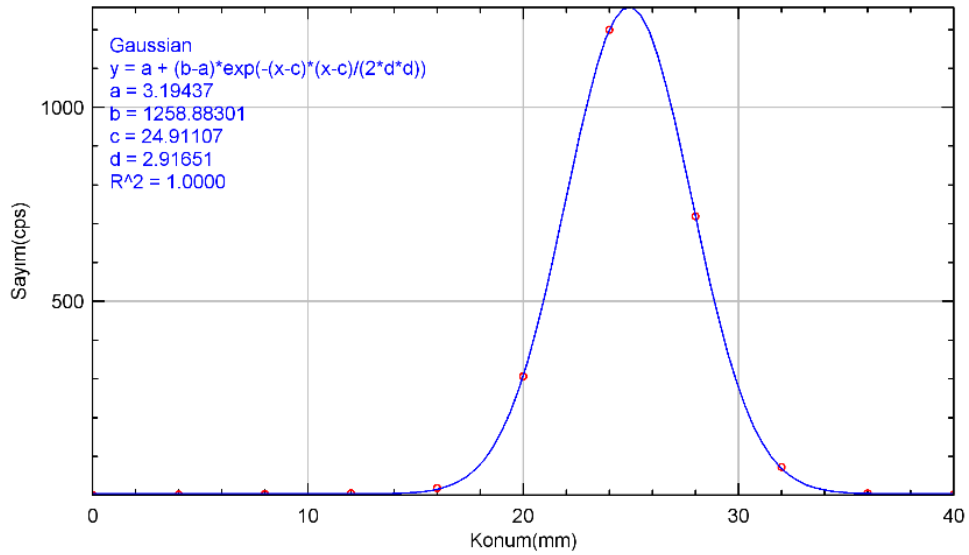
Konum(mm)	Sayım (cps)
14.5455	5.464
14.9495	6.872
15.3535	9.041
15.7576	12.313
16.1616	17.145
16.5657	24.132
16.9697	34.020
17.3737	47.715
17.7778	66.274
18.1818	90.869
18.5859	122.738
18.9899	163.092
19.3939	213.003
19.7980	273.260
20.2020	344.216
20.6061	425.627
21.0101	516.527
21.4141	615.129
21.8182	718.805
22.2222	824.137
22.6263	927.071
23.0303	1023.147
23.4343	1107.810
23.8384	1176.760
24.2424	1226.313
24.6465	1253.726

Çizelge 10. 8 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktivite değerine sahip (11,77 µCi) kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
25.0505	1257.449
25.4545	1237.270
25.8586	1194.334
26.2626	1131.037
26.6667	1050.804
27.0707	957.781
27.4747	856.484
27.8788	751.437
28.2828	646.849
28.6869	546.356
29.0909	452.839
29.4949	368.348
29.8990	294.096
30.3030	230.538
30.7071	177.488
31.1111	134.278
31.5152	99.906
31.9192	73.191
32.3232	52.892
32.7273	37.809
33.1313	26.845
33.5354	19.047
33.9394	13.618
34.3434	9.918
34.7475	7.449
35.1515	5.835

Çizelge 10. 8 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktivite değerine sahip (11,77 µCi) kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
35.5556	4.803
35.9596	4.155
36.3636	3.757
36.7677	3.518
37.1717	3.377
37.5758	3.295
37.9798	3.249
38.3838	3.224
38.7879	3.210
39.1919	3.202
39.5960	3.198
40.0000	3.196



Şekil 10. 8 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en az net aktivite(11,77 µCi) değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği

Çizelge 10. 9 En az aktiviteli kapiller tüpe ait özellikler

1,015 mCi / 5ml Teknesyum 99m Dolu Çizgisel Kaynak

Net Aktivite (μ Ci)	11,77
Çekim Tekniği	Kalp Çekimi
Çekim Süresi (Dakika)	7.00
Uzaysal Rezolüsyon (mm)	6,854987636
Enerji Rezolüsyonu (%)	4,89641974

Çizelge 10. 10 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 24.84 μ Ci net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum değerleri

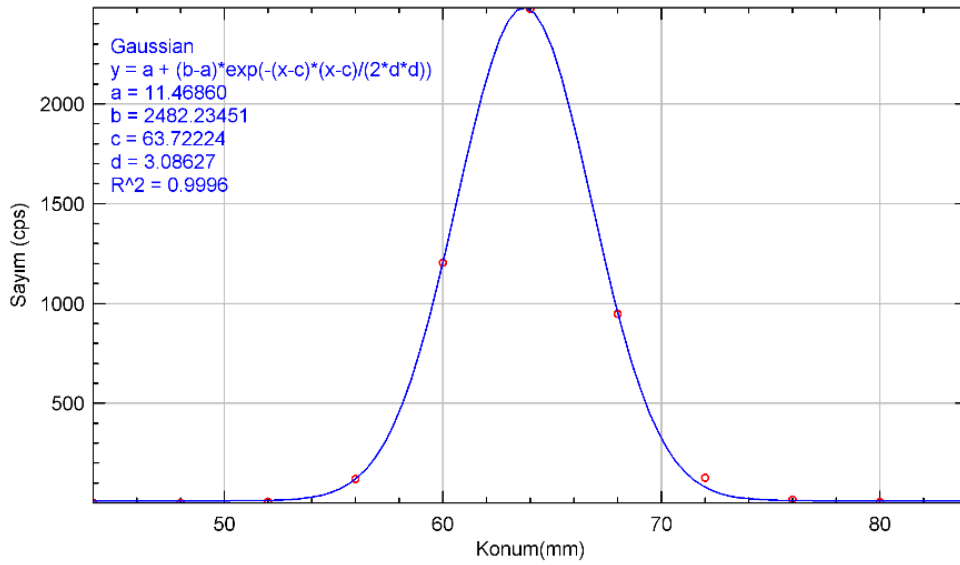
Konum(mm)	Sayım (cps)
44.0000	11.469
44.4040	11.469
44.8081	11.469
45.2121	11.469
45.6162	11.469
46.0202	11.469
46.4242	11.469
46.8283	11.469
47.2323	11.470
47.6364	11.472
48.0404	11.475
48.4444	11.480
48.8485	11.491
49.2525	11.510
49.6566	11.545
50.0606	11.606
50.4646	11.712

Çizelge 10. 10 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 24.84 µCi net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
50.8687	11.892
51.2727	12.192
51.6768	12.685
52.0808	13.479
52.4848	14.734
52.8889	16.684
53.2929	19.656
53.6970	24.103
54.1010	30.634
54.5051	40.047
54.9091	53.359
55.3131	71.829
55.7172	96.964
56.1212	130.509
56.5253	174.398
56.9293	230.680
57.3333	301.391
57.7374	388.396
58.1414	493.184
58.5455	616.642
58.9495	758.821
59.3535	918.722
59.7576	1094.119
60.1616	1281.471
60.5657	1475.927
60.9697	1671.463

Çizelge 10. 10 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 24.84 µCi net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
61.3737	1861.133
61.7778	2037.453
62.1818	2192.870
62.5859	2320.298
62.9899	2413.645
63.3939	2468.295
63.7980	2481.490



Şekil 10. 9 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan 24.84 µCi değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği

Çizelge 10. 11 2. kapiller tüpe ait özellikler

2,08 mCi / 10ml Teknesyum 99m Dolu Çizgisel Kaynak

Net Aktivite (µCi)	24.84
Çekim Tekniği	Kalp Çekimi
Çekim Süresi (Dakika)	7.00
Uzaysal Rezolüsyon (mm)	7,267548596
Enerji Rezolüsyonu (%)	5,19110614

Çizelge 10. 12 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek 37.28 μCi net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum değerleri

Konum(mm)	Sayım (cps)
84.0000	14.204
84.4848	14.204
84.9697	14.204
85.4545	14.204
85.9394	14.205
86.4242	14.207
86.9091	14.212
87.3939	14.222
87.8788	14.243
88.3636	14.286
88.8485	14.370
89.3333	14.531
89.8182	14.835
90.3030	15.391
90.7879	16.385
91.2727	18.116
91.7576	21.053
92.2424	25.912
92.7273	33.743
93.2121	46.040
93.6970	64.849
94.1818	92.863
94.6667	133.481
95.1515	190.793
95.6364	269.456
96.1212	374.430
96.6061	510.541

Çizelge 10. 12 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek 37.28 µCi net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

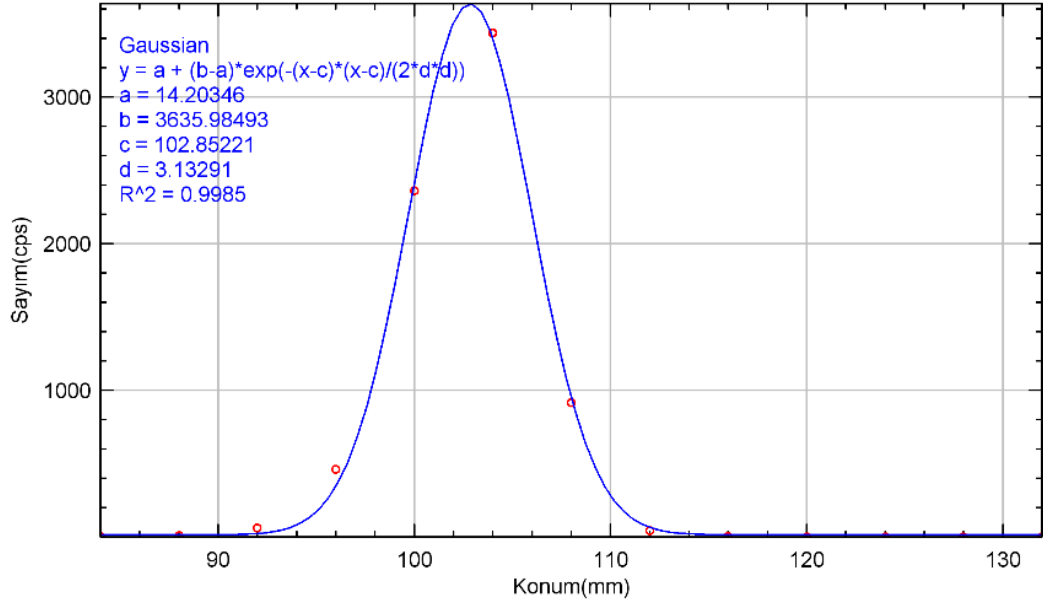
Konum(mm)	Sayım (cps)
97.0909	681.897
97.5758	891.155
98.0606	1138.736
98.5455	1422.089
99.0303	1735.124
99.5152	2067.978
100.0000	2407.205
100.4848	2736.476
100.9697	3037.764
101.4545	3292.922
101.9394	3485.469
102.4242	3602.349
102.9091	3635.388
103.3939	3582.243
103.8788	3446.675
104.3636	3238.108
104.8485	2970.555
105.3333	2661.048
105.8182	2327.861
106.3030	1988.754
106.7879	1659.468
107.2727	1352.652
107.7576	1077.283
108.2424	838.585
108.7273	638.354
109.2121	475.573
109.6970	347.175

Çizelge 10. 12 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek 37.28 μCi net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
110.1818	248.822
110.6667	175.609
111.1515	122.614
111.6364	85.296
112.1212	59.720
112.6061	42.656
113.0909	31.568
113.5758	24.550
114.0606	20.223
114.5455	17.622
115.0303	16.099
115.5152	15.230
116.0000	14.746
116.4848	14.484
116.9697	14.345
117.4545	14.273
117.9394	14.237
118.4242	14.219
118.9091	14.211
119.3939	14.207
119.8788	14.205
120.3636	14.204
120.8485	14.204
121.3333	14.204
121.8182	14.204
122.3030	14.203
122.7879	14.203

Çizelge 10. 12 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en yüksek 37.28 µCi net aktivite değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum değerleri(Devam)

Konum(mm)	Sayım (cps)
123.2727	14.203
123.7576	14.203
124.2424	14.203
124.7273	14.203
125.2121	14.203
125.6970	14.203
126.1818	14.203
126.6667	14.203
127.1515	14.203
127.6364	14.203
128.1212	14.203
128.6061	14.203
129.0909	14.203
129.5758	14.203
130.0606	14.203
130.5455	14.203
131.0303	14.203
131.5152	14.203
132.0000	14.203



Şekil 10. 10 İmageJ programı ile elde edilen, GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada, çizgisel kaynaklardan en çok net aktivite(37.28 µCi) değerine sahip kaynağa ait, sayım – konum Gaussian grafiği

Çizelge 10. 13 En yüksek net aktiviteye sahip kapiller tüpe ait özellikler

3,09 mCi / 15ml Teknesyum 99m Dolu Çizgisel Kaynak

Net Aktivite (µCi)	37.28
Çekim Tekniği	Kalp Çekimi
Çekim Süresi (Dakika)	7.00
Uzaysal Rezolüsyon (mm)	7,377376468
Enerji Rezolüsyonu (%)	5,26955462

Çizelge 10. 14. GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kameranın uzaysal rezolüsyonu (mm) ve % enerji rezolüsyon değerleri.

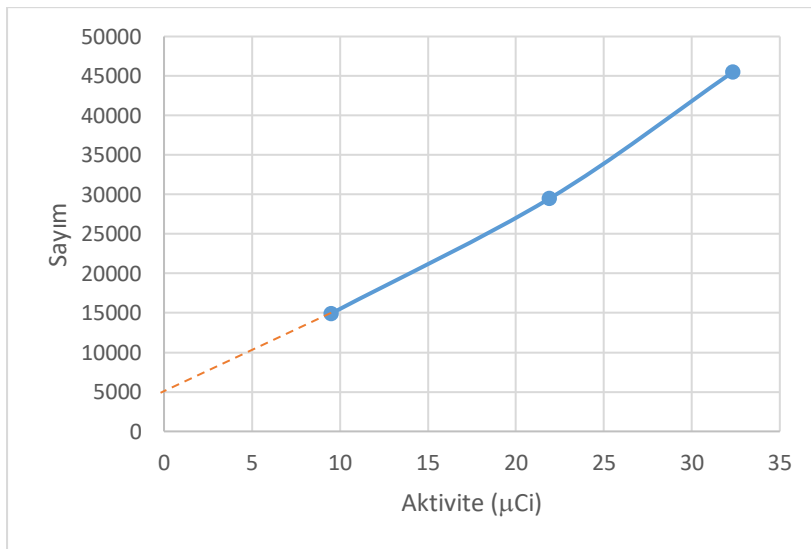
	1. Tüp	2. Tüp	3. Tüp	Ortalama
Aktivite (mCi)	1.015	2.08	3.09	2.06
Uzaysal Rezolüsyon (mm)	6.854	7.267	7.377	7.166
Enerji Rezolüsyonu (%)	4.896	5.191	5.269	5.119

B. Lineerite

Üç farklı Tc-99m aktivitesine sahip kapiller tüpün ROI sayımları(Çizelge 10. 15) ile doz kalibratöründe ölçülen net aktivite miktarları (μCi) arasındaki değişimler çizildi (Şekil 10. 11 ve 12). Şekilde 10. 12’de CdZnTe dedektör materyali olan (yarı iletken) gama kameranın lineeritesinin $x = y$ (birinci açıortay) doğrusu ile birebir örtüştüğü ve orijinden geçtiği görülmektedir. Şekilde 10. 11’de NaI(Tl) dedektör materyali olan konvansiyonel gama kameranın lineerite eğrisinin ise orijinden geçmediği bir miktar sapsmış olduğu, >20 cps/ μCi sayım hızlarında lineerliğin bozulduğu görülmektedir.

Çizelge 10. 15. Discovery Tandem 630 model NaI(Tl) sintilasyon dedektörlü gama kamerada aktivitelere göre toplam sayım miktarları

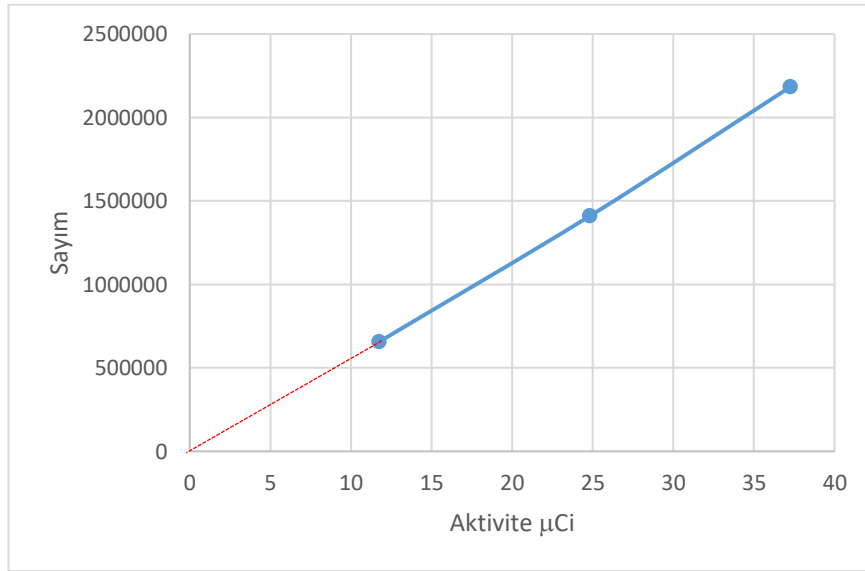
	1. Tüp	2. Tüp	3. Tüp
Aktivite (μCi)	9.49	21.89	32.33
Sayım	14911	29458	45506



Şekil 10. 11 Discovery Tandem 630 model NaI(Tl) sintilasyon dedektörlü gama kameranın sayım-aktivite lineerite grafiği

Çizelge 10. 16. GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada aktivitelere göre toplam sayım miktarları

	1. Tüp	2. Tüp	3. Tüp
Aktivite (μCi)	11.77	24.84	37.28
Sayım	657515	1411226	2184635



Şekil 10. 12 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kameranın sayım-aktivite lineerite grafiği

C. Sensitivite

3 cm çaplı plastik bir petri kabına 0.5 mCi / 3ml Tc-99m solüsyonu konuldu. Petri kabı her iki gama kamerada görüntülendi. Görüntü üzerinde ROI'ler çizilerek sayım/aktivite ($\text{cps}/\mu\text{Ci}$) miktarları belirlendi. Discovery NM 530c CdZnTe dedektörlü gama kamera için sensitivite 17.518 $\text{cps}/\mu\text{Ci}$ ve Tandem Discovery 630 NaI(Tl) dedektörlü gama kamera için 3.905 $\text{cps}/\mu\text{Ci}$ bulundu.

Petri kabı kullanılarak hesaplanan sensitivite değerleri ($\text{cps}/\mu\text{Ci}$), Discovery NM 530c CdZnTe dedektörlü gama kamera için çizelge 10. 18'de, Tandem Discovery 630 NaI(Tl) dedektörlü gama kamera için çizelge 10. 17'de verildi.



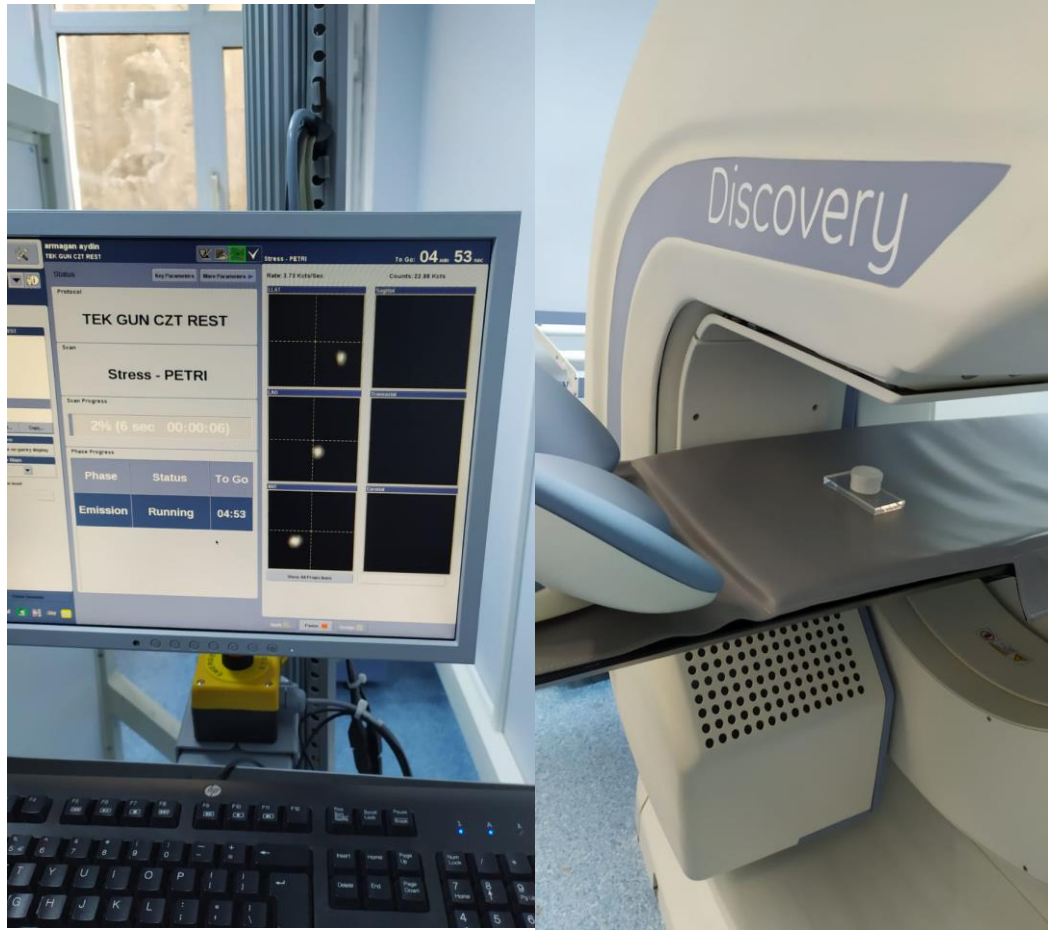
A

B

Şekil 10. 13 (A) Ekranda petri kabındaki aktiviteye bağlı sayımlar, (B)Discovery Tandem 630 model NaI(Tl) sintilasyon dedektörlü gama kamerada Petri kabı ile gerçekleştirilen çekim

Çizelge 10. 17. Discovery Tandem 630 model NaI(Tl) sintilasyon dedektörlü gama kameranın sensitivite değeri

NaI(Tl) Sintilasyon dedektörlü gama kamera	
Aktivite (mCi)	0.393
Sayım (cps)	1534,70
Sensitivite (cps/ μ Ci)	3,905



A

B

Şekil 10. 14 (A) Ekranda petri kabındaki aktiviteye bağlı sayımlar, (B) GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kamerada Petri kabı ile gerçekleştirilen çekim

Çizelge 10. 18 GE marka Discovery NM 530c model (CdZnTe) dedektörlü gama kameranın sensitivite değeri

(CdZnTe) dedektörlü gama kamera	
Aktivite (mCi)	0,443
Sayım (cps)	7760,62
Sensitivite (cps/μCi)	17,518

XI. TARTIŞMA VE SONUÇ

A. Tartışma

Barber HB (Barber, 1999:102-110), çalışmasında yarı iletken (CdZnTe) dedektörün uzaysal ayırma gücü ve enerji çözünürlüğü bakımından nükleer tıp alanında iyi sonuçlar verdiğini belirtmiştir. Yarıiletken dedektör materyali olan gama kameraların enerji rezolüsyonunun 140 keV'de %8 olduğunu, mevcut NaI(Tl) dedektörlü gama kameraların ise %11 olduğunu bildirmiştir. John K. Hartwell (Hartwell, 1999:102-110) CZT kameranın enerji rezolüsyonunun %7.6 NaI(Tl) dedektörlü gama kameraninkinin %14 olduğunu bildirmiştir. Oliver Gal ve arkadaşları (Gal vd. 2006:233-237) yarı iletken dedektörlü gama kameranın enerji rezolüsyonunu %4.5, NaI(Tl) dedektörlü gama kameranın enerji rezolüsyonunu 662 keV da %13 bulunmuştur. Agostini T ve arkadaşları (Agostini vd. 2016:2423–2432) 140 keV da CZT kameranın enerji rezolüsyonunu %6, NaI(Tl) dedektörlü konvansiyonel gama kameranın enerji rezolüsyonunu %10 olarak bildirmişlerdir. Bizim elde ettiğimiz sonuçlarda, yarı iletken dedektörlü gama kameranın enerji rezolüsyonu %5.1, NaI(Tl) dedektörlü gama kameranın enerji rezolüsyonu 140 keV'de %9.4 bulunmuş olup sonuçlarımız literatür verileri ile uyumludur. Hugg J ve arkadaşları (Hugg vd. 2018:1-220) semiconductor CdZnTe (CZT) kameranın enerji rezolüsyonunu 140 keV da %3.6, sistem uzaysal rezolüsyonu 6.8 mm, sensitiviteyi 11.4 cps/ μ Ci bulmuşlardır. Bu literatür verileri analiz edildiğinde son yayınlarda bildirilen uzaysal rezolüsyon, enerji rezolüsyonu ve sensitivite değerlerinin daha iyi olduğu anlaşılmaktadır. Bu durum dedektör ve gama kamera teknolojisinin süreç içinde daha da iyileştiği şeklinde yorumlanabilir.

Uzaysal rezolüsyon testi sonuçlarını araştıran Abe A ve arkadaşları (Abe vd. 2013:805–811) sistem uzaysal rezolüsyonunu FOV merkezinde 2.2 mm, sensitiviteyi 11,052 cpm/MBq bulmuşlardır. Bizim sonuçlarımıza göre uzaysal rezolüsyon CdZnTe dedektörlü gama kamerada 7.16 mm ve NaI(Tl)dedektörlü gama kamerada

13.21 mm bulunmuştur. Sensitivite değerlerimiz, Discovery NM 530c gama kamerada 17.518 cps/ μ Ci, Discovery NM 630 gama kamerada 3.905 cps/ μ Ci bulundu. Sonuçlarımıza göre yarı iletken gama kameranın sensitivite değerinin NaI(Tl) dedektörlü gama kameraya göre %77.5 oranında daha iyi olduğu belirlenmiştir.

Yarı iletken dedektörlerin avantajlarının yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlardan en önemlisi dedektör faydalı görüş alanının (FOV) küçük olması nedeniyle kalp dışındaki organların sintigrafik görüntülemesine uygun olmayışlarıdır. Günümüzde daha geniş görüş alanlı olan yarıiletken dedektörlü gama kameralar da kullanılmaktadır. Fakat fiyatlarının çok yüksek olması nedeniyle yaygın kullanım alanı bulamamışlardır.

CdZnTe dedektörlü gama kameranın görüş alanının kısıtlı olmasından dolayı kullandığımız kapiller tüplerin uzunluklarını kısa tutmak zorunda kaldık. Yarıiletken dedektör görüş alanının küçük olması büyük alanların çekimi için bir dezavantaj olmaktadır. Barber HB (Barber, 1999:102-110), yarıiletken (CdZnTe) dedektörün görüş alanının küçük olması üzerine değinmiş ve bunun geniş alan çekimleri için bir dezavantaj olduğunu belirtmiştir.

Bu tez çalışmasında incelenen gama kamera performans özelliklerinden uzaysal rezolüsyon, % enerji rezolüsyonu, lineerite ve sensitivite değerleri bakımından yarı iletken (CdZnTe) dedektörlü gama kameranın, konvansiyonel (NaI(Tl)) gama kameraya göre daha üstün performans gösterdiği belirlendi. CdZnTe dedektörlü gama kameraların performanslarındaki üstünlük klinik kullanıma da yansımakta olup, miyokard perfüzyon çekimlerinde hastaya uygulanan radyofarmasötik aktivitesi yaklaşık 1/5 oranında azalmaktadır. Buna bağlı olarak hastanın radyasyon dozu maruziyeti de azalmış olmaktadır.

B. Sonuç

Bu çalışmanın sonucuna göre yarı iletken dedektörlü gama kameraların sintilasyon dedektörlü gama kameralara göre klinik avantajları olduğu, özellikle kalp gibi küçük organların sintigrafik görüntülenmesinde yüksek uzaysal ve enerji çözünürlüğü sağladığı, sayım hassasiyetinin yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu çalışmanın bir ileri aşamasında aynı deneylerin geniş görüş alanlı CdZnTe (CZT)

dedektörlü gama kamera ile yapılması ve performans özelliklerinin çıkarılması önerilir.

XII. KAYNAKLAR

KİTAPLAR

- BARBER, HB. **Applications of Semiconductor Detectors to Nuclear Medicine.** Nuclear Instruments and Methods in Physics Research 1999. A-436:102-110.
- BEISER, A. (1997). **Modern Fiziğin Kavramları**, Çeviren: Gülsen Öngüt, Ayhan Matbaası, İstanbul
- DEMİR, M. (2014) **Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları**, Dördüncü baskı, İstanbul,82-114
- DÜZGÜN D., Or M. E. (2009) **Termal Kameraların Tıpta veteriner Hekimlikte Kullanımı**, Türk Bilim Araştırma Vakfı, cilt:2, Sayı:4, Sayfa:468-475
- EARLY, P.J. and SODEE, D.B., (1985), **Principles of Nuclear Medicine**, Second Edition, St. Louis Missouri, Mosby Year Book Inc., 30-35pp.
- FAIZ M. KHAN, JOHN P. GIBBONS (2014). **Khan's the physics of radiation therapy**, Fifth edition, Printed in China
- GAL O, GMAR M, IVANOV OP ET AL. **Development of a portable gamma camera with coded aperture.** Nuclear Instruments and Methods in Physics Research 2006;563 (1):233-237.
- GÖKSEL, E.O. (2013). **Temel Radyoterapi Fiziği II: Temel ve Klinik Radyoterapi**, İzmir, Hürriyet Matbaa, 1.Baskı.
- GÜMÜŞDERELİOĞLU M., KAYNAK, G. (2012) **Mikrodalgalar ve Uygulamaları**, Bilim ve Teknik Dergisi, Temmuz sayısı, sayfa:38-42 Ankara
- HARTWELL JK. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: **Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment.** IEEE 1999; 436(1-2):102-110.
- HAMILTON, D. (2004). **Diagnostic Nuclear Medicine.** A Physics Perspective. Springer-Verlag, Germany.
- HUGG J., HARRIS B. and TOMITA, H. (2018). **Evaluation of CZT Gamma Cameras for Human SPECT and Small FOV Imaging**, Journal of Nuclear Medicine, 59(supplement 1), 1-220
- IAEA. International Atomic Energy Agency Vienna, 2009 Iaea Human Health Series No. 6, ISSN 2075-3772, **Quality Assurance for SPECT Systems**

- IAEA. International Atomic Energy Agency, Nuclear Medicine Physics: **A Handbook for Teachers and Students**, Vienna, 2014
- JAMES E. TURNER (2007). “**Atoms, Radiation, and Radiation Protection**”. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim
- KNOLL, G. F. (2010). **Radiation Detection and Measurement**. Fourth Edition, Michigan: John Wiley & Sons, Inc
- LEO, W.R., 1987, **Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments**.
- MARTIN, E.J. (2013). **Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği**, Ankara, Ankamat Matbaacılık, 2. Baskı.
- MİLLİ EĞİTİM BAKANLIĞI (MEB) (2012). **Radyasyondan korunma** (850CK0111), Aile ve Tüketici Hizmetleri. Ankara
- MİLLİ EĞİTİM BAKANLIĞI (MEB) (2011). **Radyoloji, Radyonükleid Görüntüleme Cihazları** (725TTT086), Ankara
- TAYLOR J. R., ZAFARITOS C. (1996). **Fizik ve Mühendislikte Modern Fizik**, Prentice-Hall,Inc., Dağıtım Bilgitek, İstanbul ss82-85
- MIYAOKA, S. (2006). Nuclear Medicine Imaging Systems: **The Scintillation Camera**
- MUDUN, A. **Meme kanserinde intraoperatif gama prob kullanımında radyasyon güvenliği**. The Journal of Breast Health 2009 Vol: 5 • No: 3.
- NEMA(National Electrical Manufacturers Association) Standards Publication NU 1-2007, **Performance Measurements of Gamma Cameras**
- PAUL H. MURPHY **Acceptance Testing and Quality Control of Gamma Cameras**, Including SPECT, J NuclMed 28:1221-1227, 1987
- ROBERT J. ENGLISH, ROBERT E. ZIMMERMAN **Performance and Acceptance Testing of Scintillation Cameras for SPECT**, Journal of Nuclear Medicine Technology, 1988;16:132-138. ISSN:1535-5675
- SELÇUK, B. **Dedektörlerin karakteristik özellikleri ve Radyasyon Ölçüm Birimleri**, TAEK, SANEM
- SR CHERRY, JA SORENSON, ME PHELPS- **Physics in Nuclear Medicine** Fourth Edition, 2012, pp.232-234
- SORDO, S. D., ABBENE, L., CAROLI, E., MANCINI, A. M., ZAPPETTINI, A., & UBERTINI, P., (2009). **Progress in the Development of CdTe and CdZnTe Semiconductor Radiation Detectors for Astrophysical and Medical Applications**. Sensors,9(5), 3491- 3526.
- TSOULFANIDIS, N., (1995), **Measurement and Detection of Radiation**, University of Missouri – Rolla.

VANDER SLOTEN J., VERDONCK P. ,NYSSSEN,M., HAUEISEN J., (Eds.):
ECIFMBE 2008, **IFMBE Proceedings** 22, pp. 829–831.

VERGER, M. C. GENTET, L. GERFAULT, R. GUİLLEMAUD, C. MESTAIS, O.
MONNET, G. MONTEMONT, G. PETROZ, J. P. ROSTAING, AND J.
RUSTIQUE(2004), **Performance of Semiconductor Gamma-Camera
System with CdZnTe Detector**. IEEE Transactions on Nuclear Science ,
Vol. 51, No:6, 3111-3117.

YÜCEL H., SOLMAZ A. N., KURT A., İNAL T. VE BOR D. (2008) **Disk Kaynak
eometrisi İçin 30-670 Kev Gama Işını Enerji Aralığında CdZnTe
Dedektörünün Dedeksiyon Verimi**, Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der. J. Fac.
Eng. Arch. Gazi Univ. Cilt 23, No 3, 699-707

MAKALELER

ABE A, TAKAHASHI V, LEEJ AT AL. Performance evaluation of a hand-held,
semiconductor (CdZnTe)-based gamma camera. **Eur J Nucl Med Mol Imaging**
(2003) 30:805–811 DOI 10.1007/s00259-002-1067-z

AGOSTINI D, MARIE PY, HAIM SB ET AL. Performance of cardiac cadmium-zinc-
telluride gamma camera imaging in coronary artery disease: a review from the
cardiovascular committee of the European Association of Nuclear Medicine
(EANM). **Eur J Nucl Med Mol Imaging** (2016) 43:2423–2432 DOI
10.1007/s00259-016-3467-5.

DÖNMEZ, S. Radyasyon Tespiti ve Ölçümü, **Nucl Med Semin** 2017;3:172-177,
DOI:10.4274/nts.2017.018

SAMIRA ABBASPOUR, BABAK MAHMOUDIAN, ANDJALIL PIRAYESH
ISLAMIAN, Cadmium Telluride Semiconductor Detector for Improved Spatial
and Energy Resolution Radioisotopic Imaging, **World J Nucl Med**. 2017 Apr-
Jun; 16(2): 101–107. doi: 10.4103/1450-1147.203079

SHARMILA DORBALA, KARTHIK ANANTHASUBRAMANIAM, E. GORDON
DEPUEY, JOHN J. MAHMARIAN, RAYMOND RUSSELL III, RANDALL C.
THOMPSON, AND R. GLENN WELLS,

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Myocardial Perfusion
Imaging Guidelines: Instrumentation, Acquisition, Processing, and
Interpretation, doi:10.1007/s12350-018-1283-y, **J Nucl Cardiol** 2018;25:1784–
1846. 2018 American Society of Nuclear Cardiology

VLADİMÍR KINCL, ADÉLA DROZDOVÁ, JIŘÍ VAŠINA, ROMAN PANOVSÝ,
MÍLAN KAMÍNEK., Cadmium–zinc–telluride SPECT scanners – New
perspectives in nuclear cardiology, 2015 **The Czech Society of Cardiology**.
Published by Elsevier Urban & Partner Sp. z o.o. DOI:
/10.1016/j.crvasa.2015.01.001

ELEKTRONİK KAYNAKLAR

- URL-1 <https://www.taek.gov.tr/tr/belgeler-formlar/yayinlar/bilgi-dokumanlari/Radyasyon-insan-ve-çevre> alındığı tarih: 27.03.2020
- URL-2 <https://www.epa.gov/radiation/radiation-basics> alındığı tarih: 27.03.2020
- URL-3 https://tr.wikipedia.org/wiki/Dosya:EM_Spectrum_Properties_edit_tr.svg alındığı tarih: 27.03.2020
- URL-4 <https://radiologykey.com/nuclear-medicine-3/> alındığı tarih:05.04.2020
- URL-5 <https://www.mussenhealth.us/intense-tracer/radiopharmaceuticals.html> alındığı tarih:11.04.2020
- URL-6 <http://jnm.snmjournals.org/content/49/3/471/F1.large.jpg> alındığı tarih: 11.04.2020
- URL-7 <http://tech.snmjournals.org/content/39/2/100/F1.large.jpg> alındığı tarih: 11.04.2020
- URL-8 <https://miac.unibas.ch/PMI/07-NuclearMedicineImaging.html> alındığı tarih: 11.04.2020
- URL-9 <http://medradresource.blogspot.com/2012/11/what-types-of-collimators-are-there.html> alındığı tarih:11.04.2020
- URL-10 <http://www.olympusconfocal.com/> alındığı tarih:15.04.2020
- URL-11 <http://www.datasheetdir.com/Photomultiplier-Tubes+Application-Notes> alındığı tarih:15.04.2020
- URL-12 https://en.wikipedia.org/wiki/Full_width_at_half_maximum alındığı tarih: 22.04.2020
- URL-13 <http://www.people.vcu.edu/~mhcrosthwait/clrs322/Pulseanalysis.htm> alındığı tarih: 22.04.2020
- URL-14 <https://www.medicalexpo.com/prod/ge-healthcare/product-70717-516298.html> alındığı tarih: 03.05.2020

TEZLER

- BEHCAN, H. (2019). Gama Işınlamasında Doz Haritalama ve İşlem Kontrolü, Yüksek Lisans Tezi, Trakya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Edirne.
- AYDEMİR, S. (2019). Nükleer Tıpta Gama Kamera Kalite Kontrol Testleri, Yüksek Lisans Tezi, T.C. İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- BOZKURT, N. (2011). Nükleer Tıpta Kalça ve Diz Enfeksiyonunda Üç Fazlı Kemik Sintigrafisi İle Tc-99m Ciprofloxacın Sintigrafisinin Karşılaştırılması ve Kullanılan Radyofarmasötiklerin Kalite Kontrolü, Yüksek Lisans Tezi, T.C. Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

ÇİMEN, B. (2018) İyonlaştırıcı Radyasyon ve Çevre Güvenliği, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.

GENÇ, B. (2006) Elektromanyetik Spektrumun X ışını ve Görünür Bölgesinde, Ortamlardan Yayılan Fotonları Kaydetmek İçin Spektrometre ve Görüntüleme Sistemlerinin Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli.

GENÇ T.D N. (2016). Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi- Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Cihazının Kalite Kontrolleri, Yüksek Lisans Tezi, T.C. İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

GÖKGÖZ, E. E. (2010). Renklendirilmiş Organik-TiO₂ İle Kaplanmış Camların Yapısal, Optik Ve Elektriksel Özelliklerinin İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, T.C. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta.

HALİLOĞLU, Ç. R. (2018). Gama Kameranın Hassasiyet ve Sayım Verimin Silindirik Kaynak Geometrisinde İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

KÖKLÜ, N. (2006). Radyasyonun İnsan Sağlığı üzerindeki etkileri ve Tıpta Uygulama Alanları, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.

TURAN, E. (2007). Planar Görüntülemeye (²⁰¹Tl) Saçılma Düzeltme Tekniklerinin Uygulanması, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

YILDIRIM S. K. (2008). Medikal Görüntüleme Sistemleri İçin Yarıiletken Matris Dedektör Tasarımı Ve Geliştirilmesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir

DiĞER KAYNAKLAR

ÇETİN, F. 2018. Tıbbi Görüntüleme Fiziği Dersi, Ders Notları. İstanbul Aydın Üniversitesi, İstanbul

DEĞER M., DEMİR M., İNCE M., KIRAÇ S., KÖSEOĞLU K., TURAN E., UYSAL B. Kalite Kontrol, Enstrümantasyon ve Radyasyon Güvenliği Komitesi Yönergesi. Turk J Nucl Med 2004; 13:86-101.

KARAKAYA, İ. (2017) Radyasyon Fiziği Ders Notları, T.C. İstanbul Rumeli üniversitesi

YENER, G., (2006), Nükleer Radyasyon Fiziği II Ders Notları, Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad: Armağan AYDIN

Doğum Tarihi ve Yeri: 23.08.1977 - ANKARA

E-posta: armanaydin@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

- **LİSE:** 1994, İstanbul Bahçelievler Lisesi
- **LİSANS:** 2000: Trakya Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik
- **YÜKSEK LİSANS:** 2020, İstanbul Aydın Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sağlık Fiziği YL

SERTİFİKALAR VE KURSLAR:

- B sınıfı İş Sağlığı ve Güvenliği Uzmanlığı / Haziran 2014 (İstanbul Aydın Üniversitesi)
- İlköğretim Sınıf Öğretmenliği Pedagojik Formasyon / 1998(Trakya Üniversitesi)