

T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



MEDİKAL GÖRÜNTÜLEMEDE GATE SİMULASYONLARI YOLUYLA  
DUAL-İZOTOP UYGULAMALARI VE ENERJİ ÇÖZÜNÜRLÜĞÜ  
ARAŞTIRMALARI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Yusuf ŞENGELEN

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı  
Sağlık Fiziği Programı

Nisan, 2020

T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



MEDİKAL GÖRÜNTÜLEMEDE GATE SİMULASYONLARI YOLUYLA  
DUAL-İZOTOP UYGULAMALARI VE ENERJİ ÇÖZÜNÜRLÜĞÜ  
ARAŞTIRMALARI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Yusuf ŞENGELEN  
(Y1616.020021)

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı  
Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Sinan KUDAY

Nisan, 2020

## ONAY FORMU



## YEMİN METNİ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “Medikal Görüntülemeye Gate Simülasyonları Yoluyla Dual-İzotop Uygulamaları ve Enerji Çözünürlüğü Araştırmaları” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadar olan bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin bibliyografyada gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim.  
(27/01/2020)

**Yusuf ŞENGELEN**

*Bu tezi Babam Yetiř ŞENGELEN, Annem Nahide ŞENGELEN ve Eşim Özlem  
ŞENGELEN 'e ithaf ediyorum.*



## **ÖNSÖZ**

Türkiye’de medikal görüntüleme alanında yapılan çalışmalara katkı ve fayda sağlayacağını düşündüğüm bu araştırmada, çalışmalarımı yaparken yönlendiren, çalışmalarımın ve araştırmalarımın her bölümünde yardımlarını esirgemeyerek geniş fikirleriyle yetişmeme ve gelişmeme sebep olan danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Sinan KUDAY’a teşekkür ederim.

Çalışmam esnasında beni babalık ünvanıyla şereflendiren oğlum Ömer Akif ŞENGELEN’e ve maddi manevi desteğini benden esirgmeden hayalimi gerçekleştirmemi sağlayan çok değerli eşim Özlem ŞENGELEN’ e verdiği desteklerden dolayı teşekkürlerimi sunarım.

**Nisan 2020**

**Yusuf ŞENGELEN**

## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

ÖNSÖZ.....	v
KISALTMALAR .....	viii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	x
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	xiii
ABSTRACT .....	xiv
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. TEMEL RADYASYON FİZİĞİ.....</b>	<b>2</b>
2.1 Radyasyon ve Radyoaktivite .....	2
2.2 Nükleer Tıp .....	2
2.3 Nükleer Bağlanma Enerjisi .....	3
2.4 Radyoaktif Bozunmalar.....	3
2.4.1 Alfa bozunması .....	3
2.4.2 Beta bozunması .....	4
2.4.3 Gama bozunması.....	4
<b>3. RADYOİZOTOPLAR .....</b>	<b>6</b>
3.1 PET ve SPECT Görüntülemeye Kullanılan İzotoplar.....	7
3.2 Radyofarmasötikler .....	8
<b>4. NÜKLEER TIP GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ .....</b>	<b>9</b>
4.1 Radyasyon Deteksiyonu .....	9
4.2 Gaz Dolgulu Dedektörler .....	9
4.2.1 Çalışma ilkesi .....	9
4.2.2 Gazlı iyonizasyon cihazları .....	10
4.2.3 İyon odaları .....	12
4.2.4 Orantılı Sayaçlar .....	14
4.2.5 Geiger-Müller (GM) Sayaçları.....	14
4.3 Yarı-iletken Detektörler .....	15
4.3.1 Yarı-iletken Detektörlerin Fiziksel Prensipleri .....	15
4.4 Sintilasyon Detektörleri.....	16
4.4.1 İnorganik Sintilatörler ( Gama Sayaçları ) .....	16
4.4.2 Organik Sıvı Sintilatörler (Beta Sayaçları) .....	17
4.5 Gamma Kameralar .....	17
4.5.1 Tarihçe .....	17
4.5.2 Gama Kamera Sistem Elemanları ve Çalışma İlkesi .....	17
4.5.3 Kolimatör .....	18
4.5.4 Sintilasyon kristali.....	19
4.5.5 Foto Çoğaltıcı Tüpler (PMT) .....	20
4.5.6 Ön Kuvvetlendirici (Preamplifier) ve Kuvvetlendirici (Amplifier).....	21
4.5.7 Pozisyonlama Elektronik Devreleri .....	21
4.5.8 Pals Yükseklik Analizörü.....	22

4.5.9 Katot Işınları Tüpü .....	22
4.6 Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografi (SPECT).....	22
4.6.1 Hasta inceleme masası .....	24
4.6.2 Gantry.....	25
4.6.3 Tarayıcı Sistem .....	25
4.6.4 Bilgisayar Ünitesi.....	25
4.6.5 Görüntüleme ünitesi.....	28
<b>5. TEMEL GÖRÜNTÜLEME ANALİZLERİ.....</b>	<b>32</b>
<b>6. GATE/GEANT4 SİMÜLASYON YAZILIMI .....</b>	<b>36</b>
6.1 Gate Modülleri .....	38
6.2 SPECT Simülasyonu .....	39
6.3 PET Simülasyonu .....	42
<b>7. YÖNTEM.....</b>	<b>48</b>
7.1 Benzetim Verilerinin Alınması .....	48
7.2 Analiz Verilerinin Alınması .....	48
7.3 Ki-Kare Analizi .....	51
7.3.1 Ki-Kare uygunluk testi.....	51
<b>8. BULGULAR VE ANALİZ.....</b>	<b>53</b>
<b>9. SONUÇ VE TARTIŞMA.....</b>	<b>68</b>
<b>EK.....</b>	<b>70</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>73</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>75</b>



## KISALTMALAR

<b><sup>111</sup>In</b>	: İndiyum 111
<b><sup>11</sup>C</b>	: Karbon 11
<b><sup>123</sup>I</b>	: İyot 123
<b><sup>124</sup>I</b>	: İyot 124
<b><sup>125</sup>I</b>	: İyot 125
<b><sup>15</sup>O</b>	: Oksijen 15
<b><sup>18</sup>F</b>	: Flor 18
<b><sup>201</sup>Tl</b>	: Talyum 201
<b><sup>60</sup>Cu</b>	: Bakır 60
<b><sup>62</sup>Cu</b>	: Bakır 62
<b><sup>64</sup>Cu</b>	: Bakır 64
<b><sup>67</sup>Ga</b>	: Galyum 67
<b><sup>68</sup>Ga</b>	: Galyum 68
<b><sup>82</sup>Zr</b>	: Zirkonyum 82
<b><sup>94m</sup>Tc</b>	: Teknesyum 94 (Metastable)
<b><sup>99m</sup>Tc</b>	: Teknesyum 99 (Metastable)
<b>ADC</b>	: Analog Sayısal Çeviriciler
<b>BE</b>	: Bağlanma Enerjisi
<b>BT</b>	: Bilgisayar Tomografi
<b>CD</b>	: Kompakt Disk - Yoğun Disk
<b>CdTe</b>	: Kadmiyum Tellür
<b>CdZnTe</b>	: Kadmiyum Çinko Tellür
<b>CsI</b>	: Sezyum İyodür
<b>CsSb</b>	: Sezyum Antimon
<b>Dk</b>	: Dakika
<b>DNA</b>	: Deoksiribo Nükleik Asit
<b>DVD</b>	: Dijital Video Disk
<b>e-</b>	: Elektron
<b>EC</b>	: Elektron Yakalama
<b>FWHM</b>	: Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik
<b>γ</b>	: Gama
<b>G</b>	: Gün
<b>Ge</b>	: Germanyum
<b>GM</b>	: Geiger-Müller
<b>keV</b>	: Kilo Elektron Volt
<b>LCD</b>	: Sıvı Kristal Gösterge
<b>LOR</b>	: Yanıt Çizgisi
<b>meV</b>	: Mega Elektron Volt
<b>n</b>	: Nötron
<b>NaI</b>	: Sodyum İyodür
<b>p</b>	: Proton
<b>PACS</b>	: Resim Arşivleme Ve İletişim Sistemi

<b>PET</b>	: Pozitron Emisyon Tomografi
<b>PHA</b>	: Sinyal Yükseklik Analizörü
<b>PMT</b>	: Foto Multipliyer Tüp
<b>Sa</b>	: Saat
<b>Si</b>	: Silikon
<b>SPECT</b>	: Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi
<b>U</b>	: Atomik Kütle Birimi
<b>Vs</b>	: Satürasyon Voltajı
$\alpha$	: Alfa
$\beta$	: Beta
$\beta^-$	: Negatron
$\beta^+$	: Pozitron
$\sigma$	: Standart Sapma
<b>ve</b>	: Nötrino



## ÇİZELGE LİSTESİ

### Sayfa

<b>Çizelge 3.1:</b> Moleküler Görüntüleme Radyoizotopları Dk: Dakika, sa: Saat, g: Gün, EC: Elektron Yakalama göstermektedir. ....	7
<b>Çizelge.4.1:</b> Filtrelerin görüntüleme parametrelerine göre dizilimi. ....	28
<b>Çizelge.7.1:</b> Ki-Kare Tablosu .....	52
<b>Çizelge.8.1:</b> Tek izotop ve Çift izotop için iki farklı PET simülasyonunda Ki-kare değerleri. ....	59
<b>Çizelge.8.2:</b> C <sup>11</sup> ve Cu <sup>60</sup> kaynak mesafeleri ve çözünürlükleri üzerinden hesaplanan kontrast ve yoğunluk değerleri. ....	60
<b>Çizelge.8.3:</b> C <sup>11</sup> ve Cu <sup>60</sup> kaynak mesafeleri ve çözünürlükleri üzerinden hesaplanan FWHM (Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik) değerleri.....	61
<b>Çizelge.8.4:</b> Tek izotop ve çift izotoplar için iki farklı SPECT simülasyonunda ki-kare değerleri. ....	64
<b>Çizelge.8.5:</b> C <sup>11</sup> ve Cu <sup>60</sup> kaynak mesafeleri ve çözünürlükleri üzerinden hesaplanan kontrast ve yoğunluk değerleri .....	65
<b>Çizelge.8.6:</b> C <sup>11</sup> ve Cu <sup>60</sup> kaynak mesafeleri ve çözünürlükleri üzerinden hesaplanan FWHM (Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik) değerleri.....	66

## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil.4.1: Gazlı Sayacın Çalışma Bölgeleri.....	12
Şekil.4.2: İyon odasının voltaj cevap eğrisi.....	13
Şekil.4.3: Bir orantılı sayacın voltaj-sayım grafiği.....	14
Şekil.4.4: Gama Kamera Sisteminin Bileşenleri .....	18
Şekil.4.5: Kolimatör Çeşitleri: a) Paralel Delikli, b) Diverjan, c) Koverjan, d) Pinhole .....	19
Şekil.4.6: Sintilasyon fotonlarının PMT de elektrik sinyaline dönüşmesi .....	20
Şekil.4.7: Spect dedektörleri a) Tek Dedektörlü, b) İki Dedektörlü, c) Üç Dedektörlü .....	23
Şekil.4.8: Dairesel ve dörtgen dedektörlerde kesit görüntü boyutlarının izdüşümü ..	24
Şekil.4.9: Bilgisayarda görüntünün resim modunda toplanması .....	26
Şekil.4.10: Bilgisayarda görüntünün liste modunda toplanması .....	27
Şekil.4.11: SPECT cihazında görüntü oluşumu.....	29
Şekil.4.12: Anhilasyon olayı.....	30
Şekil.4.13: PET cihazında anhilasyon fotonlarının dedektörlere çarpması .....	30
Şekil.4.14: PET cihazında görüntü oluşumu .....	31
Şekil.5.1: İki komşu nokta benzeri nesnenin paralel görüntü genişlikleri ve 1 mm mesafede paralel dar yarıkları.....	32
Şekil.5.2: Görüntü genişliklerinin Gauss Eğrileri ile Gösterimi.....	32
Şekil.5.3: Soldan sağa doğru çizgi yoğunluğu ve genliğini gösterimi .....	33
Şekil.5.4: Farklı çözünürlüklerin görüntü kalitesini nasıl etkilediğinin gösterimi ....	34
Şekil.6.1: PET Benzetimi yapılırken alınan bir görüntü .....	37
Şekil.6.2: SPECT Benzetimi yapılırken alınan bir görüntü.....	38
Şekil.8.1: Sinogramlar x ekseninde (üstte) ve saçılma açısında (altta) gösterimi .....	53
Şekil.8.2: Sinogramlar x ekseninde (üstte) ve saçılma açısında (altta) gösterimi .....	54
Şekil.8.3: +50 ve -50 mm mesafeler üst kısımda ve +100 ve -100 mm mesafeler alt kısımda çakışmalar için tespit edilen toplam enerji dağılımları .....	55
Şekil.8.4: PET enerjisi (üst) ve zaman dağılımları (alt) sırasıyla 511 KeV ve 1332 KeV'de sabit kabul edilen $C^{11}$ ve $Cu^{60}$ çift izotop kaynakları için tespit edilen vuruşların girişleri yeşil renk ile çakışma girişleri mor renk ile gösterilmektedir. ....	56
Şekil.8.5: Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-2, + 2), (-5, + 5), (-10, + 10), (-15, + 15), (-20, +20) mm mesafelerde yerleştirilmiş çift izotopların girişlerinin gösterimi (üst) ve farklı çözünürlüklerde çakışmalardan gelen girdilerin enerji seviyelerinin gösterimi (alt).....	57
Şekil.8.6: Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-2, + 2) mm mesafelerde yerleştirilmiş tek ve çift izotopların girişlerinin farklı çözünürlüklerde karşılaştırılması.....	62

- Şekil.8.7:** Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-5, + 5) mm mesafelerde yerleştirilmiş tek ve çift izotopların girişlerinin farklı çözünürlüklerde karşılaştırılması..... **62**
- Şekil.8.8:** Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-10, + 10) mm mesafelerde yerleştirilmiş çift izotopların girişlerinin farklı çözünürlüklerde karşılaştırılması..... **62**
- Şekil.8.9:** Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-15, + 15) mm mesafelerde yerleştirilmiş çift izotopların girişlerinin farklı çözünürlüklerde karşılaştırılması..... **63**
- Şekil.8.10:** Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-20, + 20) mm mesafelerde yerleştirilmiş çift izotopların girişlerinin farklı çözünürlüklerde karşılaştırılması..... **63**
- Şekil.8.11:** Farklı çözünürlüklerde çakışmalardan gelen girdilerin enerji seviyelerinin karşılaştırılması gösterilmiştir. Renkler her iki grafik için farklı çözünürlük değerleri 0,1 (mavi), 0,26 (yeşil), 0,75 (kırmızı noktalı) ve 1,00 (kesikli) mm için gösterilmiştir..... **64**



# MEDİKAL GÖRÜNTÜLEMEDE GATE SİMULASYONLARI YOLUYLA DUAL-İZOTOP UYGULAMALARI VE ENERJİ ÇÖZÜNÜRLÜĞÜ ARAŞTIRMALARI

## ÖZET

Tıbbi görüntüleme, sağlık bilimleri için teşhis ve tedavide önemli teknikleri kapsamaktadır. Nükleer tıp ve radyoloji bölümünde tanı için kullanılırken radyoterapi bölümlerinde tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Bilgisayarlı Tomografi (BT) X-ışınları ile vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturan bir radyolojik yöntemdir. SPECT (Single Photon Emission Computerized Tomography) tek foton yayan bilgisayarlı tomografi sistemidir. SPECT tekniğinde vücuda verilen radyofarmasötik maddelerden tek doğrultuda yayılan gamma fotonları, SPECT dedektörleri tarafından detekte edilerek bilgisayar ünitesinde işlenerek kesitsel görüntünün oluşturulması prensibine dayanır. PET (Positron Emission Tomography) bir pozitron emisyon tomografi sistemidir. PET tekniği organ ve dokularda ortaya çıkan fonksiyonel değişiklikleri gösteren etkinliği kanıtlanmış bir nükleer tıp görüntüleme tekniğidir.

Bu çalışmada, Avrupa Nükleer Araştırma Merkezi (CERN) tarafından geliştirilen Geant4 benzetim yazılımı kapsamında oluşturulmuş GATE (PET ve SPECT benzetim kütüphanesi) kullanılarak ikili izotop uygulamaları için PET ve SPECT benzetimleri gerçekleştirilmiştir. Kaynak olarak C11 ve Cu60 radyoizotopları seçilmiştir. Sanal ortamda oluşturulan kurulumlarda uygun çözünürlükler ve kaynaklar arası mesafeler taranarak yarı yükseklikteki tam genişlik (FWHM), yoğunluk ve kontrast gibi parametrelerdeki farklar sunulmuştur. İstatistiksel olarak ki-kare yöntemi uygulanarak, PET ve SPECT simülasyonlarında bahsedilen parametrik farkların anlamlılık seviyelerinin gösterilmesi hedeflenmiştir. Elde edilen sonuçlar, istatistiksel olarak karşılaştırıldığında görüntüleme cihazlarının ikili izotop metodu ile klinik uygulamalarda hangi koşullarda kullanılabileceğine karar verilebilir.

**Anahtar Kelimeler:** *PET, SPECT, BT, GATE, Çift İzotop*

## DUAL-ISOTOPES APPLICATIONS AND ENERGY RESOLUTION RESEARCH THROUGH GATE SIMULATIONS IN MEDICAL IMAGING

### ABSTRACT

Medical imaging is consist of important methods for diagnosis and treatment for health sciences. While it is used for diagnosis in the nuclear medicine and radiology department, it is used for therapeutic purposes in radiotherapy departments Imaging is obtained with X-rays and ionizing radiation sources. Computed tomography (CT) is a radiological method that creates a cross-sectional image of the examined area of the body with X-rays. SPECT is a single photon computerized tomography system. In the SPECT technique the gamma photons emitted in one direction from radiopharmaceuticals given to the body are detected by SPECT detectors and then processed by creating a cross-sectional image in the computer unit. PET is a positron emission tomography system. PET device is the name of a nuclear medicine device that displays normal or pathological tissues in which metabolic radioactive agents injected through a vascular route accumulate.

In this study, PET and SPECT simulations were performed for dual isotope applications using GATE (PET and SPECT simulation library) created within the scope of Geant 4 simulation software developed by the European Center for Nuclear Research (CERN). C11 and Cu60 radioisotopes are chosen as sources. In the installations created in the virtual environment, the differences in parameters such as half maximum full width density and contrast are presented by scanning the appropriate resolutions and distances between sources. By applying the chi-square method statistically, it is aimed to show the significance levels of the parametric differences mentioned in PET and SPECT simulations. With the obtained results, when compared statistically, it can help to decide under which conditions the imaging devices can be used in clinical applications with the dual isotope method.

**Keywords:** *PET, SPECT, BT, GATE, Dual Isotopes*

## 1. GİRİŞ

Tıbbi görüntüleme teknikleri radyasyon ve radyoaktivitenin keşfinden sonra özellikle sağlık alanında tanı ve tedavide önemli yer edinmiştir. Radyoloji, Radyasyon Onkolojisi ve Nükleer Tıp bölümlerinde yoğun bir şekilde kullanılan uygulama alanlarıdır. Nükleer Tıp bölümünde gelişen teknolojiyle birlikte görüntüleme teknikleri de gelişme göstermektedir.

Nükleer Tıp, hastalıkları teşhis etmeye ve bazı hastalıkları tedavi etmeye yarayan bir uzmanlık dalıdır. Nükleer tıp, cerrahi ile daha pahalı ve girişimsel tanısal testlerle yapılabilecek işlemlerin daha kolay yapılmasına neden olur. Bazı hastalık süreçlerinin erken safhada tanınmasını sağlar. Tanısal nükleer tıp işlemleri hastalığın nedenini, yapısını ve seyrini gösterir.

Bu tez çalışmasında ikili izotop uygulamalarının SPECT ve PET yöntemiyle gözlenebilirliğine bakılmıştır. Bu sonuçların ne kadar gerçekçi oldukları ki-kare analizi ile test edilmiştir.

Bu sonuçların SPECT ve PET görüntüleme cihazlarında ikili izotop yöntemiyle klinik uygulamalarda hangi koşullarda ve nasıl kullanılacağına karar verilmesi amaçlanmıştır.



## 2. TEMEL RADYASYON FİZİĞİ

### 2.1 Radyasyon ve Radyoaktivite

Bir atom çekirdeğinin kararsız durumdan daha kararlı bir duruma geçerken elektromanyetik dalga veya parçacık şeklinde enerji yaymasına radyasyon (ışınma) denir. Radyoaktif maddelerin etrafa yaydığı ışınlar veya uzayda bulunan unsurların meydana getirdiği, dalgalar veya parçacıklar biçiminde yayılan elektromanyetik ışınların tamamı radyasyondur (Kuş.2011).

Maddenin temel yapısı atomlardan oluşur. Atom, '+' yüklü tanecik protonlar ve yüksüz tanecik nötronlardan oluşan bir çekirdek ile etrafındaki yörüngelerde dönmekte olan elektronlardan oluşmaktadır.

Radyoaktivite, kararsız bazı elementlerin dış etkenler olmaksızın kendiliğinden parçalanmaları sonucu çevrelerine partiküller ya da elektromanyetik radyasyon vererek daha kararlı hale geçmesine denir.

Herhangi bir maddenin atom çekirdeğindeki nötronların sayısı, proton sayısından fazla ise bu maddeler kararsız bir yapı gösterirler ve çekirdeğindeki nötronlar dönüşerek  $\beta^-$  (negatron) yayarlar. Protonların sayısı nötronlardan fazla ise protonlar dönüşerek  $\beta^+$  (pozitron) yayarlar. Atom çekirdeğinden giden nötronlar ve protonlar kararlı olmayan atom çekirdeği, gama ( $\gamma$ ) ışını yayarlar. Bazı ağır atom çekirdekleri alfa( $\alpha$ ) ışınları yayabilirler.

### 2.2 Nükleer Tıp

Nükleer tıp, vücudun görüntülemesi ve hastalıkların tedavisinde güvenli bir şekilde ve etkili yöntemler kullanılan bir tıp bölümüdür. <<http://www.cardiospect.com/nukleer-tip-nedir.html>> alındığı tarih: 06.11.2019

Nükleer tıpta, hastalığın teşhis ve tedavisi için radyoaktif maddelerden az miktarda kullanılır. Radyoaktif maddeler belirli organlara, kemik veya dokulara bağlanır; yayınlanan alfa, beta ve gamma ışınları özel detektörler ile dedekte

edilebilir. Bu detektörler bilgisayarlar ile birlikte çalışarak vücutta hastalık tanısında kullanılırlar. Nükleer tıptaki cihazların hızla gelişmesi bu alandaki tedaviye olan ilgiyi artırmaktadır.

### 2.3 Nükleer Bağlanma Enerjisi

Bir atomun kütesinin proton, nötron ve elektron kütlelerinin toplamları ile karşılaştırıldığında daha az olduğu görülür. Aradaki kütle farkı  $\Delta m$  ile gösterilir. Kütle eksikliğinin enerji eşdeğeri atomun bağlanma enerjisine (BE) karşılık gelir. Tanımlama;  $BE = \Delta mc^2$  olarak yapılır.

Örneğin  $^{12}\text{C}$  atomunu seçelim. Bu atomun altı protonu, altı nötronu ve altı elektronu vardır. Kütleleri 12 u'dur (u, evrensel kütle birimidir). Kütlelerin toplamı:

Elektronlar .....  $6 \times 0,000549 = 0,003294 \text{ u}$

Protonlar .....  $6 \times 1,007277 = 6,043662 \text{ u}$

Nötronlar .....  $6 \times 1,008665 = 6,051990 \text{ u}$

Toplam = 12,098946 u olacaktır.

Burada  $\Delta m = (12,098946 - 12)u = 0,098946 \text{ u}$  ve  $1u = 931,5 \text{ MeV}$  olduğuna göre,  $^{12}\text{C}$  atomunun bağlanma enerjisi;  $0,098946 \times 931,5 = 92,16 \text{ MeV}$  olur. Bu kütle farkı parçacıkların bir arada tutulması için harcanan enerjidir. Atomda kütlelerin enerjiye dönüşmüş halini verir. Çekirdeğin bağlanma enerjisi arttırıldığında nükleer olaylar meydana gelir ve gama ( $\gamma$ ) ışını yayımı gerçekleşir.

### 2.4 Radyoaktif Bozunmalar

#### 2.4.1 Alfa bozunması

Alfa parçacığı 2 proton ve 2 nötrondan oluşur. Alfa parçacığı yayınlayan radyoaktif bir çekirdeğin kütle numarası 4 birim, atom numarası 2 birim azalır. Helyum ( $^4\text{He}$ ) çekirdeği ile özdeştir denilebilir. Alfa parçacıkları doğal radyoaktif maddeler tarafından yayınlanan ışınlar içinde giricilik gücü en zayıf olanıdır. Alfa parçacıklarının menzilleri kısadır. Madde içinde düz bir yol boyunca ilerlerler. Alfa bozunumunu ifade eden denklem aşağıdaki gibi yazılabilir:

$${}^A_ZX \rightarrow {}^{A-4}_{Z-2}Y + {}^4_2\alpha \quad (2.1)$$

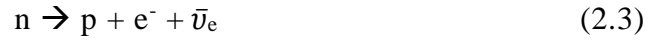
#### 2.4.2 Beta bozunması

Beta bozunumu kararsız bir çekirdeğin kararlı bir hale gelebilmek için beta parçacığı yayınladığı radyoaktif olaylardan birisidir. Çekirdek fazla proton veya nötronundan bir protonu nötrona veya bir nötronu protona dönüştürerek kurtulabilir. Üç şekilde gerçekleşir:

1) Beta Artı ( $\beta^+$ ) (Pozitron) Bozunumu: Atomun kararsızlığı nötron azlığından veya proton fazlalığından ileri geliyorsa, protonlardan biri nötron ve pozitif yüklü elektrona (pozitrona) dönüşür ve çekirdekten pozitron yayınlanır:



2) Beta Eksi ( $\beta^-$ ) (Negatron) Bozunumu: Eğer bir radyonüklidin kararsızlığı çekirdekteki nötron fazlalığından ileri geliyorsa, çekirdeğindeki enerji fazlalığını gidermek için nötronlardan birini proton ve elektron haline dönüştürür. Proton çekirdekte kalırken elektron hızla atomdan dışarı atılır:



3) Elektron Yakalama: Radyoaktif çekirdekte bulunan protonlardan biri çekirdeğe yakın olan atomik elektronlardan birini yakalayarak nötron ve nötrinoya dönüşür. Bu durum elektron yakalama olarak bilinir:



Anlatılan üç olayda nötrino veya antinötrino adı verilen bir diğer parçacık yayınlanır. Nötrinonun veya antinötrinonun elektrik yükü yoktur.

#### 2.4.3 Gama bozunması

$\gamma$  ışını yüksek frekanslı ve enerjili fotonlar yada elektromanyetik dalgalardır.  $\alpha$  veya  $\beta$  ışınmaları ile birlikte gözlenirler. Kararsız bir atom  $\alpha$  veya  $\beta$  ışınması

yaptığında normalden fazla enerjili (uyarılmış) bir halde kalır. Bu fazla enerji  $\gamma$  ışını olarak salınır.

Hem enerjileri çok yüksek hem de yüksüz ve kütsüz oldukları için gericilikleri  $\alpha$  ve  $\beta$  parçacıklarına göre çok daha fazladır. Menzilleri çok uzundur.



### 3. RADYOİZOTOPLAR

Radyoaktif izotoplar veya radyoizotoplar, çekirdekleri kararsız olan ve alfa, beta ve gama ışınları şeklinde kendiliğinden radyasyon yayarak fazla enerjiyi dağıtan farklı kütlelere sahip aynı atomların birkaç türünden biridir (Gloria 2019). Radyasyona maruz kalmanın genellikle insan vücudu için zararlı olduğu düşünülür, ancak radyoizotoplar tıpta, özellikle hastalığın tanı ve tedavisinde oldukça önemlidir.

Nükleer tıp, radyoaktif izotopları çeşitli şekillerde kullanır. Daha yaygın kullanımlardan biri, bir radyoizotopun ağızdan alınması veya vücuda enjekte edilmesidir. Daha sonra radyoizotop vücutta dolaşır veya sadece belirli dokular tarafından alınır. Dağılımı, verdiği radyasyona göre takip edilebilir. Yayılan radyasyon kullanılan radyoizotoplara bağlı olarak, tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (SPECT) veya pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi çeşitli görüntüleme teknikleri ile yakalanabilir (Teksöz, Zümrüt Biber 2019). Böyle bir görüntüleme yoluyla belirli organlara kan akışı incelenebilir ve organ fonksiyonu veya kemik büyümesi değerlendirilebilir. Radyoizotoplar kısa yarılanma ömrüne sahiptir ve yayılan radyoaktiviteleri hastanın vücuduna zarar vermeden önce etkisini kaybeder.

Radyoizotopların tedavi edici uygulamalarının tipik olarak hedeflenen hücreleri yok etmesi amaçlanır. Bu yaklaşım, kanser gibi anormal doku büyümesini içeren diğer durumları tedavi etmek için yaygın olarak kullanılan radyoterapinin temelini oluşturur. Kanser için radyasyon terapisinde hastanın tümörü, tipik olarak hedeflenen dokunun atomik veya moleküler yapısını doğrudan bozan protonlar, nötronlar veya alfa veya beta partikülleri gibi atom altı parçacıkların ışınları şeklinde iyonize edici radyasyonla bombardımana tutulur. İyonlaştırıcı radyasyon, çift sarmallı DNA'da kırılmalara neden olur. Molekül, kanser hücrelerinin ölmesine neden olur ve böylece çoğalmasını önler. Radyoterapi hoş olmayan yan etkilerle ilişkili olsa da genellikle kanser ilerlemesini yavaşlatmak

veya bazı durumlarda kötü huylu tümörlerin olduğu hastalığın gerilemesini sağlamak için etkilidir.

### 3.1 PET ve SPECT Görüntülemeye Kullanılan İzotoplar

**Çizelge 3.1:** Moleküler Görüntüleme Radyoizotopları Dk: Dakika, sa: Saat, g: Gün, EC: Elektron Yakalama göstermektedir.

Radyoizotop	Atom numarası	Yarı ömür	Bozunma türü (%)	$\gamma$ ışını enerjisi (keV)
C-11	6	20,4 dk	$\beta^+$ (100)	511
N-13	7	9,96 dk	$\beta^+$ (100)	511
O-15	8	2,03 dk	$\beta^+$ (100)	511
F-18	9	109,8 dk	$\beta^+$ (97)	511
Cu-62	29	9,76 dk	$\beta^+$ (97), EC(3)	511
Cu-64	29	12,8 sa	$\beta^+$ veya $\beta^-$ , EC	511
Ga-67	31	3,3 g	EC (100)	93;184;300
Ga-68	31	68 dk	$\beta^+$ (89), EC (11)	511
Rb-82	37	75 sn	$\beta^+$ (95), EC (5)	511
Zr-89	40	78,4 sa	$\beta^+$ (23)	900
Tc-94m	43	52 dk	$\beta^+$ (72), EC (3)	511
Tc-99m	43	6,05 sa	IT (100)	140
In-111	49	2,8 g	EC (100)	171;245
I-123	53	13,2 sa	EC (100)	159
I-124	53	4,2 g	$\beta^+$ (23), EC (77)	511
I-125	53	60 g	EC (100)	35

**Kaynak:** (Lee 2010).

Moleküler görüntüleme radyoizotoplarının listesi Çizelge 3.1’de verilmektedir. Çizelgeye ek olarak kullanılan Cu-60 radyoizotopu kullanılmıştır. Atom numarası 29, yarı ömrü 23,7 dk. ve enerjisi 1322 keV dir (Niccoli, Cascini, Altini Paparella Notaristefano Rubini G. 2018). Çalışmamızda  $C^{11}$  ve  $Cu^{60}$  radyoizotopları kullanılmıştır. Bu radyoizotoplar PET ve SPECT görüntülemeye sıklıkla ve yaygın olarak kullanılan radyoizotoplar oldukları için tercih edilmişlerdir. Ayrıca bu kaynaklar pozitron emisyonlarına ek olarak gama yayıcı olarak da bilinmektedirler.

PET ve SPECT görüntülemeye ikili izotop kullanımı hastalığın moleküler düzeyinin iyice anlaşılabilmesi için uygun olabilir. Hastalığın çeşitli yönleri karakterize edilebilir ve ayrıca maliyetin azalmasında, hasta konforunda birden fazla taramanın olmamasına olanak verebilir. Teknoloji ve sağlık alanında olan

gelişmeler sonucunda görüntülemeye farklı radyoizotoplar kullanılmaktadırlar. (Conti, Eriksson.2016).

### **3.2 Radyofarmasötikler**

Nükleer tıpta hastalıkların tanısı ve tedavisi amacıyla vücut içine uygulanan radyoaktif ilaçlara radyofarmasötik denir (Karasu, Metin Subaşı 2004). Diğer ilaçlardan farklı olarak farmakolojik etkileri bulunmamaktadır. Tanı amacıyla vücutta belirli bir miktarda verildiklerinden doz-cevap ilişkisi yoktur. Hastaya verilmeden önce diğer ilaçlar gibi tüm kontrolü yapılmaktadır. Radyofarmasötikler nükleer reaktör, jeneratör, siklotron kaynaklı radyoizotoplar kullanılarak üretilir. Hastaya verilen radyofarmasötikler genelde sıvı haldedir ve tanı için enjeksiyon ile tedavi içinse ağızdan verilmesi daha uygun olur.

Radyofarmasötiklerin çoğu işaretli bileşiklerden meydana gelir. Radyoizotop ve biyoaktif bir bileşenin (KİT) bir araya gelmesiyle oluşur. KİT'ler uygun ortamlarda uzun süre saklanabilirler. Bir element ya da bir iyonda radyofarmasötik olabilir. İşaretli bileşik durumunda iken radyonüklid ve farmasötik olmak üzere iki kısım vardır. Bu iki bileşen birleştirilerek radyofarmasötik oluşturulur. Farmasötik kısmı hedef organda yerleşme özelliğine sahip olmalıdır. Radyonüklid kısmı ise hedef organda ışıma yaparak deteksiyon imkanı sağlar ve radyofarmasötiğin hedef organda miktarı ve durumuyla ilgili bilgi alınmasını gösterir. Verilen radyofarmasötik kolay bir şekilde dedekte edilebilmeli, kesinlikle toksik olmamalı ve hastaya verilen radyasyon çok düşük düzeyde olmalıdır.

## **4. NÜKLEER TIP GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ**

Nükleer tıpta görüntüleme; cerrahi işlem olmadan moleküler ve hücrenel düzeyde, dokudaki hedefe özgü radyoizleyicilerin alımını ve devir hızını ölçerek sağlık durumunun belirlenmesine katkıda bulunan fonksiyonel bilgileri sağlar. Normal ve hastalıkla ilişkili doku fonksiyonu durumlarını sağlar ve tedavi yanıtı için çok çeşitli araştırmalar yapar. <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK11475/>> alındığı tarih: 07.11.2019

### **4.1 Radyasyon Deteksiyonu**

Radyasyonun ölçümünün yapılabilmesi için madde ile etkileşmesi gerekmektedir. Madde ile etkileşime geçtiğinde enerjisini kaybederek kimyasal, iyonizasyon ve fotokimyasal gibi olaylara sebep olur. Radyasyon ölçümünü ve deteksiyonunu yapabilmek için çeşitli cihazlar geliştirilmiştir. Bu ölçümleri yapan cihazların bir kısmı parçacıkların yüklerinden yararlanır. Sintilasyon sayıcılar bu gruba girer. Diğer kısmı ise yüklerin toplanması ilkesinden yararlanır. İyon odaları, orantılı sayıcılar ve geiger müller sayıcıları bu gruptadır.

Radyasyon şiddetinin sayısal ve görüntüsel olarak ölçülmesi ne “deteksiyon” denir. Nükleer tıpta kullanılan deteksiyon sistemleri iki yolla açıklanabilir. Bunlar, iyonizasyon ve eksitasyon prensibine göre işleyen detektörlerdir (Pharmacopoeia. 2001)

### **4.2 Gaz Dolgulu Detektörler**

#### **4.2.1 Çalışma ilkesi**

Gaz dolgulu detektörler iyonizasyon detektörleri olarak adlandırılırlar. Radyasyonun şiddetinin oluşturduğu iyonizasyon akımını ölçerler. Silindirik bir kap içerisine doldurulmuş yüksek basınçta bir gaz (hava, helyum vb.) vardır. Bu gaz anot (pozitif) ve katot (negatif) olarak bilinen iki elektrot arasındadır.



Elektrotlar arasında bir elektrik alan oluşur. Radyasyon gaz molekülleriyle etkileşerek gazı iyonlarına ayrıştırır. Pozitif iyonlar katoda, negatif iyonlar anoda doğru hareket eder. İki kutup arasında iyonizasyon akımı meydana gelir. Oluşan bu akımın şiddeti gelen radyasyonun şiddetiyle değişir. İyonizasyon detektörleri; iyonizasyon odaları, orantılı sayaçlar ve Geiger-Müller (GM) sayaçları olarak sınıflandırılır (Demir. 2014).

#### **4.2.2 Gazlı iyonizasyon cihazları**

Gaz detektörler, aralarında voltaj farkı olan iki elektrot arasındaki gaz hacminden oluşur ve radyasyona iyonlaştırma sonucu indüklenen akım vasıtasıyla cevap verirler. Normal koşullar altında gaz yalıtkandır ve elektrotlar arasında yük hareketi ya da elektrik akımı söz konusu değildir. Gazdan geçen radyasyon gaz atomlarını iyonlaştırır. Bu durumda hem gelen radyasyonun neden olduğu doğrudan iyonizasyon hem de birincil iyonizasyonla açığa çıkan hızlı elektronların (delta ışınları) sebep olduğu ikincil elektronlar söz konusudur (Demir. 2014).

Radyasyonun gaz dolu odacıkta deteksiyonu, odacığın duvarı ile eksene yerleştirilmiş pozitif elektrotu arasında oluşturulan elektrostatik alan sayesinde mümkün olur. Gaz genellikle 1 atm ya da daha düşük basınçtadır, ancak etkileşme sayısını artırabilmek için basınç arttırılabilir.

Gazlı detektörlerde, iyon çiftlerinin toplanması anot ve katot arasına uygulanan gerilime bağlıdır ve bu bağlılık detektörlerin hangi tip radyasyon için kullanılacağını belirler. Gerilim uygulanmadığında radyasyonun gaz ile etkileşmesi sonucu oluşan iyon çiftleri yeniden birleşir (rekombinasyon) ve dış elektronik devreden yük akışı (akım) olmadığı için radyasyonun tespit edilmesi mümkün olmaz ( $0-V_0$ ).

Detektöre uygulanan gerilim (voltaj) birkaç volt artırıldığında, bazı iyon çiftleri yeniden birleşirken bazıları da elektrotlara ulaşırlar. Daha yüksek gerilim uygulandığında ise iyon çiftlerinin yeniden birleşmesi ihmal edilebilir hale gelir ve radyasyonun neden olduğu iyonizasyonla meydana gelen elektronların tamamı merkezdeki anotda toplanır. Uygulanan gerilim arttırıldığında toplanan iyon çiftlerinin sayısı uygulanan gerilimden bağımsız hale gelir ve radyasyonun gaz atomları ile etkileşerek iyonizasyona sebep olması ile meydana gelen akım

doğrudan birincil iyonlaşma ile serbest kalan elektronlarla ilişkilendirilir. Bu bölgeye iyonizasyon bölgesi denir ( $V_0-V_1$ ).

İyonizasyon bölgesinden sonra gerilim arttırılmaya devam ettiğinde, birincil iyonizasyonla serbest kalan elektronlar çarpıştıkları gaz moleküllerini iyonlaştıracak yani ikincil iyonizasyona sebep olacak kadar enerji kazanırlar. Bu durumda toplanan elektronların sayısı uygulanan gerilimle aşağı yukarı üstel olarak artar. Birincil iyonizasyon ile ortaya çıkan elektronlar genellikle merkeze yakın bölgelerde yeni elektronların oluşmasına sebep olarak, bir elektron çığı oluştururlar. Gelen radyasyonla üretilen her elektron kendi elektron çığını oluşturmuş olur, bu nedenle belirli bir gerilim altında oluşturulan iyon çiftlerinin sayısı birincil iyon sayısı ile orantılıdır. Bu gerilim aralığında çalışan gazlı detektörler “orantılı sayaçlar” olarak adlandırılır. ( $V_1-V_2$ ).

Gaz odacığına uygulanan gerilim birkaç yüz volt olduğunda, gazın çoğaltma etkisi hızla artar ve çok daha fazla sayıda elektron çığı oluşur ve bunların birbirleriyle etkileşmesi nedeniyle “sınırlı orantılı bölge” olarak adlandırılan bir çalışma bölgesi oluşur ( $V_2-V_3$ ).

Gerilim daha da arttırıldığında elektrotlarda toplanan yüklerin miktarı başlangıçta oluşturulan iyon sayısından bağımsız hale gelir; bu durumda alfa ve beta parçacıkları için olan iki eğri üst üste biner ve bir plato bölgesi oluşur. Bu bölgeye “Geiger Müller Bölgesi” adı verilir ( $V_3-V_4$ ). Gerilim aralığından daha büyük bir gerilim uygulandığında sürekli yük boşalımı meydana gelmeye başlar. Gazlı sayacın çalışma bölgeleri (Şekil.4.1) aşağıdaki gibi adlandırılır:

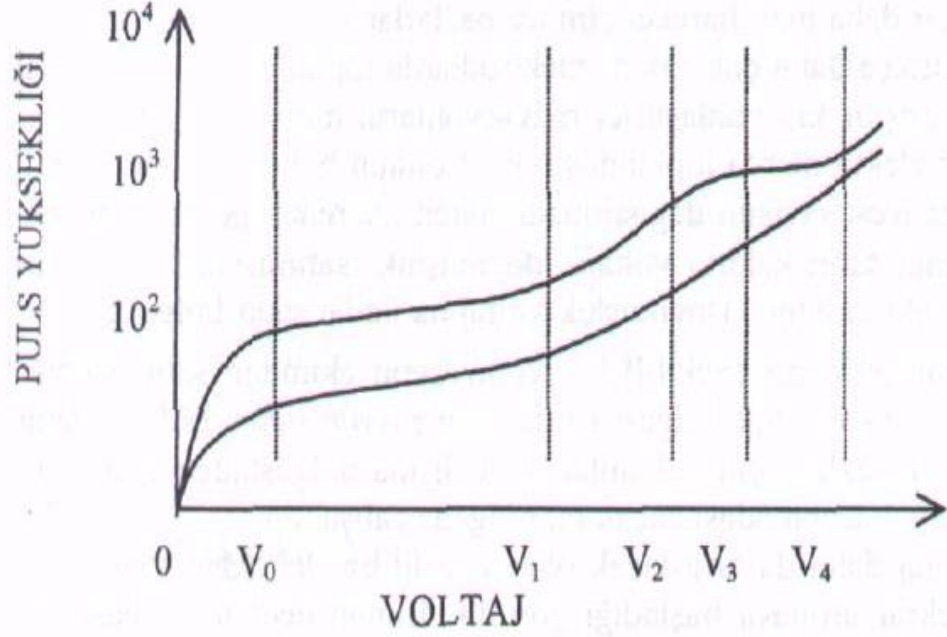
(0- $V_0$ ): Tekrar Birleşme Bölgesi

( $V_0-V_1$ ): Satürasyon Bölgesi ya da İyonizasyon Bölgesi

( $V_1-V_2$ ): Orantılı Bölge

( $V_2-V_3$ ): Sınırlı Orantılı Bölge

( $V_3-V_4$ ): Geiger Müller Bölgesi



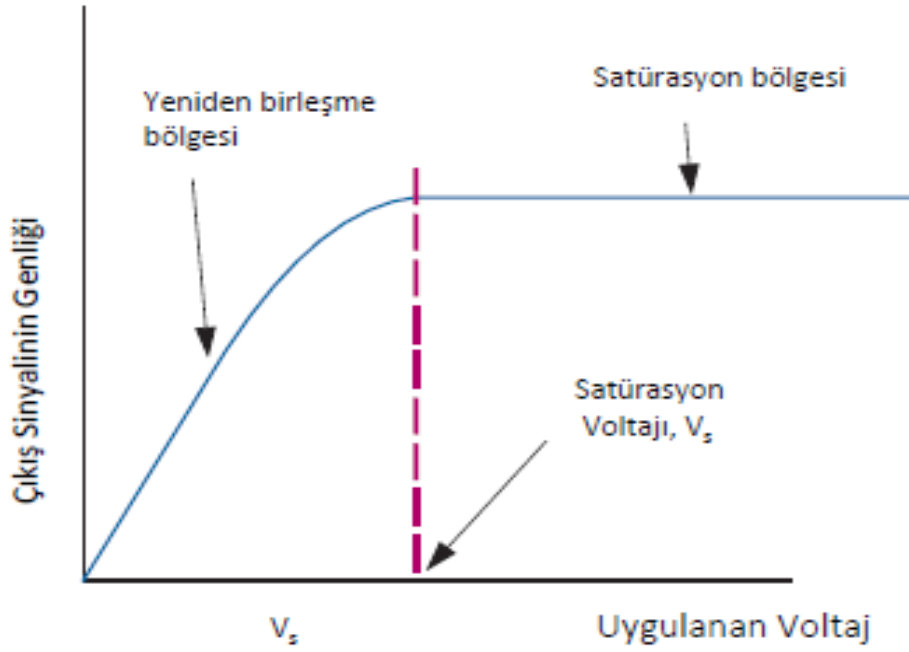
**Şekil.4.1:** Gazlı Sayacın Çalışma Bölgeleri

**Kaynak:** (Demir. 2014).

#### 4.2.3 İyon odaları

İyonizasyon bölgesinde çalışan gazlı detektörler iyonizasyon veya iyon odası olarak adlandırılırlar. Çoğu iyon odasında elektrotlar arasındaki gaz havadır. Bir iyon odasının farklı tasarımları olabilir ancak genel olarak silindirin merkezindeki bir tel veya eş merkezli iki silindirden oluşur.

Maksimum çalışma verimi için elektrotlar arasındaki gerilim radyasyon tarafından üretilen tüm elektron ve iyonların toplanması için yeterli olmalıdır. Çünkü, uygulanan voltaj çok küçükse elektron ve iyonlardan bazıları yeniden birleşerek detektörde oluşan akıma katkıda bulunmadan ortadan kalkacak ve tespit edilemeyecektir. Voltaj arttıkça yeniden birleşme azalır ve detektörün cevabı (elektrik akımı) artar. Voltaj tüm yüklerin toplanmasına yetecek kadar arttığında satürasyon bölgesi olarak adlandırılan bir plato bölgesine girer. Satürasyon bölgesinin başladığı voltaj satürasyon voltajı ( $V_s$ ) olarak adlandırılır (Şekil.4.2). İyon odasının tasarımına bağlı olarak satürasyon voltajı tipik olarak 50-300 V aralığındadır (Dönmez 2017).



**Şekil.4.2:** İyon odasının voltaj cevap eğrisi

**Kaynak:** (Dönmez 2017).

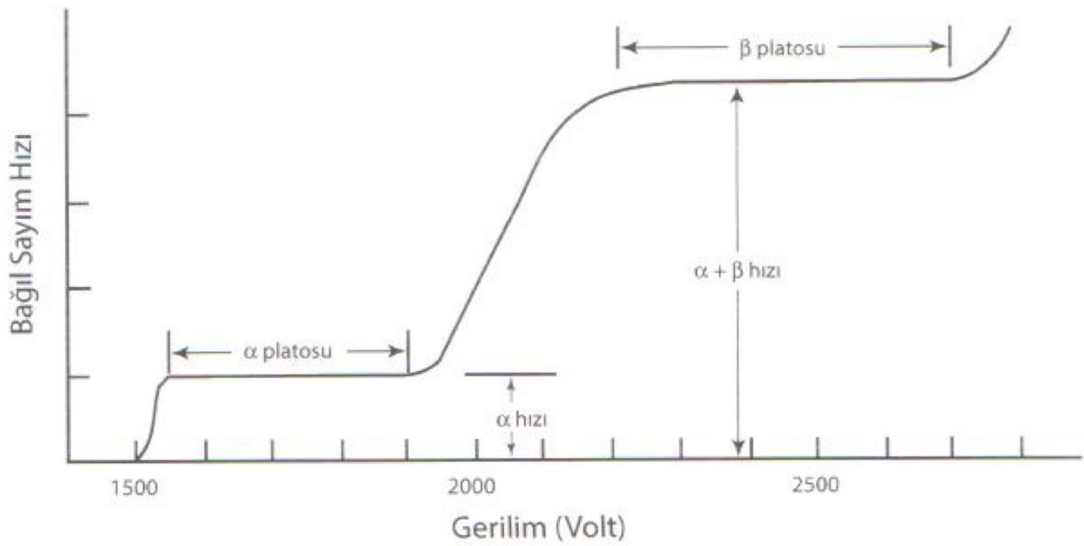
İyon odaları satürasyon bölgesindeki voltajlarda çalışırlar. Bu detektörün radyasyona maksimum cevabını sağlar. Elektrotlar arasına uygulanan gerilimdeki kararsızlıklar ya da salınımlar görece olarak hassasiyet kaybına sebep olur. İyon odasında tek bir iyonlaştırıcı radyasyonun etkileşmesiyle açığa çıkan akım çok küçüktür. Düşük miktarda elektrik yükü ya da akım söz konusu olduğundan iyon odaları genellikle bireysel radyasyon olaylarını saymak ya da kaydetmek için kullanılmazlar. Odacıktan geçen bir radyasyon demetinin sebep olduğu toplam akımı ölçmek için kullanılırlar veya alternatif olarak radyasyon demetinin iyon odasında açığa çıkardığı yük toplanır ve ölçülür (Dönmez 2017).

İyon odalarındaki temel problem, X ve  $\gamma$ -ışını detektörü olarak oldukça verimsiz olmalarıdır. Odacıktan geçen X veya  $\gamma$ -ışınlarının yalnızca çok küçük bir yüzdesi hava molekülleriyle etkileşmeye girerek iyonizasyona neden olur. İyon odasında foton radyasyonu tarafından meydana getirilen iyonizasyon, doğrudan iyonizasyondan ziyade ağırlıklı olarak iyon odasının duvarlarına çarpan ikincil elektronlar tarafından oluşturulur.

#### 4.2.4 Orantılı Sayaçlar

Orantılı sayaçlarda elektrotlara uygulanan voltaj iyonizasyon odalarına uygulananlardan çok daha fazladır. Pulsın büyüklüğü, belli bir limite kadar artan gerilimle artar. Daha büyük bir elektrik alan, iyonlaştırma işlemi sonucunda çıkan elektronları daha çok hızlandırır ve gaz atomlarıyla daha çok elastik çarpışmalar yaparak sürüklenen elektronlar, bu kez elastik olmayan çarpışmalar yaparak yeni iyon çiftlerinin oluşmasına sebep olurlar. Her birincil iyon için çok sayıda ikincil olay olmakla birlikte, sayaç daima ikincil olayların sayısı ile orantılı olacak şekilde çalışır. Bu nedenle orantılı sayaç olarak adlandırılır.

Orantılı sayaçlar, radyasyon gaz içinde soğurulduğunda iyi bir duyarlılık için elde edilen sayımı yükseltme avantajına sahiptir. Üretilen orantılı pulsların boyutları temel alınarak, yüklü parçacıkların alfa ve beta parçacıkları gibi ayrımı da yapılabilir (Şekil.4.3). (Demir. 2014).



Şekil.4.3: Bir orantılı sayacın voltaj-sayım grafiği

Kaynak: (Demir. 2014).

#### 4.2.5 Geiger-Müller (GM) Sayaçları

Gaz detektörlerinde gerilim orantılı sayaç çalışma bölgesinin dışına çıkacak şekilde arttırıldığında detektörden elde edilen çıkış sinyali başlangıçtaki iyonizasyon ile orantılı olma özelliğini kaybeder. Çok yüksek voltajlarda çalıştığı için Geiger-Müller sayacı olarak adlandırılır (Hayrat. 2007).

İyon odası ile aynı işleyişe sahiptir. İyon odasında birincil iyonlar sayılırken Geiger-Müller sayıcılarında birincil iyonların oluşturduğu ikincil iyonların ölçümleri yapılır. Devamlı gaz yükseltilmesiyle ölçüm yapılır, bu nedenle oluşan pulslar çok büyük olur.

Nükleer tıpta radyasyon ölçmek amacıyla en çok kullanılan sistemlerden biridir. Radyoaktif bulaşıklık ve bulaşıklığın temizlenmesinden sonraki güvenlik ölçümlerinde çokça kullanılır.

### **4.3 Yarı-iletken Detektörler**

Yarı-iletken detektörleri son yıllarda oldukça hızlı bir gelişme göstermiştir. Artık röntgen ve gama ışını nükleer fizik, astronomi ve nükleer tıp dahil olmak üzere çok çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Görüntüleme yetenekleri, iyi enerji çözünürlüğü ve kompakt sistemleri üretme kabiliyeti, gaz detektörleri ve sintilatörler gibi diğer detektör tiplerine göre daha iyidir. Son yıllarda X-ışını ve gama ışını detektörleri için geniş bant aralığına ve yüksek atom sayısına sahip bir dizi bileşik yarı iletken geliştirmeye yönelik önemli bir uluslararası çaba gösterilmiştir. Silikon (Si) ve Germanyum (Ge), çok çeşitli uygulamalarda iyi performans sunan, radyasyon detektörleri için kullanılan geleneksel yarı-iletkenlerdir. Bileşik yarı iletkenler arasında Kadmiyum Tellür (CdTe) ve Kadmiyum Çinko Tellür (CdZnTe), iyi enerji çözünürlüğüne sahip radyasyon detektörleri için en iyi malzemelerdir (Lee 2010).

#### **4.3.1 Yarı-iletken Detektörlerin Fiziksel Prensipleri**

Yarı-iletken detektörde detektör hacmine bir elektrik alan uygulanır. Yarı-iletken içindeki materyale çarpan gama ışını, çarptığı atoma enerji bırakarak elektron kopmasına neden olur. Yarı iletkende meydana gelen iyonizasyonla birlikte iki çeşit taşınır yük oluşur. Bunlar pozitif yüklü hol denilen boşluklar ve negatif yüklü elektronlardır. Detektöre yönlendirici yani bias voltajı uygulanarak yüklerin pozitif ve negatif elektrotlara hızlı bir şekilde yönlendirilmesi sağlanır. Bundan dolayı pozitif yüklü hol denilen boşluklar negatif elektrota, negatif yüklü elektronlar ise pozitif elektroda çekilir. Gönderilen her bir gama ışını için yarı-iletkende bu olay devamlı olur. Yarı-

iletkende olan bu olay sonucu gama ışını elektronik sinyal haline dönüşür (Hayrat. 2007).

#### **4.4 Sintilasyon Detektörleri**

İyonizasyon ve eksitasyon olaylarının olması için radyoaktif ışınların maddede yer alan atom ve moleküllerle etkileşmesi gerekir. Radyasyon enerjisi her iki olayı da meydana getiremeyecek kadar düşük ise, bulunduğu ortamdaki moleküller arasında sadece bir titreşim meydana getirir ve yok olur. Radyasyon enerjisi ile orantılı olacak şekilde dışarıya görünür ışık yayan cisimlere “sintilatör” denilir. Sintilatörden yayılan görülebilir ışıklara da sintilasyon denir. Radyasyon detektörleri, sintilasyonları alan ve değerlendiren aletler olup sintilasyon detektörleri olarak da adlandırılırlar.

Çoğu sintilatörde soğurulan enerji yayımlanan elektromanyetik radyasyonun enerjisine eşit olduğundan, yayımlanan sintilasyon fotonlarının bir kısmı sintilatör malzeme tarafından yutulabilir. Bunu engellemek için sintilatör içine yabancı bir madde katılır. Sintilatöre katılan yabancı maddeler soğurulan enerjiye karşılık gelen geçişin dalga boyundan daha uzun dalga boyunda ışık yayınlanmasını sağlar ki, bu dalga boyunda ışığa karşı sintilatör geçirendir. Yani bu yabancı madde dalgaboyu kayması sağlamıştır.

##### **4.4.1 İnorganik Sintilatörler ( Gama Sayaçları )**

İnorganik sintilatörler genelde “alkali hali” kristallerden meydana gelirler. En çok kullanılan maddeler başta Talyum katkılı Sodyum İyodür [NaI (Tl)] olmak üzere, Sodyum ve Tl katkılı Sezyum İyodür [CsI (Na) CsI (Tl)]’ dür (Hayrat. 2007).

Genel olarak inorganik sintilatörler, organik sintilatörlere göre 2-3 kat daha az cevap zamanına sahiptir. Bunların en önemli dezavantajları ise hidroskobik yani nem çekici oluşlarıdır. Bunlara NaI (Sodyum İyodür) en iyi örnektir. Su buharından korunmaları gerekir.

Avantajları ise, yüksek yoğunlukta ve büyük atom numarasına sahip olduklarından büyük durdurma gücüne sahip olmalarıdır. Bütün sintilatörler içinde en yüksek ışık çıkışı verirler. Bu enerji çözünürlüğü için önemlidir.

Özellikle gama ışınları ve yüksek enerjili elektron ve pozitronların deteksiyonu için çok uygundur.

#### **4.4.2 Organik Sıvı Sintilatörler (Beta Sayaçları)**

Genel olarak beta sayımında kullanılırlar. Katı sintilatörlere göre avantajları radyoaktifliğin tarayıcıdaki sıvı hacmine tamamen nüfuz edebilmesi ve deteksiyon etkinliğinin yükselmesidir. Bu nedenle zayıf beta yayıcıları, düşük enerjili X ve gama ışınlarının deteksiyonun da kullanılır.

### **4.5 Gamma Kameralar**

#### **4.5.1 Tarihçe**

İlk gama kamera, Hal Anger tarafından 1958 yılında icad edilmiştir. İlk gama kameranın 10 cm çaplı bir NaI (Sodyum İyodür) kristali ve 7 adet foto çoğaltıcı tüpü bulunmaktadır. Bu nedenle gama kameralara, Anger kameraları da denilmektedir. Modern kameralarda hala Anger kameraların çalışma prensipleri kullanılmaktadır.

Ticari olarak geliştirilen gama kameraların orijinal olan Hal Anger kamera tasarımını korunarak daha geniş ve hassas gama kameralar geliştirilmiştir (Mohammed, Wadah, Mohammed, Ghada. 2013).

#### **4.5.2 Gama Kamera Sistem Elemanları ve Çalışma İlkesi**

Hastaya verilen radyofarmasötüğün, gama ışını şeklinde kolimatörden geçtikten sonra kristalde meydana getirdiği görünür ışığın elektronlarını, fotoçoğaltıcı tüpler ile çoğaltarak bilgisayara yollayan ve bu çalışma prensibiyle radyofarmasötik dağılımını görüntüleyen cihazlar gama kamera olarak adlandırılırlar (Sharp, Goatman. 2004).

Genel olarak kullanılan radyofarmasötikler; Teknesyum-99m (Tc-99m), İndiyum-111 (In-111), İyot-123 (I-123), I-131, Talyum-201 (Tl-201) ve Galyum-67 (Ga-67) gibi gama ışını yayan maddelerdir (Gündoğdu.2017).

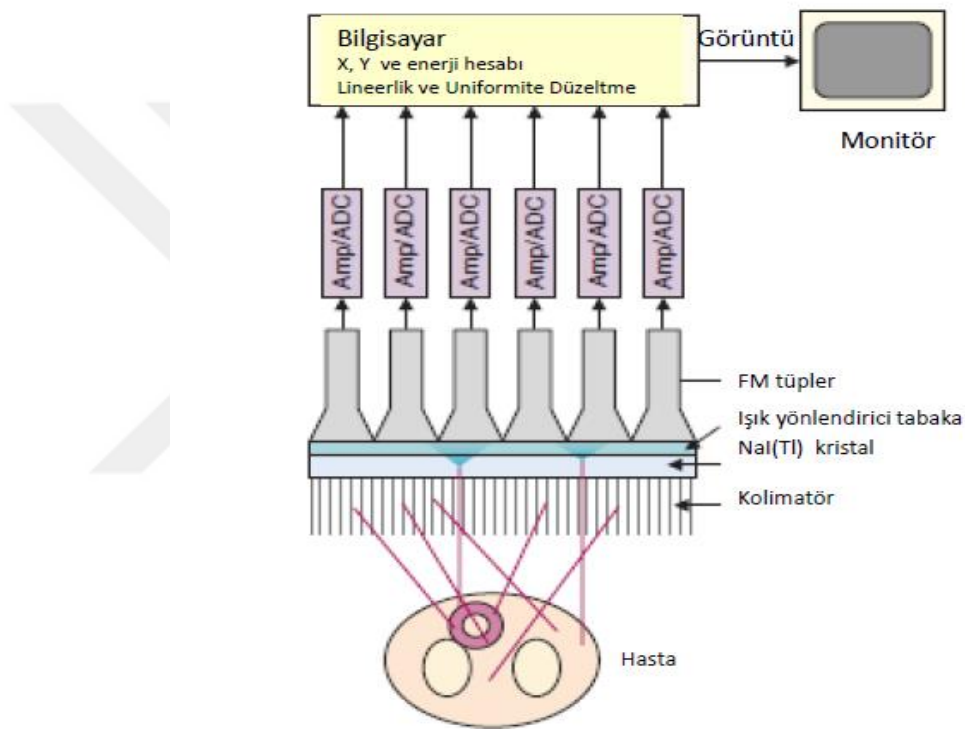
Gama kamera sisteminin bileşenleri

- Kolimatörler,
- Sintilasyon Kristali,



- Foto Multipliyer Tüp (PMT),
- Preamplifiyer (Ön Kuvvetlendirici),
- Amplifiyer (Kuvvetlendirici),
- Pozisyonlama Elektronik Devreleri,
- Pals Yükseklik Analizörü,
- Katot Işınları Tüpü

olarak verilmektedir.(Şekil.4.4) (Çetin. 2017).



**Şekil.4.4:** Gama Kamera Sisteminin Bileşenleri

**Kaynak:** (Çetin. 2017).

#### 4.5.3 Kolimatör

Kolimatör organdan gelen gama ışınlarını detektöre yönlendirmek, saçılmaya uğrayan gama ışınları ile dışardan gelen gama ışınlarını absorblayarak elimine etmek amacıyla gama kamerada kristalin ön kısmına yerleştirilen elemandır.

Görüntünün çözünürlüğü arttırmak amacıyla kullanılır. Kolimatörler gama ışınlarını iyi absorbe etmelerinden dolayı kurşun gibi ağır elementlerden üretilir. Genellikle çok sayıda delik içeren kurşun bir levhadır. Delikler yuvarlak ya da

köşeli (hegzagonal) olabilir. Deliklerin arasındaki kalınlığa septa denir. Septa kalınlığı, kullanılan radyonüklidin enerjisine göre tasarlanır.

Kolimatör çeşitleri aşağıdaki gibi verilmektedir (Şekil.4.5) (Kharfi, 2013).

1) Tek Delikli (PinHole) Kolimatörler

2) Çok Delikli (MultiHole) Kolimatörler

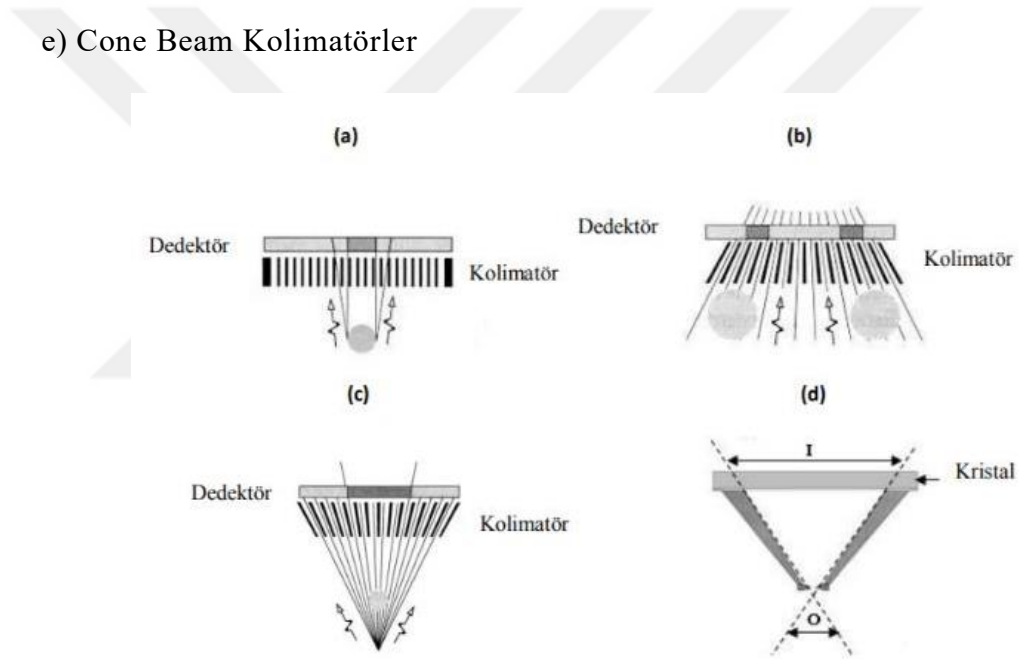
a) Paralel Delikli Kolimatörler

b) Diverjan Kolimatörler

c) Koverjan Kolimatörler

d) Fan Beam Kolimatörler

e) Cone Beam Kolimatörler



Şekil.4.5: Kolimatör Çeşitleri: a) Paralel Delikli, b) Diverjan, c) Koverjan, d) Pinhole

**Kaynak:** (Kharfi, 2013).

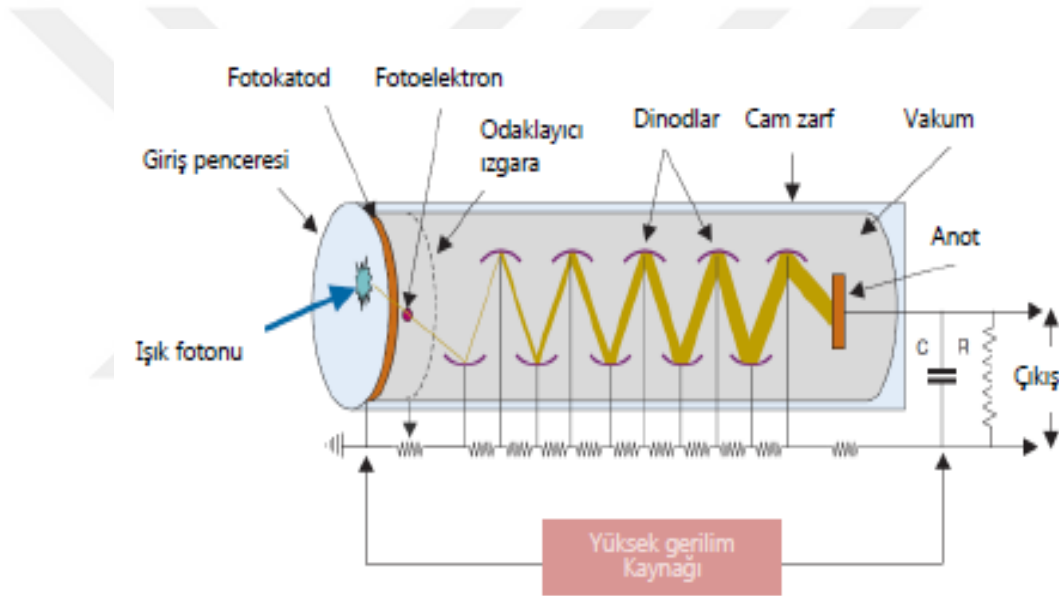
#### 4.5.4 Sintilasyon kristali

Kolimatörden geçen gama fotonlarını görünür ışığa çevirir. Genellikle sintilasyon kristallerinde Sodyum İyodür (NaI) ya da Talyum (Tl) kullanılır. Maliyeti yükseltmesine rağmen kristalin daha büyük olması detektör verimini arttırmaktadır. NaI veya Tl tercih edilmesinin sebeplerinden biri yoğunluk ve atom numarası görece olarak yüksek bir element içermesidir (iyot  $z = 53$ ). Bu nedenle iyi bir absorblayıcı, x ve  $\gamma$  ışınları gibi nüfuz edici radyasyonlar için

çok etkin bir detektördür. Ayrıca, absorblanan radyasyon enerjisi başına yaklaşık bir görünür ışık fotonu yayınlayan çok etkin bir sintilatördür. Kendi sintilasyon fotonlarına karşı oldukça geçirgendir. Bu nedenle büyük kristal boyutlarında bile sintilasyon fotonu kaybı çok azdır.

#### 4.5.5 Foto Çoğaltıcı Tüpler (PMT)

Foto çoğaltıcı tüpler sintilasyon detektörlerinde  $\gamma$  veya  $\beta$  ışınları tarafından üretilen sintilasyon ışığı gibi çok zayıf ışık sinyallerini ölçülebilir büyüklükte bir elektrik sinyaline dönüştüren elektronik elemanlardır. Şematik gösterimi Şekil.4.6'da verilmektedir.



**Şekil.4.6:** Sintilasyon fotonlarının PMT de elektrik sinyaline dönüşmesi

**Kaynak:** (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

Şekil.4.6'daki gibi sintilasyon fotonlarının girmesi için cam bir pencere vardır ve görünür ışık çarptığında elektron yayan bir malzeme ile kaplıdır. Bunun için çoğunlukla Sezyum Antimon ( $CsSb$ ) gibi bialkali malzemeler kullanılmaktadır.

Bu elektron yayıcı yüzey fotokatod, bu yüzeyden fırlatılan elektronlar ise fotoelektron olarak adlandırılır. Işığın elektronlara dönüşüm verimi kuantum verimi olarak bilinir ve tipik olarak fotokatoda çarpan 10 görünür ışık fotonu için 1-3 fotoelektron yayınlanır.

Fotokatoddan biraz uzakta dinod adı verilen metal bir levha bulunur. Dinod fotokatoda göre daha yüksek bir potansiyelde (+200-400 V) tutulduğundan elektronları kendisine çeker. Bu yüksek gerilim altında hızlanan elektron, odaklayıcı ızgara adı verilen bir düzenek yardımıyla dinoda yönlendirilir. Yüksek potansiyel altında hızlanarak ilk dinoda çarpan elektron dinot yüzeyinden birkaç elektron koparır. Bu elektron çoğaltma faktörü dinod ile fotokatod arasına uygulanan gerilime bağlı olarak değişir. Bu olay çok sayıda dinod için tekrarlanır. Sonuç olarak meydana gelen çok sayıda elektron anotda toplanır. Böylece görece olarak yüksek bir elektrik sinyali elde edilir. Üretilen akım miktarının fotokatod yüzeyine gelen ışık şiddeti ile dolayısıyla da  $\gamma$  ışınları tarafından kristale aktarılan enerji ile orantılı olduğuna dikkat edilmelidir. Fotoçoğaltıcı tüpler voltaj değişimlerine karşı çok hassas olduklarından voltajın son derece stabil olması gereklidir. Yüksek voltajda %1'lik bir artış dahi anotta toplanan akımı yaklaşık %10 arttıracaktır (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

#### **4.5.6 Ön Kuvvetlendirici (Preamplifier) ve Kuvvetlendirici (Amplifier)**

PMT'ten gelen sinyallerin genliği mikrovoltlar mertebesinde olup, oldukça düşüktür. Bu elektrik sinyallerinin ölçülebilmesi için genliklerinin yükseltilmesi gerekir. Preamplifiyer hem PMT'ten gelen sinyalleri milivolt seviyesine yükseltir, hem de PMT ile diğer ardışık üniteler arasında empedans uyumunu sağlar (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

Amplifiyer, ön kuvvetlendiriciden gelen sinyalleri biraz daha yükseltir. Pulsların çakışmalarını azaltır ve görüntü kalitesinin göstergelerinden biri olan gürültüyü azaltır.

#### **4.5.7 Pozisyonlama Elektronik Devreleri**

Organdan çıkan gamma fotonlarının yayılma noktası, ekranda organ görüntüsünü oluşturan noktalarla uyum içinde olmalıdır. Bu uyumun sağlanabilmesi amacıyla doğru pozisyon bilgilerinin girilmesi gerekir.

Pozisyonlamanın tüm detektör düzeyinde yapılabilmesi için kristal merkezi koordinat merkezi olarak alınıp, X ve Y eksenleri belirlenir. X ve Y

pozisyonlama sinyalleri ile sintilasyon merkezinin pozisyon bilgileri elde edilir. (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

#### **4.5.8 Pals Yükseklik Analizörü**

Pals Yükseklik Analizörü (PHA), organdan yayılan orijinal pozisyon ve enerji bilgisi taşıyan gamma fotonlarının fotoelektrik etkileşme ile durdurulmasıyla elde edilen pikleri geçirir. Böylece elde edilecek görüntü meydana gelirken compton saçılması, kullanılan izotopun farklı enerjilerde foton yayması, yanlış enerji ve pozisyon bilgileri taşıyan compton olayının etkisi büyük oranda kaldırılmış olur.

Gamma kamerada pencere genişliği seçimiyle sinyal yükseklik analizörünün hangi pencere aralığına karşı gelecek elektrik sinyallerini geçireceği belirlenmiş olur. Bu durum sonucunda olumsuz etkenler engellenerek kaliteli görüntü elde edilir (Osman.(2015).

#### **4.5.9 Katot Işınları Tüpü**

Katot ışınları tüpü içerisinde yer alan elektron demeti yüksek hızla çarparak ışınma oluşturur. Ekran üzerinde oluşan her noktanın ışınmasının şiddeti, kaynak organ üzerindeki gamma fotonunun yayınladığı noktaya karşılık gelir ve görüntü oluşur (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

#### **4.6 Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografi (SPECT)**

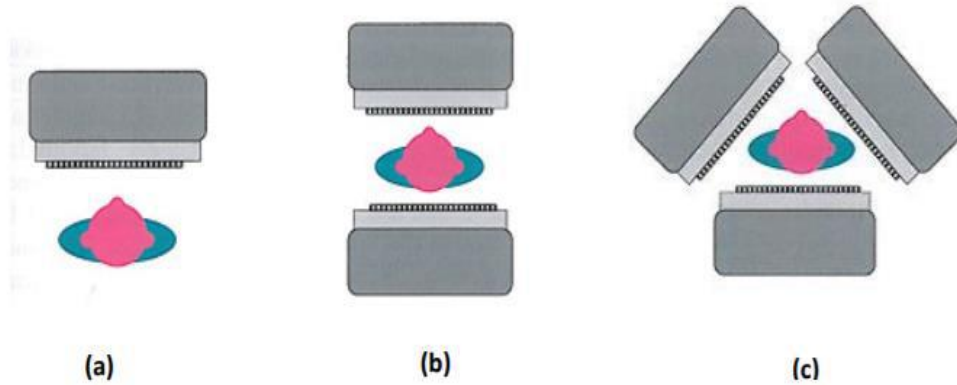
SPECT, bilgisayarlı tek foton emisyon tomografi sistemidir. SPECT (Single Photon Emission Computerized Tomography) kısaltması yaygın olarak kullanılır. SPECT tekniğinde vücuda verilen radyoformasötik maddelerden yayılan gamma fotonları, SPECT dedektörleri tarafından dedekte edilerek bilgisayar ünitesinde işlenerek kesitsel görüntünün oluşturulması prensibine dayanır.

SPECT'te görüntü alınacak bölgede bir eksen boyunca alınan belirli bir derinliğe ait kesitte, bu derinliğin alt ve üst kısımlarında yer alan diğer katmanların etkisi olmadığı için görüntüde bozulma olmaz. Bu durum hacim, boyut ve aktivitenin nümerik olarak ölçülmesinde yüksek bir doğruluk sonucu verir.

SPECT'in temeli 1917 yılında Avusturyalı matematikçi J. Radon tarafından yayınlanan bir yazı ile atılmıştır. Bu yayında Radon iki ya da üç boyutlu bir objenin çeşitli açılar altındaki görünümünün yeniden elde edilebileceğini vurgulamıştır. SPECT sistemleri 1960 yılının başlarında değişik detektörler kullanılarak tasarlanmış, ancak daha sonra 1970'li yıllarda gamma kamera SPECT sistemlerinin temel ünitesi olmuştur. 1960'larda ve 1970'lerde Nükleer Tıp bilgisayarlı tomografi, dijital radyografi, teşhis ultrasonu ve nükleer manyetik rezonans görüntülemenin temelleri belirlendiğinde ve test edildiğinde bu teknolojilerin gelişimi son birkaç on yıl içinde hızlı olmuştur. Hem uygun maliyetli hem de yardımsız insan vizyonu ile ayırt edilemeyen teşhis bilgileri sağlayan sofistike araçların kullanılmasına yol açmıştır. Tek detektörlü olarak tasarlanmış olan SPECT sistemi, 1990 yılı sonrasında iki ve üç detektörlü olarak geliştirilmiştir (Khalil Tremoleda ve diğ. 2011 ).

SPECT sisteminde detektör sayısını artması sayım etkinliğinin artmasını sağlamıştır. Bu sayede yüksek ayırma, güçlü ve fan tipi kolimatörlerin kullanılmasıyla mümkün olur ve görüntüler daha kısa sürede toplanabilir. Detektörlerin farklı geometride pozisyonlanması organların daha etkin detaylı görüntülenmesini sağlar.

İki detektörlü SPECT sistemleri planar, tüm gövde taramaları ve tomografik incelemeler için çok uygun sistemlerdir. Üç dedektörlü SPECT sistemleri, en fazla beyin taramalarında kullanılır. SPECT dedektörlerinin şematik gösterimi Şekil.4.7'de verilmektedir.



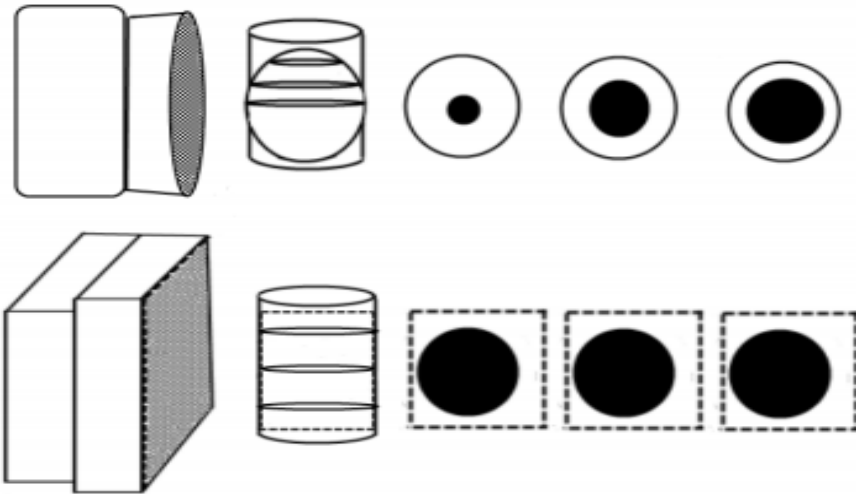
**Şekil.4.7:** Spect dedektörleri a) Tek Dedektörlü, b) İki Dedektörlü, c) Üç Dedektörlü

**Kaynak:** (Khalil Tremoleda ve diğ. 2011 ).

SPECT görüntüleme İyot- 123, İyot- 131, Talyum- 201 ve Teknisyum- 99 en çok kullanılan radyoaktif maddelerdir. (Kapucu, Akdemir 2003).

SPECT’de yer alan detektörlerin toplamda 360° dönmesiyle görüntü edilir. SPECT gama kamera arasındaki en temel farklardan biri hasta etrafında rahatlıkla dönebilmesidir.

SPECT sistemleri ilk üretildiklerinde detektörler dairesel olmalarına rağmen günümüzde dörtgen olarak tasarlanmışlardır. Dairesel detektör kullanımıyla yapılacak taramalarda tüm açılarla elde edilecek hacim silindir değil küredür. Büyük boyutlu organların üst ve alt kısımlarından elde edilen kesit görüntüleri görüş alanının dışına çıkabilir. Bu durum, dörtgen detektörlerin tasarlanmasıyla ortadan kaldırılmıştır (Şekil.4.8) (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).



**Şekil.4.8:** Dairesel ve dörtgen detektörlerde kesit görüntü boyutlarının izdüşümü

**Kaynak:** (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

#### 4.6.1 Hasta inceleme masası

Hasta inceleme masası, hastanın üzerinde hareket ettirilmeden vücudun tüm bölümlerinin detektör ile incelemesinin yapıldığı masadır. Cihazların modeline göre geliştirilmiştir. Taraması yapılacak alanın özelliğine göre hareket edebilir.

#### **4.6.2 Gantry**

Görüntüleme ve detektör pozisyonlama kontrol birimi olarak da adlandırılır. Tünel şeklinde dairesel bir yapıya sahiptir ve hasta çevresinde 180°-360° dönüş hareketi sağlar.

#### **4.6.3 Tarayıcı Sistem**

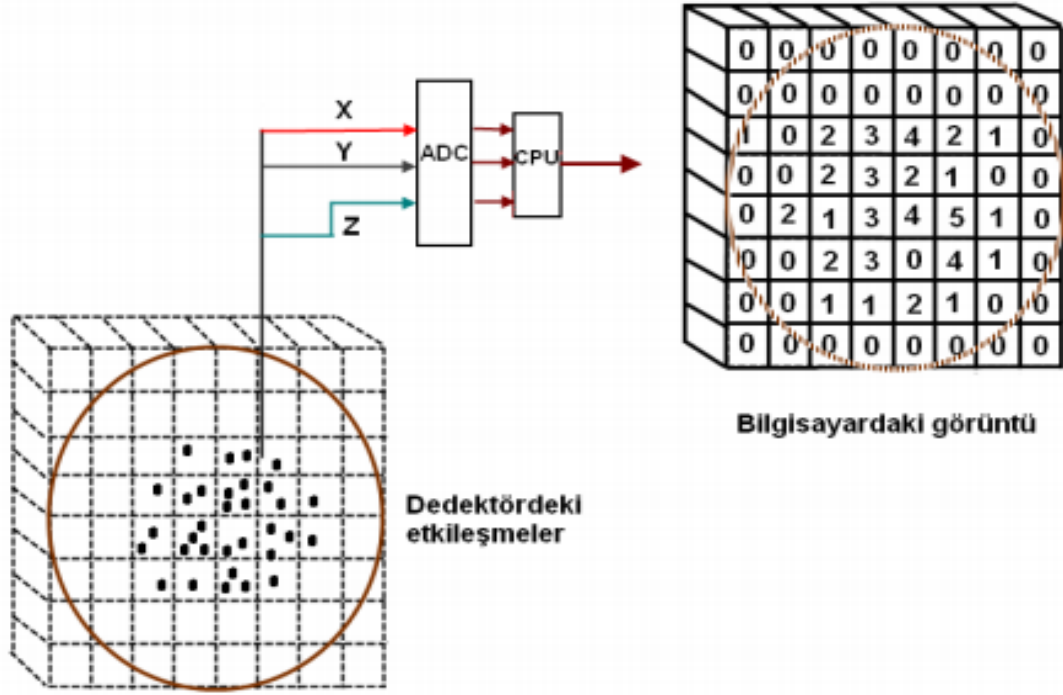
Bu sistem kolimatör ve detektörlerden oluşur ve gantry ünitesiyle bağlantılıdır. Tarayıcı sistemin görevi, hastayı bir merkez eksen kabul ettiğimizde SPECT gamma kameranın detektörü bu eksen etrafında dönerken, her bir dönüş açısında hastanın görüntülenecek bölgesinden yayılan gamma fotonlarını algılamaktır.

#### **4.6.4 Bilgisayar Ünitesi**

Bilgisayara girilen tüm ham verilere göre yapılan tarama işlemi neticesinde bilgisayarda analog sinyaller meydana gelir. Bu analog sinyaller merkezi işlemcide sayısal hale getirilir. Sürekli sinyalleri sayısal değerlere çeviren sistemlere analog sayısal çeviriciler (ADC) denir. ADC çıkışında oluşan sayısal sinyaller, bilgisayar monitörüne görüntü olarak yansır. Kesitsel görüntüleme görüntünün çokluğu ve olduğunca dar açılarda alınması görüntü kalitesini artırır.

Bilgisayar tarafından önce, istenilen boyutta boş bir matris oluşturulur. Gamma kameradan gelen her bir X ve Y sinyali için, bu pozisyona karşı gelen pikseldeki sayımlar bir arttırılır. X ve Y sinyallerinin ne zaman ADC'lerde işleneceği ve bilgisayarda piksel sayımının ne zaman arttırılacağı, bu pozisyon sinyallerine eşlik eden toplam z sinyali ile belirlenir.

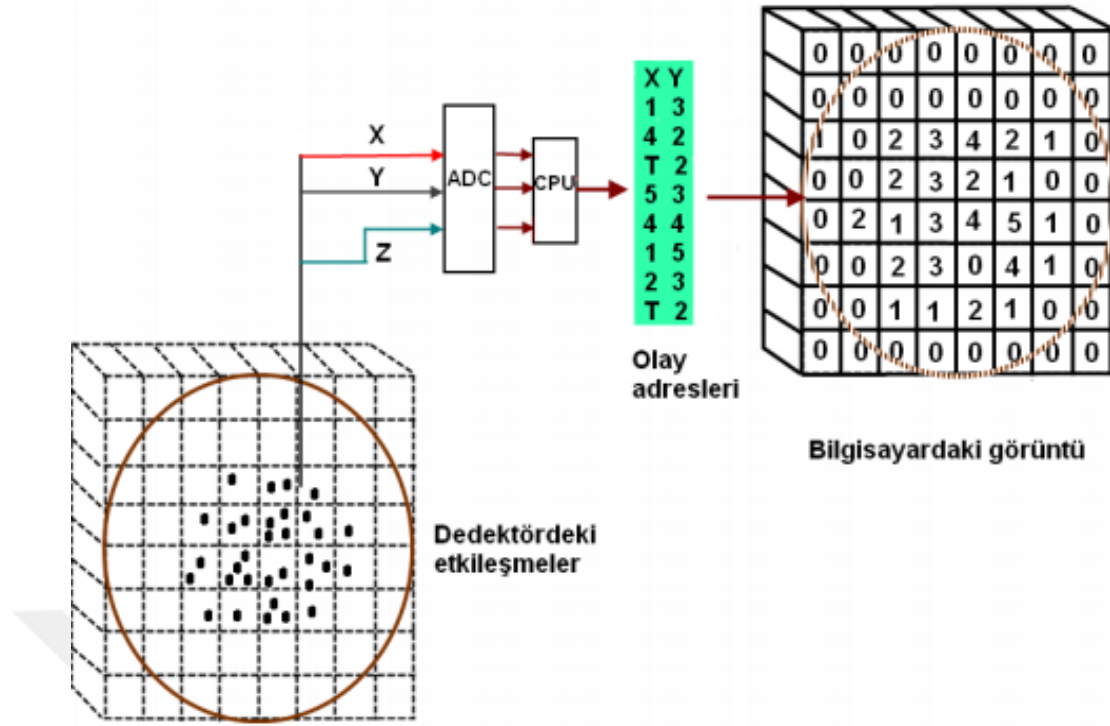




**Şekil.4.9:** Bilgisayarda görüntünün resim modunda toplanması

**Kaynak:** (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

Tüm işlemler bittikten sonra görüntü bilgisayar ekranında istenilen bir matris boyutunda elde edilir. Bu sonuç liste modunun en önemli üstünlüğüdür. Resim modunda elde edilen görüntüyle aynı değerlerde liste modunda elde edilen görüntü bilgisayarda işgal ettiği hafıza bakımından değerlendirildiğinde, liste modu; resim moduna göre çok daha fazla hafıza ister. Bu durum ise liste modunun en önemli sorunudur (Şekil.4.9 ve Şekil.4.10).



**Şekil.4.10:** Bilgisayarda görüntünün liste modunda toplanması

**Kaynak:** (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

Sistemin elektronik yapısından veya radyoaktivitenin oluşumundaki istatistiksel dalgalanmalar, dış güç kaynakları, magnetik etkiler, elektrostatik etkileşimler bilgisayarda görüntü oluşurken istenmeyen sinyaller yani gürültüler meydana getirir. Ayrıca SPECT uygulamalarında yararlı sinyalleri muhafaza etmek için gürültünün kalitesiz sinyalleri silinmelidir. Görüntü kalitesini istenilen düzeyde alabilmek için farklı tipte filtreler kullanılır.

Bu filtreler yüksek geçirgen filtreler (ramp yokuş) , orta geçirgen filtreler (barlett ve hamming) ve alçak geçirgen filtreler (butterworth parzen) şeklinde sınıflandırılır (Çizelge.4.1).

**Çizelge.4.1:** Filtrelerin görüntüleme parametrelerine göre dizilimi.

Parzen	Barlett	Hamming	Butterworth	Ramp
Düşük gürültü		→	Yüksek gürültü	
Düşük çözünürlük		→	Yüksek çözünürlük	
Görüntü yumuşaklığı		→	Digital imaj	

**Kaynak:** (Lyra, Ploussi 2011).

**Ramp (yokuş) filtre:** En yüksek görüntü çözünürlüğü sağlamalarına rağmen en yüksek gürültü etkisi oluştururlar. Rekonstrüksiyondan sonra görüntü kontrastı artar, fakat beraberinde ring (halka) artıkları meydana getirir. Bundan dolayı rutin SPECT görüntü oluşturmada ramp filtreyi tek başına kullanmak doğru değildir.

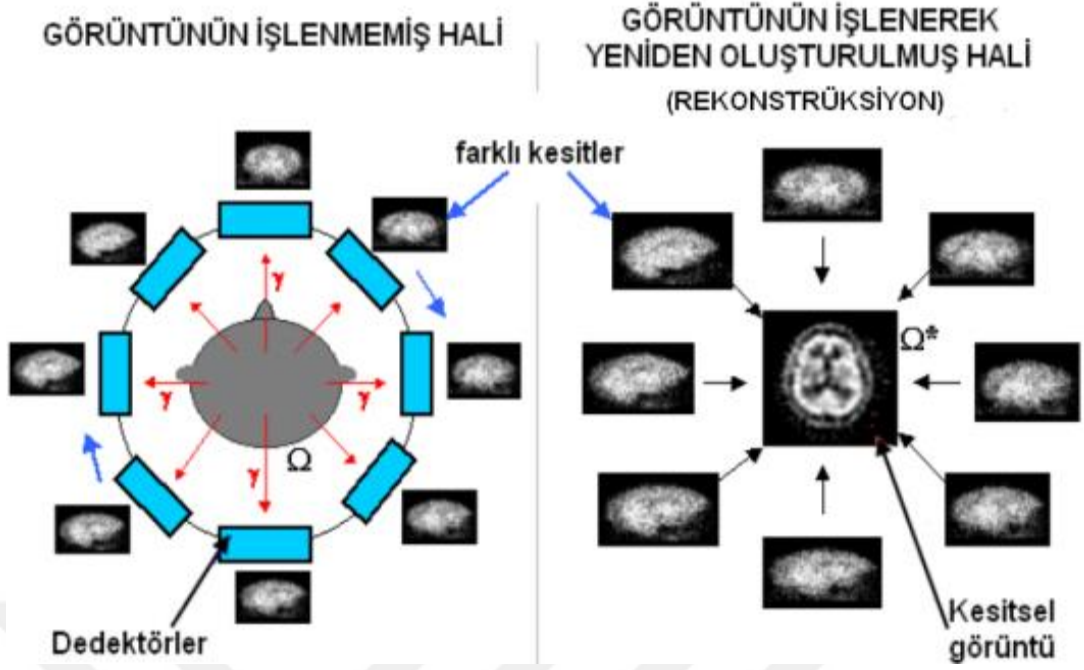
**Bartlett ve Hamming filtre:** Ham datadaki gürültü etkisinin sebep olduğu istatistik dalgalanmaları azaltmak amacıyla yumuşama etkisinin az olduğu durumlarda tercih edilir. Talyum, kemik ve galyum görüntülenmesinde kullanılır.

**Butterworth filtre:** SPECT görüntü oluşturmada en sık kullanılan filtrelerdir. Görüntülerde kenar keskinliği ve yumuşama etkisi arasında dengeyi iyi sağlar. Kalp, beyin, karaciğer ve akciğer görüntülerinin oluşturulmasında sıklıkla kullanılır. SPECT filtreleri arasında, çok yönlü kullanıma sahip en uygun filtredir.

**Parzen filtre:** Ramp filtrenin karşıtıdır. Çözünürlüğü en düşük olup gürültü oranı da çok düşüktür. Parzen filtre kullanılan imajlar çok fazla yumuşatıldığından görüntü içindeki lezyonlar maskelenmiş olur.

#### 4.6.5 Görüntüleme ünitesi

SPECT cihazlarında görüntüleme ünitesi, uygun yazılımla yüklenmiş bilgisayar ünitesine bağlı renkli LCD monitördür. Bu görüntüleme üniteleri teknolojik gelişmeyle hızla yenilenmektedirler. Görüntüleme ünitesi hastanelerin PACS sistemlerine görüntüleri arşivleme amacıyla bağlıdır. Monitör üzerindeki görüntü; DVD, CD, kağıt veya film üzerine aktarılabilir (Şekil.4.11).



Şekil.4.11: SPECT cihazında görüntü oluşumu

**Kaynak:** (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

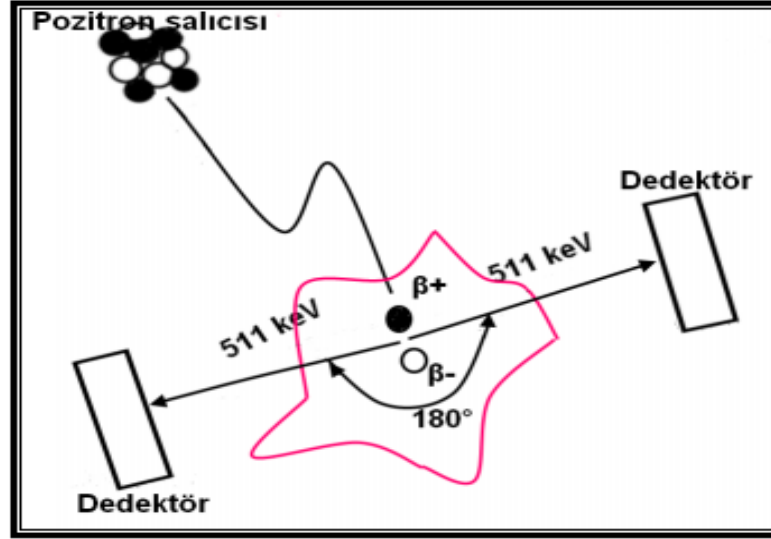
Pozitron Emisyon Tomografi (PET)

PET cihazı Pozitron Emisyon Tomografi sistemi olarak bilinir. SPECT tekniğinde yayılan tek gamma fotonu dedekte edilmekteyken, PET tekniğinde aynı anda, aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda yayılan fotonlar dedekte edilir.

Pozitron emisyon tomografisi (PET) tarayıcıları, pozitron-elektron anihilasyon fotonlarının neden olduğu çift çakışmaları tespit etmek ve kaydetmek için tasarlanmıştır (Cal-González Lage Herranz ve diğ. 2015)

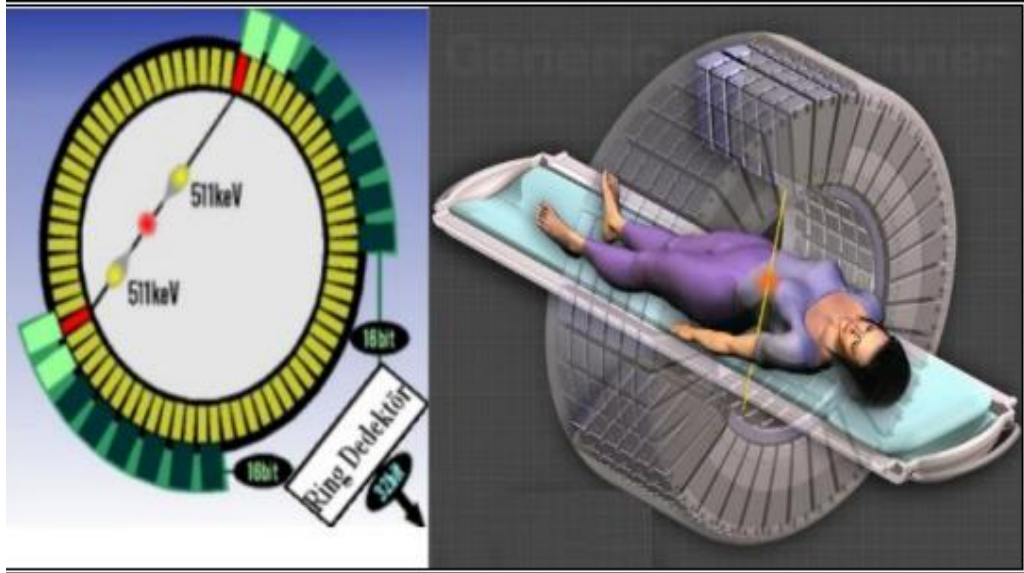
Hastaya, pozitron yayını yapan radyoizotoplar enjekte edilir. Pozitronlar, pozitif yüklü elektrondur ve yolu üzerindeki (-) yüklü elektronlar ile çarpışınca, kütlelerin enerjiye dönüşümü olayı meydana gelir. Çarpışan kütleler yok olurken 511 KeV enerjili anihilasyon fotonu birbiriyle  $180^\circ$  açı ile zıt yönlerde salınır. Bu olaya 'anihilasyon (yok olma)', oluşan fotonlara da 'anihilasyon fotonları' denir (Şekil.4.12). Bu anihilasyon fotonları detektörlere çarparak sintilasyona dönüşürler (Şekil.4.13). Sintilasyonlar foto çoğaltıcı tüplerde elektrik sinyaline dönüşür. Elektrik sinyalleri diğer elektronik devrelerde işlenerek görüntüye dönüştürülür.

Anhilasyon fotonları, iki detektör arasında 'yanıt çizgisi' (Line of Responce-LOR) adı verilen düz bir çizginin herhangi bir noktasından çıkmıştır. PET tekniğinde, vücuda verilen pozitron kaynağı radyonükleidler anihilasyon olayı nedeniyle madde özelliğini kaybetmekteyken, SPECT tekniklerinde vücuda verilen radyonükleidler biyolojik yarı ömür süresince etkin olarak vücutta kalmaktadır.



Şekil.4.12: Anihilasyon olayı

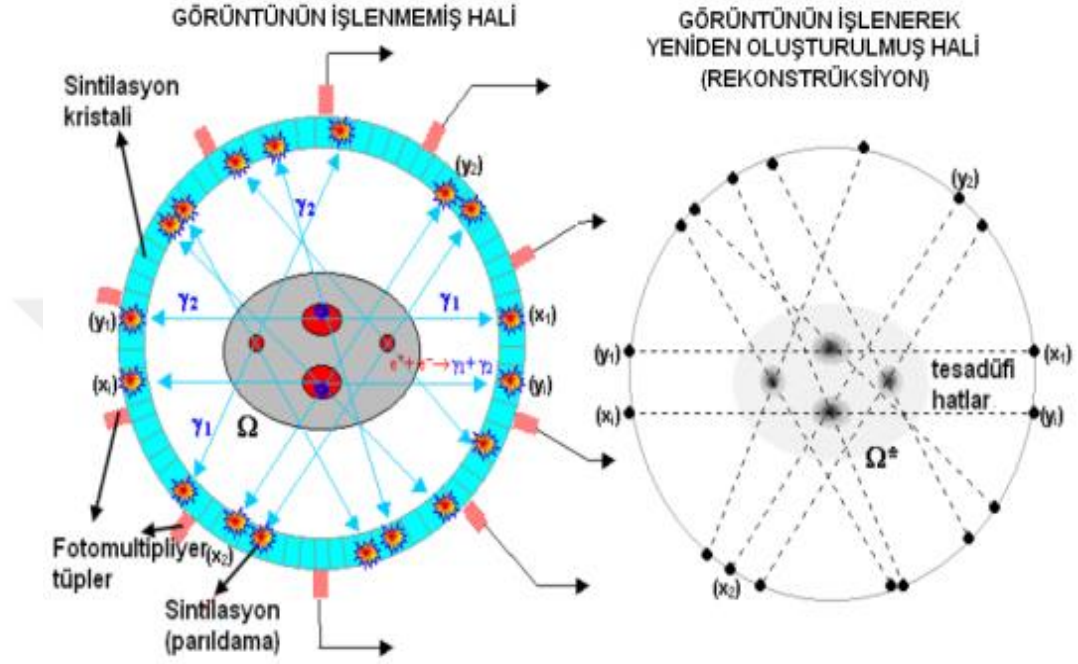
Kaynak : (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).



Şekil.4.13: PET cihazında anihilasyon fotonlarının detektörlere çarpması

Kaynak: (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

PET cihazları hasta inceleme masası, tam halka şeklinde ortasında 70-80 cm çaplı bir tünel ile tünelin etrafında halka şeklinde dizilmiş detektörlerin yer aldığı gantryden oluşur. PET cihazlarının farklı versiyonları olmasına karşın, genelde bir dizi detektörün dairesel bir ringe yerleştirilmesiyle oluşturulmuş kombinasyonlar kullanılmaktadır (Şekil.4.14).

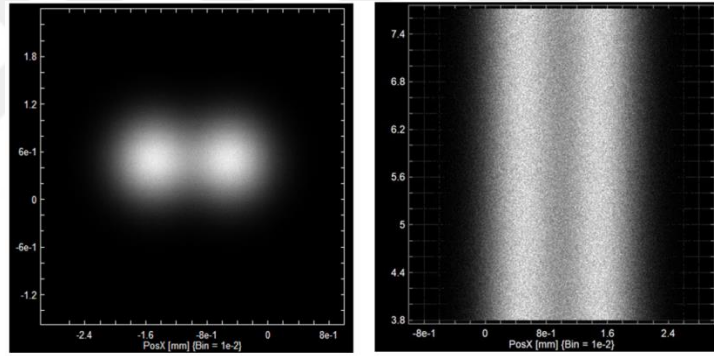


Şekil.4.14: PET cihazında görüntü oluşumu

**Kaynak:** (Milli Eğitim Bakanlığı 2011).

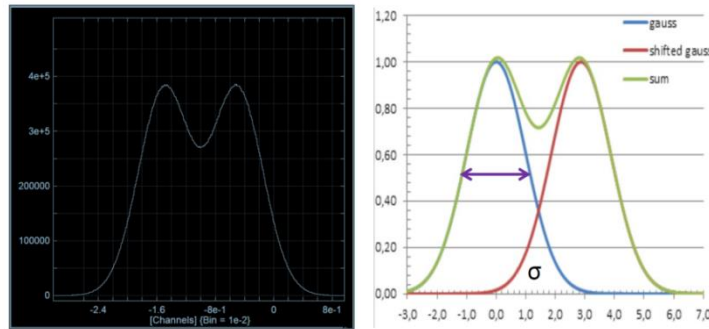
## 5. TEMEL GÖRÜNTÜLEME ANALİZLERİ

Görüntü kalitesini etkileyen faktörlerden biri uzaysal çözünürlüktür. Bir gama kamera sisteminin uzaysal çözünürlüğü, bu sistemle elde edilen görüntülerdeki küçük detayların ve kenar keskinliğinin hangi ölçüde ayırt edilebildiğinin sayısal göstergesidir (Demir. 2014). Uzaysal çözünürlüğün tanımlanmasında iki temel yaklaşım vardır. Birinci yöntem olan iç uzaysal çözünürlükte kolimatör çıkarılarak kristal önüne bar fantom yerleştirilip görüntü alınır. İkinci yöntem olan dış uzaysal çözünürlükte kolimatör takılı halde iken görüntü alınır. Kontrast, görüntü kalitesini etkileyen diğer faktörlerdendir. Kontrast çok küçük olduğu takdirde çizgisel şeritler için tanımlama yapılamaz (Şekil.5.1)



**Şekil.5.1:** İki komşu nokta benzeri nesnenin paralel görüntü genişlikleri ve 1 mm mesafede paralel dar yarıkları

**Kaynak:** <http://www.roentdek.com/info/OnResolution> 07.11.2019

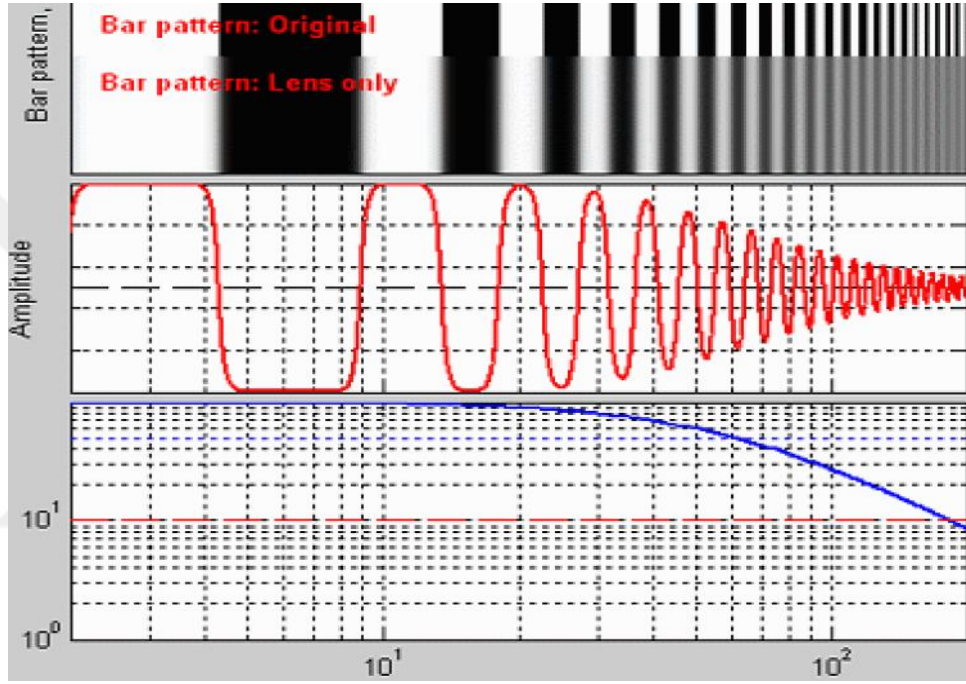


**Şekil.5.2:** Görüntü genişliklerinin Gauss Eğrileri ile Gösterimi

**Kaynak:** <http://www.roentdek.com/info/OnResolution> 07.11.2019



Yukarıda (Şekil.5.2)'de gösterildiği gibi her iki görüntü Gauss profiline uygun şekiller verir ve bu nedenle bir Gauss dağılımı ile benzetim yapılabilir. Gauss dağılımının yarı yükseklikteki tam genişliği (Full width at half maximum) (FWHM)  $2,35\sigma$  'dır. Burada  $\sigma$ , standart sapmadır. Optiklerin FWHM çözünürlüğü görüntülerinin mesafesinin 0,82 katı ise iki nokta benzeri nesnenin ayırt edilebileceğini söyleyen Rayleigh kriteri dikkate alınabilir. Örnek olarak, FWHM sinyali 0.82 cm'den fazla değilse, 1 cm mesafeli iki kaynak ayırt edilebilir. Optimal uzaysal çözünürlük hesaplaması için bu oran alınabilir.



**Şekil.5.3:** Soldan sağa doğru çizgi yoğunluğu ve genliğini gösterimi

**Kaynak:** <http://www.roentdek.com/info/OnResolution> 07.11.2019

Çözünürlüğü tanımlamak için kontrast temelli yaklaşım kullanılmaz, ancak belirli bir görüntü kontrastı ile sonuçlanan çizgisel şeklin çizgi yoğunluğu kullanılır (Şekil.5.3). Kontrast, görüntüdeki gri skalada genlikler parlaklıklar arasındaki ölçekli oran olarak tanımlanır. Kontrast değeri iki görüntü yoğunluğu arasındaki fark olarak tanımlanmaktadır.

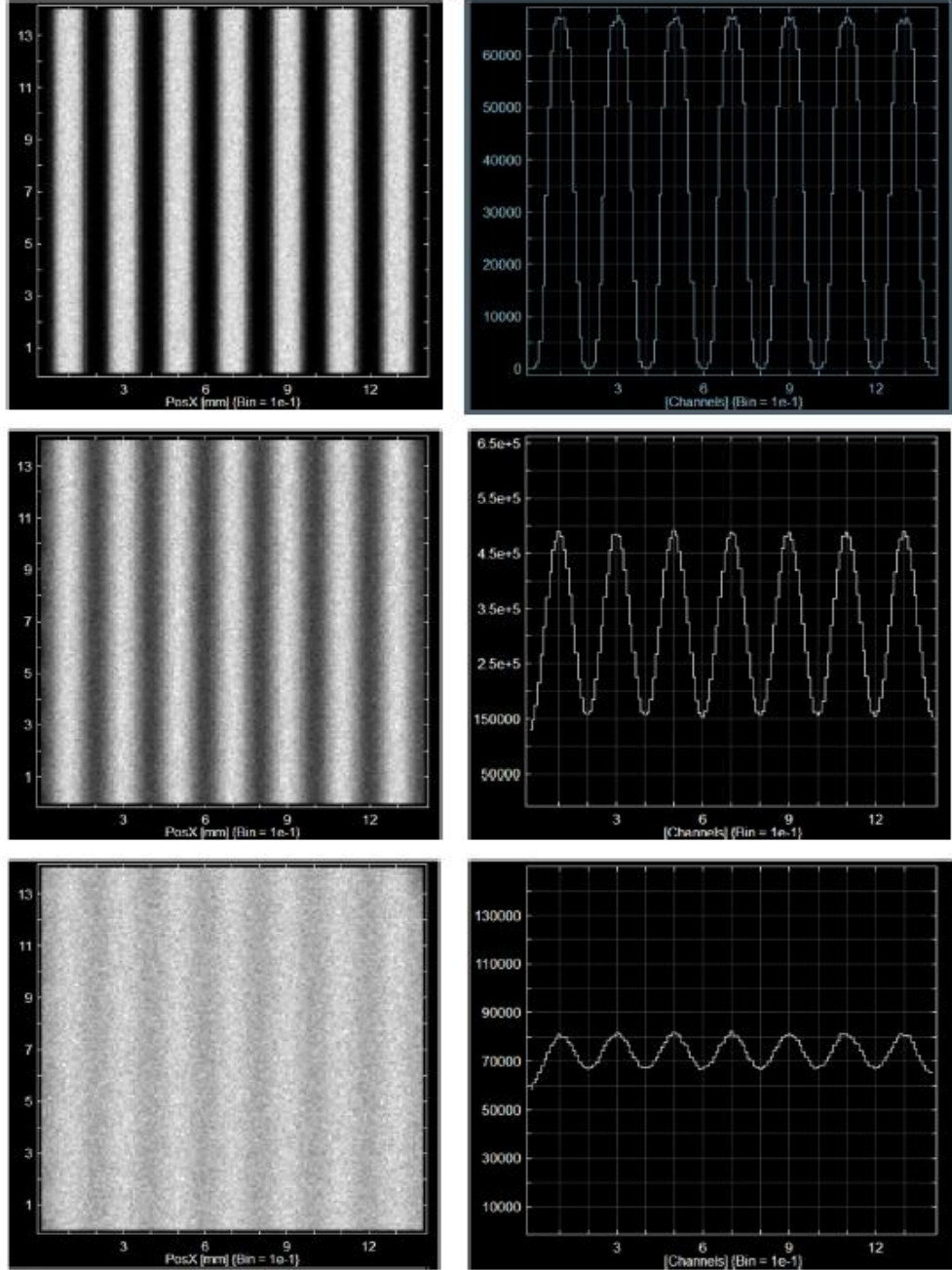
$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \quad (5.1)$$

Burada birinci kaynak  $C^{11}$  için  $I_1$  ve ikinci kaynak  $Cu^{60}$  için  $I_2$  yoğunlukları aşağıdaki gibi hesaplanabilir.



$$I(r) = I_0 \exp\left(\frac{-2r^2}{w^2}\right) = \frac{2P}{\pi W^2} \exp\left(\frac{-2r^2}{w^2}\right) \quad (5.2)$$

Burada r, uzaysal çözünürlüktür ve w, Rayleigh kriterine göre  $0.819 \times \text{FWHM}$  olarak alınan genişliktir. P sinyalin sayısallaştırma oranı, detektör girişleri üzerinden sayısallaştırılmış sinyal girişleri olarak hesaplanır.



**Şekil.5.4:** Farklı çözünürlüklerin görüntü kalitesini nasıl etkilediğinin gösterimi

**Kaynak:** <http://www.roentdek.com/info/OnResolution> 07.11.2019

Çözünürlüklerin sırasıyla 0,333 , 1,000 ve 1,700 seçilmesiyle kontrastlar yaklaşık olarak %100,%50 ve %10 olarak bulunmuştur (Şekil.5.4).



## 6. GATE/GEANT4 SİMÜLASYON YAZILIMI

Geant4 (Geometry And Tracking v4), parçacıkların maddeden geçişi ve madde ile etkileşiminin benzetimini yapan bir yazılım platformudur. CERN’de bulunan bilim adamları tarafından geliştirilmiştir.

Gate simülasyonu, yeni tıbbi görüntüleme cihazlarının tasarımında, edinim protokollerinin optimizasyonunda ve görüntü rekonstrüksiyon algoritmalarının ve düzeltme tekniklerinin geliştirilmesinde veya değerlendirilmesinde yardımcı olabilecek emisyon tomografisinde önemli bir araçtır (Jan, Santin and Morel. 2004)

Basit bir nükleer fizik benzetim deneyinde tanımlı olması gerekenler şunlardır:

- Demet
- Hedef
- Detektör
- Etkileşim Alanları
- Fizik Etkileşimleri ve Algoritmaları
- Analiz Yöntemleri

Emisyon tomografisi için Geant4 Uygulaması GATE, nükleer tıp alanına uyarlanmış modüler, çok yönlü, senaryolu bir simülasyon araç takımı elde etmek için Geant4 kütüphanelerini kapsamaktadır.

GATE, çeşitli biçimlerde veri çıktısı üreten sınıflar içerir. Bu formatlar kullanıcının simülasyon sonuçlarını çeşitli seviyelerde analiz etmesini sağlar. ROOT, ASCII ile birlikte ECAT7 ve LMF formatlarında çıktı alınabilir.

Bu çalışmada uygulanan SPECT benzetiminde;

- SPECT tarayıcı sistemi, SPECT başlık sistemi ile tanımlanır.
- Kamerada 4 kafa ve kristal kamera vardır.
- Kaynak ve hastanın yer değiştirmesi tanımlanır.

- Kaynak 140 keV enerjili gamalardır.

- Toplam olay sayısı alımı 1.000.000'dur.

SPECT benzetimi yapılırken alınan bir görüntü Şekil.6.2'de gösterilmektedir.

Bu çalışmada uygulanan PET benzetiminde;

- PET tarayıcı sistemi, PET başlık sistemi ile tanımlanır.

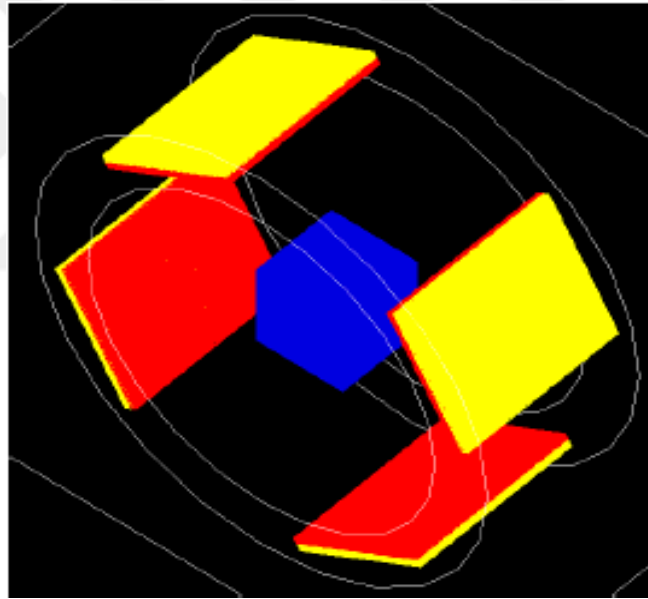
- Kamerada 4 kafa, kristal kamera, koruyucu tabaka vardır.

- Kameranın yörünge üzerinde hareketi tanımlanır.

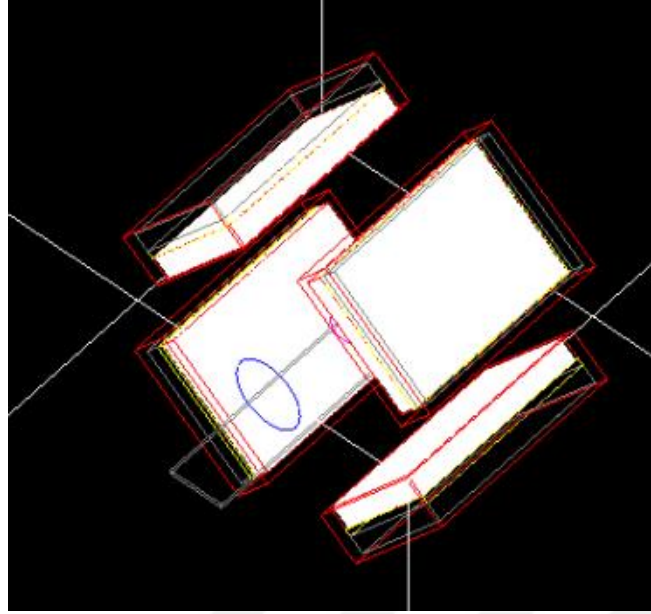
- Fantom su silindiridir.

- Kaynak olarak Pozitron C11 511 keV ve Pozitron Cu60 1332 keV kullanılır.

PET benzetimi yapılırken alınan görüntü Şekil.6.1'de gösterilmektedir.



Şekil.6.1: PET Benzetimi yapılırken alınan bir görüntü



Şekil.6.2: SPECT Benzetimi yapılırken alınan bir görüntü

### 6.1 Gate Modülleri

GATE içerisinde benzetim kodları vardır. Bu kodlar GATE makroları ile yönetilir. Makrolar tanımlanması gereken kısımlardan oluşmaktadır. Bu kısımlar sırasıyla aşağıda açıklanmıştır:

- Geometri; yapılacak benzetimde nesnelerin uzay içerisinde 3 boyutlu olarak /gate/... /geometry şeklinde tanımlanmaktadır. SPECT benzetimi için kullanılan nesneler; deney alanı (world), kristal, hedef, fantom ve kaynak olarak seçilmiştir.

PET benzetimi için kullanılan nesneler; deney alanı (world), kolimatör, tabakalar, kristal geometrileri, fantom, kaynak olarak seçilmiştir.

- Malzemeler; yapılacak benzetime göre değişir. Bu çalışmada yapılan benzetimde hava, su ve vücut materyalleri kullanılmıştır.

- Kesim teknikleri ile elektron, pozitron ve gama ışını gibi olayların fiziksel süreçleri belirlenir.

- Kaynak ve parçacık yönetimi ile kullanılan kaynağın enerjisi, konumu, aktivitesi ve geometrisi tanımlanır.

- Kristal: SPECT benzetimi için hedef bir kristaldir. Verilen enerjiyi kaydetmek için kullanılır. PET benzetimi için uzunlukları 30 cm, 3 cm ve 3,8 cm'den oluşan kutu şeklindeki yapıya sahiptir.
- Görselleştirme ve çıktı: GATE'deki görselleştirme seçenekleri, GEANT4'te sağlanan işlevlerin aynısını sağlar.
- Zamanlayıcı: TimeSlice ve Timestart istenilen saniyeden başlatılır ve periyodik zaman aralıkları belirlenir.

## 6.2 SPECT Simülasyonu

```
# world
/gate/world/setMaterial Air
/gate/world/geometry/setXLength 2000 mm
/gate/world/geometry/setYLength 2000 mm
/gate/world/geometry/setZLength 2000 mm
```

Bu çalışmada yapılan benzetimde, geometrinin X, Y ve Z koordinatları 200 cm olarak seçilmiştir.

```
/gate/world/daughters/name SPECThead
/gate/world/daughters/insert box
/gate/SPECThead/geometry/setXLength 1000. mm
/gate/SPECThead/geometry/setYLength 1000. mm
/gate/SPECThead/geometry/setZLength 1000. mm
/gate/SPECThead/placement/setTranslation 0. 0. 0. cm
/gate/SPECThead/setMaterial Water
/gate/SPECThead/vis/forceWireframe
```

Spect başlığı geometrik olarak 100x100x100 cm'lik bir küp oluşturulmuş ve su materyali kullanılmıştır.

```
# patient
/gate/SPECThead/daughters/name target
/gate/SPECThead/daughters/insert box
/gate/target/geometry/setXLength 1000 mm
/gate/target/geometry/setYLength 1000 mm
/gate/target/geometry/setZLength 1000 mm
/gate/target/placement/setTranslation 0. 0. 0. mm
/gate/target/setMaterial Air
/gate/target/vis/forceWireframe
```

Kaynak hedef geometrisi olarak 100x100x100 cm'lik bir küp oluşturulmuş ve hava materyali kullanılmıştır.

```

=====
# DIGITIZER
=====

/gate/digitizer/Singles/insert adder
/gate/digitizer/Singles/insert blurring
/gate/digitizer/Singles/blurring/setResolution 0.26
/gate/digitizer/Singles/blurring/setEnergyOfReference 140. keV
/gate/digitizer/Singles/insert spblurring
/gate/digitizer/Singles/spblurring/setSpresolution 2.0 mm
/gate/digitizer/Singles/spblurring/verbose 0
/gate/digitizer/Singles/insert thresholder
/gate/digitizer/Singles/thresholder/setThreshold 20. keV
/gate/digitizer/Singles/insert upholder
/gate/digitizer/Singles/upholder/setUphold 190. keV

```

Digitizer bölümü; fiziksel okumaları modelleme yapmaktadır.

```

=====
# DETECTORS
=====

/gate/output/root/enable
/gate/output/root/setFileName output/exam3
/gate/output/root/setRootHitFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesAdderFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesBlurringFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesSpblurringFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesThresholderFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesUpholderFlag 1
/gate/output/root/setRootNtupleFlag 1

#/gate/output/root/setRootCoincidencesFlag 1

```

Detektör Çıktısı bölümünde Root formatında dosyalar oluşturulmuştur.

```

=====
# INITIALISATION
=====

/gate/run/initialize
/gate/random/setEngineSeed 6000

```



Kullanıcı 'Seed' parametresi, rastlansal sayı üretiminde başlangıç koşulunu belirtir. Seed parametresi değiştirilerek farklı veriler elde edilebilir.

```
#####  
# APPLICATION  
#####  
  
/vis/open OGL  
/vis/drawVolume  
/vis/scene/add/trajectories  
/vis/scene/endOfEventAction accumulate  
  
/gate/application/setTotalNumberOfPrimaries 1000000  
/gate/application/start
```

Uygulama kısmında toplam olay sayısı tanımlanmıştır. Tanımlanan sayının 1.000.000 olmasıyla elde edilecek verilerin ve olayların sayısı artırılmıştır.

```
#####  
# SOURCE  
#####  
  
/gate/source/addSource PointSrc1 gps  
/gate/source/PointSrc1/gps/particle gamma  
/gate/source/PointSrc1/gps/energytype Mono  
/gate/source/PointSrc1/gps/monoenergy 140. keV  
/gate/source/PointSrc1/gps/type Volume  
/gate/source/PointSrc1/gps/shape Sphere  
/gate/source/PointSrc1/gps/radius 1. mm  
/gate/source/PointSrc1/gps/centre 2. 0. 0. mm  
/gate/source/PointSrc1/setActivity 12000 becquerel  
/gate/source/PointSrc1/gps/angtype iso  
/gate/source/PointSrc1/dump 2  
  
/gate/source/addSource PointSrc2 gps  
/gate/source/PointSrc2/gps/particle gamma  
/gate/source/PointSrc2/gps/energytype Mono  
/gate/source/PointSrc2/gps/monoenergy 140. keV  
/gate/source/PointSrc2/gps/type Volume  
/gate/source/PointSrc2/gps/shape Sphere  
/gate/source/PointSrc2/gps/radius 1. mm  
/gate/source/PointSrc2/gps/centre -2. 0. 0. mm  
/gate/source/PointSrc2/setActivity 10000 becquerel  
/gate/source/PointSrc2/gps/angtype iso  
/gate/source/PointSrc2/dump 2
```

Kaynak bölümünde noktasal kaynaklar kullanılmış olup küresel bir geometriye sahiptirler. Kaynaklar arasında X ekseninde hareket olanağı sağlanmıştır.



### 6.3 PET Simülasyonu

```
#####  
# GEOMETRY  
#####  
  
/gate/geometry/setMaterialDatabase    ../../misc/GateMaterials.db  
  
#  
#   W O R L D  
#  
/gate/world/geometry/setXLength      400. cm  
/gate/world/geometry/setYLength      400. cm  
/gate/world/geometry/setZLength      400. cm
```

Bu çalışmada yapılan benzetimde, geometrinin X, Y ve Z koordinatları 400 cm olarak seçilmiştir.

```
#   CYLINDRICAL  
/gate/world/daughters/name           cylindricalPET  
/gate/world/daughters/insert         cylinder  
/gate/cylindricalPET/placement/setTranslation 0.0 0.0 0.0 cm  
/gate/cylindricalPET/geometry/setRmax  52.0 cm  
/gate/cylindricalPET/geometry/setRmin  39.9 cm  
/gate/cylindricalPET/geometry/setHeight 40.2 cm  
/gate/cylindricalPET/setMaterial      Air  
/gate/cylindricalPET/vis/forceWireframe  
/gate/cylindricalPET/vis/setColor     white  
  
#   HEAD  
/gate/cylindricalPET/daughters/name   head  
/gate/cylindricalPET/daughters/insert box  
/gate/head/placement/setTranslation  44.0 0.0 0.0 cm  
/gate/head/geometry/setXLength        8 cm  
/gate/head/geometry/setYLength        32 cm  
/gate/head/geometry/setZLength        40 cm  
/gate/head/setMaterial                 Air  
/gate/head/vis/setVisible              0
```

PET başlığı geometrik olarak 8x32x40 cm'lik bir küp oluşturulmuş ve hava materyali kullanılmıştır.

```

#      C R Y S T A L
/gate/block/daughters/name          crystal
/gate/block/daughters/insert        box
/gate/crystal/placement/setTranslation 0.0 0.0 0.0 cm
/gate/crystal/geometry/setXLength     30 mm
/gate/crystal/geometry/setYLength     3.0 mm
/gate/crystal/geometry/setZLength     3.8 mm
/gate/crystal/setMaterial             Air
/gate/crystal/vis/setVisible          0

#      L S O  l a y e r
/gate/crystal/daughters/name          LSO
/gate/crystal/daughters/insert        box
/gate/LSO/placement/setTranslation    -0.75 0.0 0.0 cm
/gate/LSO/geometry/setXLength         15 mm
/gate/LSO/geometry/setYLength         3.0 mm
/gate/LSO/geometry/setZLength         3.8 mm
/gate/LSO/setMaterial                 LSO
/gate/LSO/vis/setColor                red

#      B G O  l a y e r
/gate/crystal/daughters/name          BGO
/gate/crystal/daughters/insert        box
/gate/BGO/placement/setTranslation    +0.75 0.0 0.0 cm
/gate/BGO/geometry/setXLength         15 mm
/gate/BGO/geometry/setYLength         3.0 mm
/gate/BGO/geometry/setZLength         3.8 mm
/gate/BGO/setMaterial                 BGO
/gate/BGO/vis/setColor                yellow

```

PET cihazının bölümlerinden olan kristalde, geometrik olarak 3x0,3x0,38 cm'lik küp oluşturulmuştur. Kristalin dış ve iç kısmında sintilasyon katmanları yer almaktadır.

```

#      A T T A C H   S Y S T E M
/gate/systems/cylindricalPET/rsector/attach head
/gate/systems/cylindricalPET/module/attach block
/gate/systems/cylindricalPET/crystal/attach crystal
/gate/systems/cylindricalPET/layer0/attach LSO
/gate/systems/cylindricalPET/layer1/attach BGO

#      A T T A C H   C R Y S T A L   S D

/gate/LSO/attachCrystalSD
/gate/BGO/attachCrystalSD

/gate/systems/cylindricalPET/describe

/gate/cylindricalPET/moves/insert      orbiting
/gate/cylindricalPET/orbiting/setSpeed 30 deg/s
/gate/cylindricalPET/orbiting/setPoint1 0 0 0 cm
/gate/cylindricalPET/orbiting/setPoint2 0 0 1 cm

```

Kristalin etrafında olan sintilasyon katmanlarından saniyede 30 derece dönen kafalar tarafından okumalar toplanır.

```
#=====
# P H A N T O M
#=====

/gate/world/daughters/name phantom
/gate/world/daughters/insert box

/gate/phantom/geometry/setXLength 20 cm
/gate/phantom/geometry/setYLength 20 cm
/gate/phantom/geometry/setZLength 20 cm
/gate/phantom/setMaterial Water
/gate/phantom/vis/forceSolid
/gate/phantom/vis/setColor blue

#/gate/phantom/attachPhantomSD
```

PET cihazının bölümlerinden fantom olup 20x20x20 cm'lik küp geometrik yapıya sahip olup, içerisinde hava materyali kullanılmıştır.

```
#=====
# D I G I T I Z E R: DETECTOR ELECTRONIC RESPONSE
#=====

/gate/digitizer/Singles/insert adder
/gate/digitizer/Singles/insert readout
/gate/digitizer/Singles/readout/setDepth 1

/gate/digitizer/Singles/insert blurring
/gate/digitizer/Singles/blurring/setResolution 0.26
/gate/digitizer/Singles/blurring/setEnergyOfReference 511. keV

/gate/digitizer/Singles/insert thresholder
/gate/digitizer/Singles/thresholder/setThreshold 350. keV
/gate/digitizer/Singles/insert upholder
/gate/digitizer/Singles/upholder/setUphold 650. keV
```

Digitizer, fiziksel okumalarını modelleme yapar.

```

=====
# DATA OUTPUT
=====

/gate/output/root/enable
/gate/output/root/setFileName          output
/gate/output/root/setRootHitFlag       1
/gate/output/root/setRootSinglesFlag   1
/gate/output/root/setRootCoincidencesFlag 1
/gate/output/root/setRootdelayFlag     1

```

Detektör Çıktısı bölümünde Root formatında dosyalar oluşturulmuştur.

```

=====
# PARTICLE SOURCE
=====

/gate/source/addSource                  posiC11

#/gate/source/posiC11/gps/particle      e+
#/gate/source/posiC11/gps/energytype    Carbon11
/gate/source/posiC11/setType backtoback
/gate/source/posiC11/gps/centre -1.5. 0. 0. cm

# The particles emitted by the source are gammas
/gate/source/posiC11/gps/particle gamma

# The gammas have an energy of 511 keV
/gate/source/posiC11/gps/energytype Mono
/gate/source/posiC11/gps/monoenergy 0.511 MeV

/gate/source/posiC11/setActivity         10000 becquerel

/gate/source/posiC11/setForcedUnstableFlag true
/gate/source/posiC11/setForcedHalfLife  1223 s
/gate/source/posiC11/gps/angtype         iso

/gate/source/posiC11/visualize red

/gate/source/list

```

Birinci kaynağın X ekseninde hareketi sağlanmıştır. Enerjisi, aktivitesi ve yarı ömrü tanımlanmıştır.



```

/gate/source/addSource                                 posiCu60

#/gate/source/posiCu60/gps/particle                  e+
#/gate/source/posiCu60/gps/energytype                Copper60
/gate/source/posiCu60/setType backtoback
/gate/source/posiCu60/gps/centre +2. 0. 0. cm

# The particles emitted by the source are gammas
/gate/source/posiCu60/gps/particle gamma

# The gammas have an energy of 511 keV
/gate/source/posiCu60/gps/energytype Mono
/gate/source/posiCu60/gps/monoenergy 1.332 MeV

/gate/source/posiCu60/setActivity                     12000 becquerel

/gate/source/posiCu60/setForcedUnstableFlag          true
/gate/source/posiCu60/setForcedHalfLife              1422 s
/gate/source/posiCu60/gps/angtype                    iso

/gate/source/posiCu60/visualize blue

/gate/source/list

```

İkinci kaynağın X ekseninde hareketi sağlanmıştır. Enerjisi, aktivitesi ve yarı ömrü tanımlanmıştır.

```

=====
#  R A N D O M   E N G I N E   A N D   S E E D
=====
# JamesRandom Ranlux64 MersenneTwister
/gate/random/setEngineName JamesRandom
#/gate/random/setEngineSeed default
#/gate/random/setEngineSeed auto
#/gate/random/setEngineSeed 123456789
/gate/random/setEngineSeed default
#/gate/random/resetEngineFrom fileName
/gate/random/verbose 1

```

Kullanıcı 'Seed' parametresi, rastlansal sayı üretiminde başlangıç koşulunu belirtir. Seed parametresi değiştirilerek farklı veriler elde edilebilir.

```

=====
#  M E A S U R E M E N T   S E T T I N G S
=====

/gate/application/setTimeSlice      4 s
/gate/application/setTimeStart     0 s
/gate/application/setTimeStop      16 s

/gate/application/startDAQ

```

TimeSlice ve Timestart parametreleri '0' saniyeden başlatarak '4' saniye aralıklarla 16 saniyeye kadar arttırarak veriler elde edilmiştir.

GATE içerisinde bir kriter olan ve 4 gama kamera (kafa), 64 kübik kristal (8 x 8), iç katman ve dış katman olarak iki sintilasyon katmanından oluşan silindirik bir PET sistemi uygulanmaktadır. 0.4x0.4x0.4 m ile kutulu dünya geometrisi ve 20 x 20 x 20 cm ile su fantomu yaratılmıştır. BT sistemi eklenmez, ancak standart okumalardan gelen çakışmalar, her 4 saniyede bir 30 derece / saniye dönen kafalarla toplanır (toplam: 16 saniye). En önemlisi, iki kaynak ( $C^{11}$  ve  $Cu^{60}$ ) iyon saçılmaları, yarı ömürleri, aktiviteleri ve farklı yerleşimlerde bozunma enerjileri ile uygulanır. PET görüntüleme yaygın olarak kullanılan radyoizotoplar olduklarından ve pozitron emisyonlarına ek olarak gama yayıcı olarak da bilindiklerinden bu kaynaklar seçilmiştir. Veriler alınırken 10 ns ile dijitize edilirler. Çakışma penceresi, sırasıyla 350-650 keV de alınacak şekilde kaydedilir. Fotoelektrik, Compton, Rayleigh, Bremstrahlung saçılımları, radyoaktif bozunma ve pozitron imhaları etkin olduğu için standart fiziksel etkileşimler uygulanır.

## **7. YÖNTEM**

### **7.1 Benzetim Verilerinin Alınması**

Bu çalışmada SPECT benzetiminde 6.2 bölümünde uygulanan makrolar yardımıyla ve GATE yazılımına ait PET benzetiminde ise 6.3 bölümünde uygulanan makrolar yardımıyla veriler elde edilmiştir.

Simülasyonda, 0.4 cm'den 4 cm'ye kadar iki kaynak arasında bir aralık olarak farklı yerleşimler taramıştır. Her yerleşim için iki tür çıktı elde edilmiştir. (Sayısallaştırma sonrası) Detektör hareketleri ve çakışmaları, zaman aralıklı, enerji, gammaların uzaysal dağılımlarını içeren histogramlarla gösterilmiştir. Ayrıca sayısallaştırma işleminde sırasıyla bulanık görüntü çözünürlük değerleri 0.1, 0.26, 0.75 ve 1 için veriler elde edilmiştir. Tüm veriler ROOT kullanılarak basit bir makro ile analiz edilmiştir.

### **7.2 Analiz Verilerinin Alınması**

Bu çalışmada analiz bölümünde GATE yazılımında elde edilen root formatındaki verilerden histogramları oluşturmak için TreetoHisto.C root makrosu kullanılmıştır.

Bu makroda alınan her veri için oluşturulan root dosyaları girilmiştir. GATE benzetim yoluyla kaynaklar arası mesafe ve görüntü çözünürlüğü değiştirilmiştir. Alınan verilerin çizdirilmesiyle oluşan histogram görüntüleri kaydedilmiştir.

```

#include <iostream>
#include <fstream>
#include <TH1.h>
#include <TROOT.h>
#include <TKey.h>
#include <TFile.h>
#include <TSystem.h>

// ROOT macro created by Sinan Kuday
// Sample Usage:
// $> root -l
// root[0] .L TreetoHisto.C
// root[1] TreetoHisto()

using namespace std;

void TreetoHisto(){

    gStyle->SetOptStat(1111);

    TCanvas *c1 = new TCanvas("c1", "PET Resolution", 1024, 900);
    TLegend *legend = new TLegend(0.75,0.70,0.90,0.80);

    TFile *f1 = new TFile("PET_multistopCu60002e01.root");
    TTree *h1 = (TTree*)f1->Get("Hits");

    TFile *f2 = new TFile("PET_multistopCu60002e026.root");
    TTree *h2 = (TTree*)f2->Get("Hits");

    TFile *f3 = new TFile("PET_multistopCu60002e075.root");
    TTree *h3 = (TTree*)f3->Get("Hits");

```



```

TFile *f4 = new TFile("PET_multistopCu60002e1.root");
TTree *h4 = (TTree*)f4->Get("Hits");

c1->cd();

h1->SetLineColor(4); h1->SetLineStyle(0);
h1->Draw("sourcePosX");
gPad->Update();
TPaveStats *st=(TPaveStats*)h1->FindObject("stats");

h2->SetLineColor(3); h2->SetLineStyle(1);
h2->Draw("sourcePosX", "1", "SAMES");
gPad->Update();
TPaveStats *sa=(TPaveStats*)h2->FindObject("stats");

h3->SetLineColor(2); h3->SetLineStyle(2);
h3->Draw("sourcePosX", "1", "SAMES");
gPad->Update();
TPaveStats *sb=(TPaveStats*)h3->FindObject("stats");

h4->SetLineColor(1); h4->SetLineStyle(3);
h4->Draw("sourcePosX", "1", "SAMES");
gPad->Update();
TPaveStats *sc=(TPaveStats*)h4->FindObject("stats");

for (int j=0;j<205406;j++){
cout << "h1 =" << h1->GetEntry(j) << endl;
cout << "h2 Integral -3 - 0 =" << h2->GetEntry(j) << endl;
cout << "h3 Integral -3 - 0 =" << h3->GetEntry(j) << endl;
cout << "h4 Integral -3 - 0 =" << h4->GetEntry(j) << endl;}
*/
legend->AddEntry(h1,"0.2 cm, R=0.10, Hits", "l");

legend->AddEntry(h2,"0.2 cm, R=0.26, Hits", "l");
legend->AddEntry(h3,"0.2 cm, R=0.75, Hits", "l");
legend->AddEntry(h4,"0.2 cm, R=1.00, Hits", "l");

legend->Draw();

c1->SaveAs("Resolution.eps");

```

Son olarak, PET verilerindeki FWHM farklılıklarının anlamlı olup olmadığını belirlemek için ki-kare yöntemi uygulanmıştır.

### 7.3 Ki-Kare Analizi

Bu analiz, benzetim hesaplaması sonucunda fazla sayıda istatistik olması ve ölçülen iki niceliğin ayrımının anlam seviyesine bakılması açısından yapılmıştır. Ayrımın anlam seviyesine bakılmasında gözlenen frekanslar (G) ve beklenen frekanslar (B) incelenir. Ki-kare analizleri aşağıdaki nedenlerle sınıflandırılabilir:

- İki veya daha çok grup arasında fark olup olmadığının testi
- İki değişken arasında bağ olup olmadığının testi
- Gruplar arası homojenlik testi
- Örneklemeden elde edilen dağılımın istenen bir teorik dağılıma uyup uymadığının testi
- Kontenjans katsayısının hesaplanması

#### 7.3.1 Ki-Kare uygunluk testi

Uygunluk testinde, gözlenen bir değişkenin beklenen bir dağılıma sahip olup olmadığı araştırılır. H<sub>0</sub> ve H<sub>1</sub> hipotezleri belirlenir. H<sub>0</sub>, sıfır hipotezdir. H<sub>1</sub>, alternatif hipotezdir.

##### a. Hipotezlerin oluşturulması:

i=1,2,3 ,.... gözlem sayısı olmak üzere;

H<sub>0</sub>: G<sub>i</sub> = B<sub>i</sub>; Gözlenen frekanslarla beklenen frekansların eşit olması durumudur.

H<sub>1</sub>: G<sub>i</sub> ≠ B<sub>i</sub>; Gözlenen frekanslarla beklenen frekansların farklı olması durumudur.

##### b. Testin İstatistiksel Olarak Hesaplanması

Ki-kare aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$x^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(G_i - B_i)^2}{B_i} \quad (7.1)$$

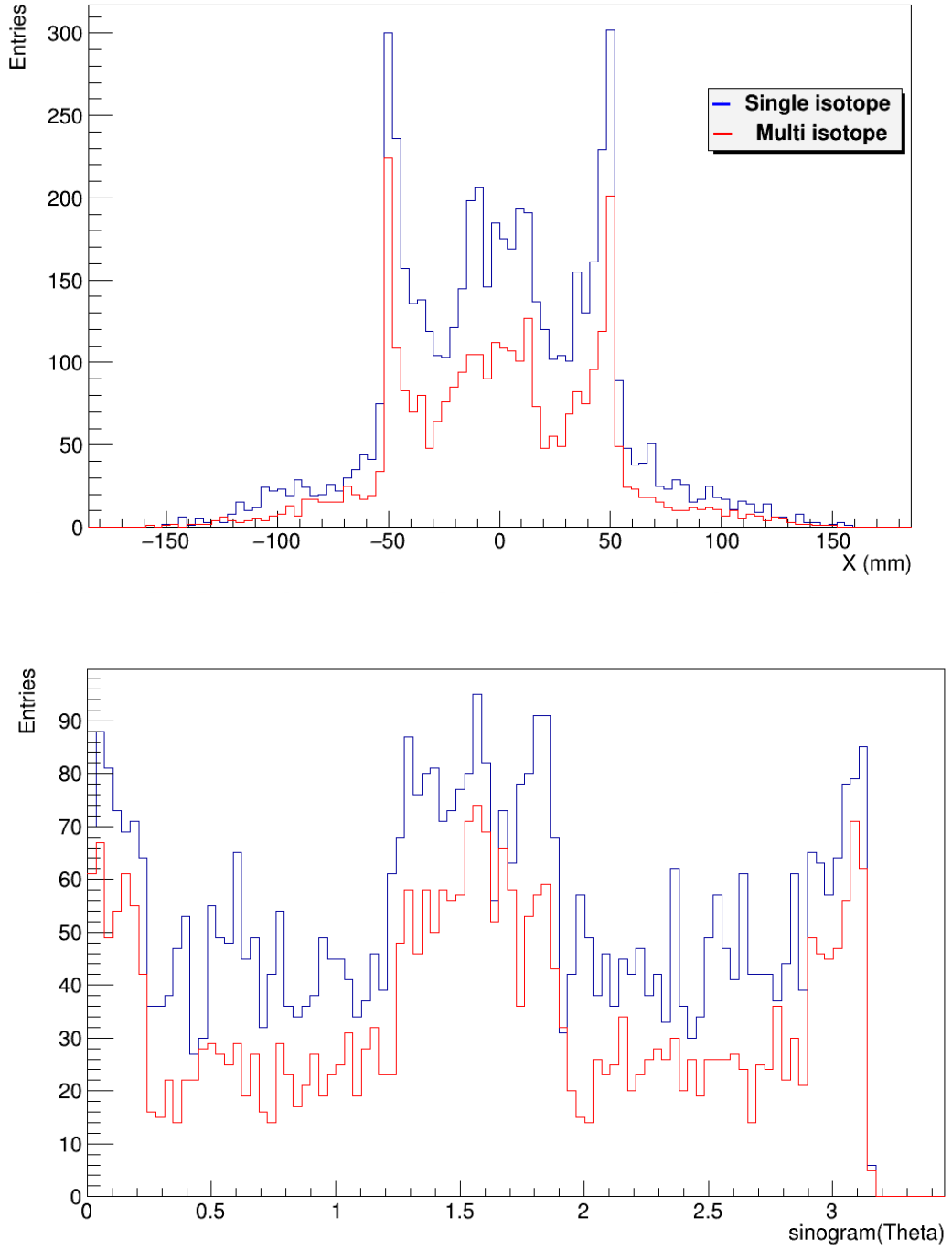
Ki-kare küçükse gözlenen ve beklenen değerler arasındaki farklılık o kadar azdır.

Ki-kare anlamlılık seviyesi Çizelge.7.1’de gösterilmektedir.

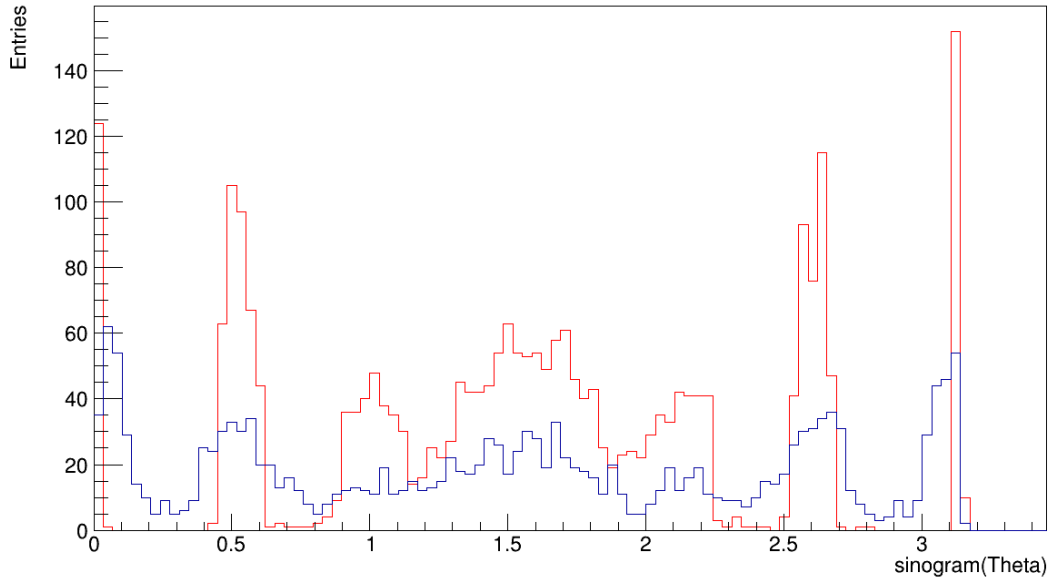
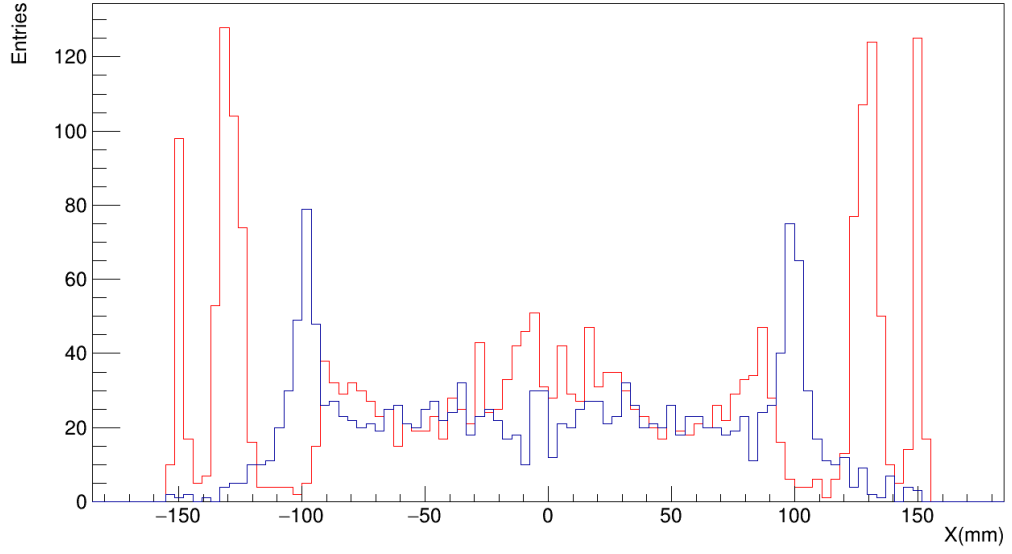
Çizelge.7.1: Ki-Kare Tablosu

		Kİ-KARE TABLOSU									
		$\alpha$									
<i>df</i>	0.995	0.99	0.975	0.95	0.9	0.1	0.05	0.025	0.01	0.005	
1	-	-	-	-	0.02	2.71	3.84	5.02	6.64	7.88	
2	0.01	0.02	0.05	0.10	0.21	4.61	5.99	7.38	9.21	10.60	
3	0.07	0.12	0.22	0.35	0.58	6.25	7.82	9.35	11.35	12.84	
4	0.21	0.30	0.48	0.71	1.06	7.78	9.49	11.14	13.28	14.86	
5	0.41	0.55	0.83	1.15	1.61	9.24	11.07	12.83	15.09	16.75	
6	0.68	0.87	1.24	1.64	2.20	10.65	12.59	14.45	16.81	18.55	
7	0.99	1.24	1.69	2.17	2.83	12.02	14.07	16.01	18.48	20.28	
8	1.34	1.65	2.18	2.73	3.49	13.36	15.51	17.54	20.09	21.96	
9	1.74	2.09	2.70	3.33	4.17	14.68	16.92	19.02	21.67	23.59	
10	2.16	2.56	3.25	3.94	4.87	15.99	18.31	20.48	23.21	25.19	
11	2.60	3.05	3.82	4.58	5.58	17.28	19.68	21.92	24.73	26.76	
12	3.07	3.57	4.40	5.23	6.30	18.55	21.03	23.34	26.22	28.30	
13	3.57	4.11	5.01	5.89	7.04	19.81	22.36	24.74	27.69	29.82	
14	4.08	4.66	5.63	6.57	7.79	21.06	23.69	26.12	29.14	31.32	
15	4.60	5.23	6.26	7.26	8.55	22.31	25.00	27.49	30.58	32.80	
16	5.14	5.81	6.91	7.96	9.31	23.54	26.30	28.85	32.00	34.27	
17	5.70	6.41	7.56	8.67	10.09	24.77	27.59	30.19	33.41	35.72	
18	6.27	7.02	8.23	9.39	10.87	25.99	28.87	31.53	34.81	37.16	
19	6.84	7.63	8.91	10.12	11.65	27.20	30.14	32.85	36.19	38.58	
20	7.43	8.26	9.59	10.85	12.44	28.41	31.41	34.17	37.57	40.00	
21	8.03	8.90	10.28	11.59	13.24	29.62	32.67	35.48	38.93	41.40	
22	8.64	9.54	10.98	12.34	14.04	30.81	33.92	36.78	40.29	42.80	
23	9.26	10.20	11.69	13.09	14.85	32.01	35.17	38.08	41.64	44.18	
24	9.89	10.86	12.40	13.85	15.66	33.20	36.42	39.36	42.98	45.56	
25	10.52	11.52	13.12	14.61	16.47	34.38	37.65	40.65	44.31	46.93	
26	11.16	12.20	13.84	15.38	17.29	35.56	38.89	41.92	45.64	48.29	
27	11.81	12.88	14.57	16.15	18.11	36.74	40.11	43.19	46.96	49.65	
28	12.46	13.57	15.31	16.93	18.94	37.92	41.34	44.46	48.28	50.99	
29	13.12	14.26	16.05	17.71	19.77	39.09	42.56	45.72	49.59	52.34	
30	13.79	14.95	16.79	18.49	20.60	40.26	43.77	46.98	50.89	53.67	
40	20.71	22.16	24.43	26.51	29.05	51.81	55.76	59.34	63.69	66.77	
50	27.99	29.71	32.36	34.76	37.69	63.17	67.51	71.42	76.15	79.49	
60	35.53	37.49	40.48	43.19	46.46	74.40	79.08	83.30	88.38	91.95	
70	43.28	45.44	48.76	51.74	55.33	85.53	90.53	95.02	100.43	104.22	
80	51.17	53.54	57.15	60.39	64.28	96.58	101.88	106.63	112.33	116.32	
90	59.20	61.75	65.65	69.13	73.29	107.57	113.15	118.14	124.12	128.30	
100	67.33	70.07	74.22	77.93	82.36	118.50	124.34	129.56	135.81	140.17	

## 8. BULGULAR VE ANALİZ

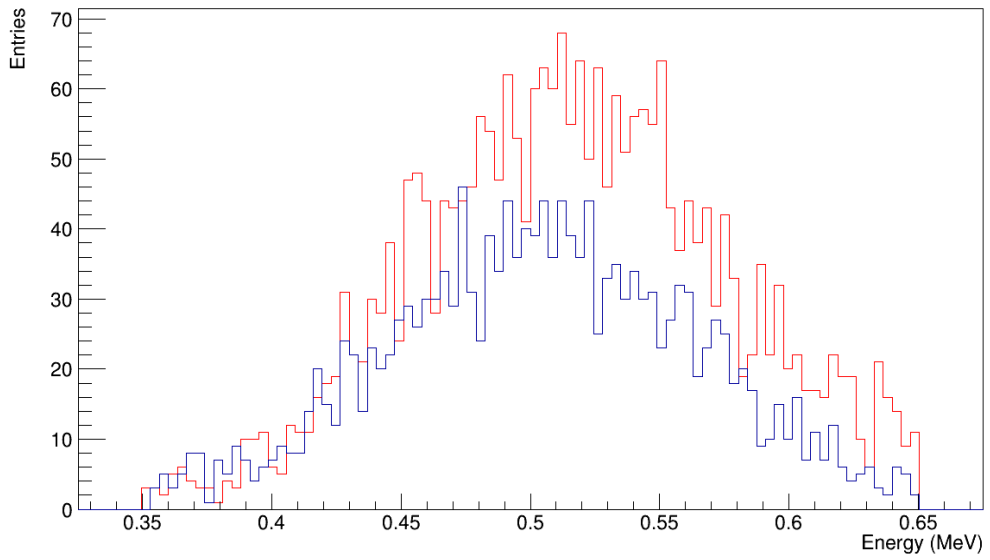
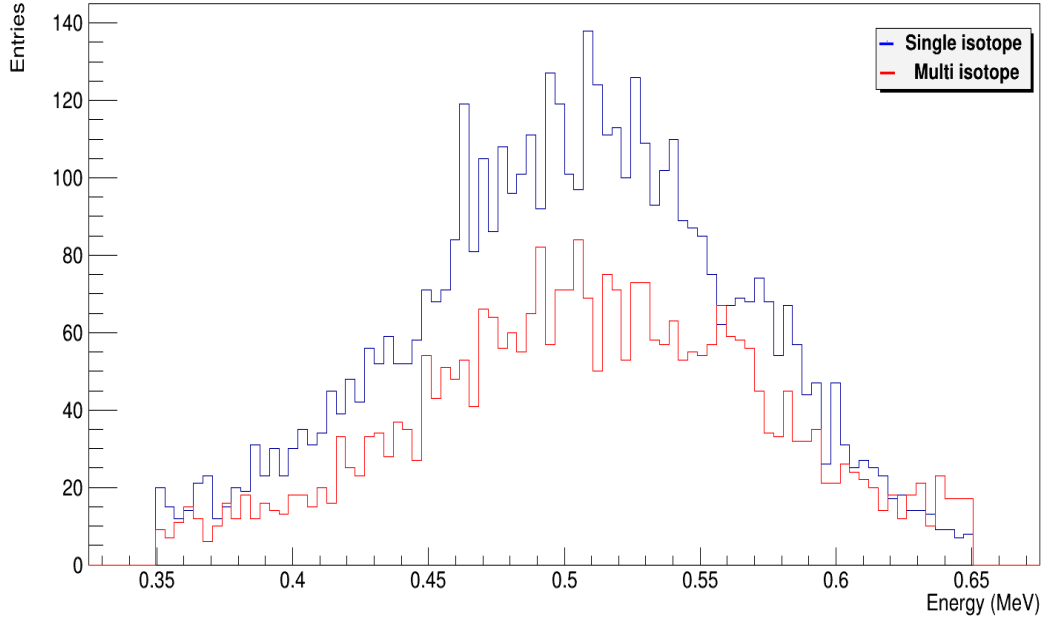


Şekil.8.1: Sinogramlar x ekseninde (üstte) ve saçılma açısında (altta) gösterimi



**Şekil.8.2:** Sinogramlar x ekseninde (üstte) ve saçılma açısında (altta) gösterimi

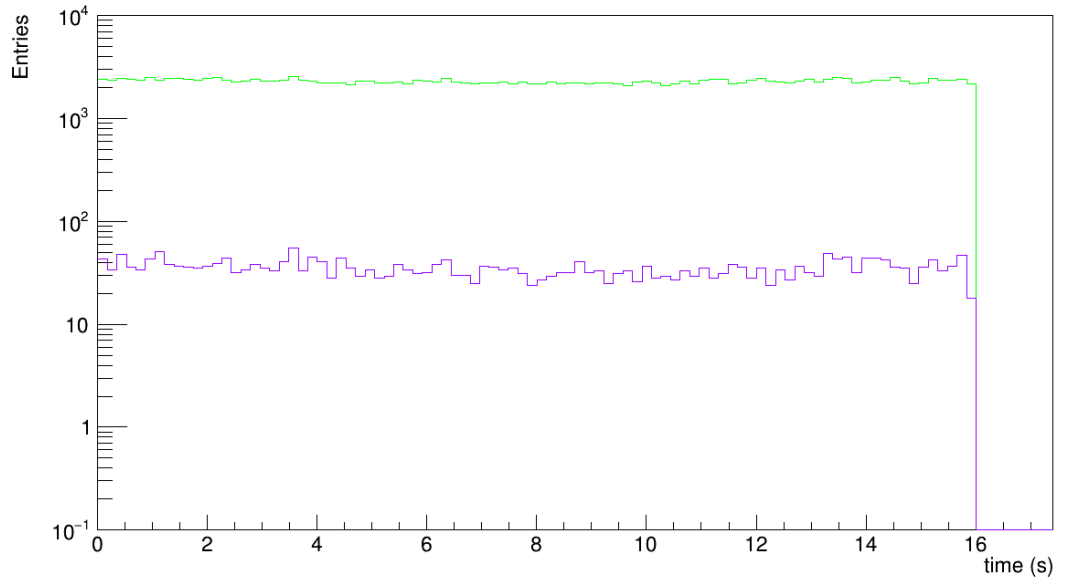
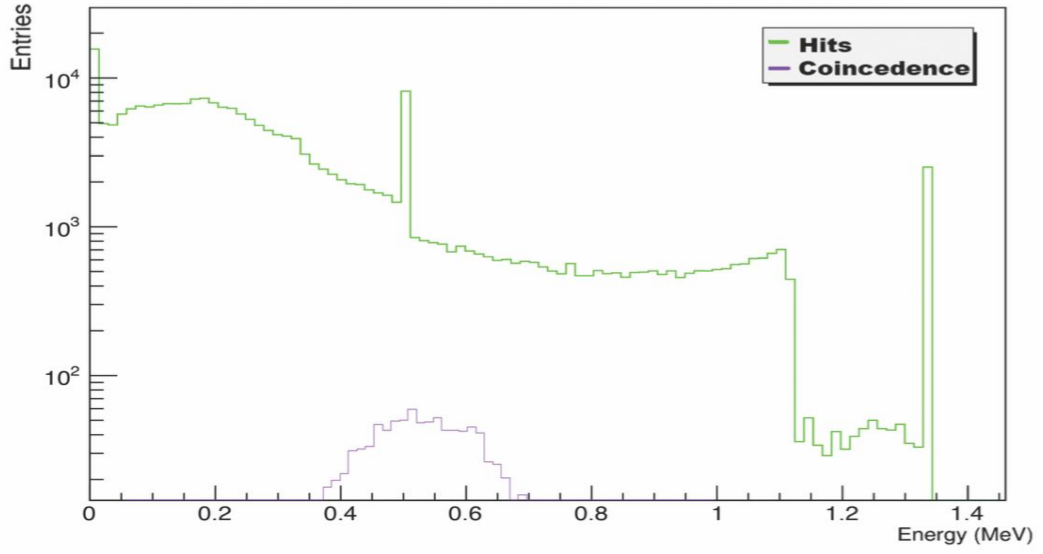
Şekil.8.1 ve Şekil.8.2’de tek izotop olan  $C^{11}$  mavi renk ile belirtilmiş olup, Şekil.8.1’de +50mm ve -50mm mesafelerinde, Şekil.8.2’de +100mm ve -100mm mesafelerinde gösterilmiştir. Çift izotop olan  $C^{11}$  ve  $Cu^{60}$  kırmızı renk ile belirtilmiş olup aynı mesafelerde gösterilmiştir.



**Şekil.8.3:** +50 ve -50 mm mesafeler üst kısımda ve +100 ve -100 mm mesafeler alt kısımda çakışmalar için tespit edilen toplam enerji dağılımları

Şekil.8.3'de tek izotop olan mavi renk ile gösterilen  $C^{11}$ , çift izotop olan kırmızı renk ile gösterilen  $C^{11}$  ve  $Cu^{60}$  birlikte yerleştirilmiştir.

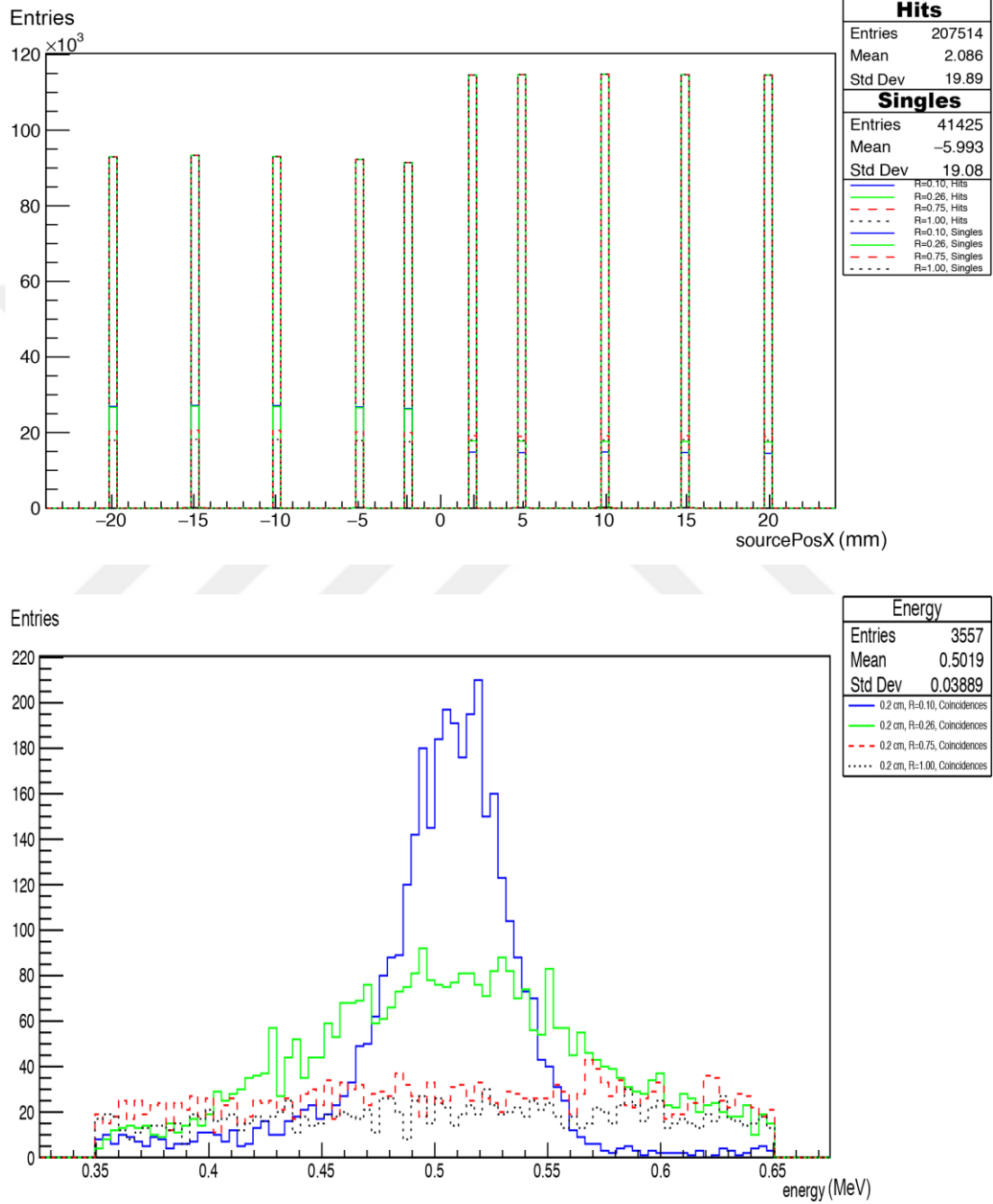




**Şekil.8.4:** PET enerjisi (üst) ve zaman dağılımları (alt) sırasıyla 511 KeV ve 1332 KeV'de sabit kabul edilen  $C^{11}$  ve  $Cu^{60}$  çift izotop kaynakları için tespit edilen vuruşların girişleri yeşil renk ile çakışma girişleri mor renk ile gösterilmektedir.

İkili kaynaklar arasındaki küçük mesafelerde (örneğin: 2 mm) sinogramların karşılaştırılmasından ilk gözlem elektron-pozitron çiftlerinin anilasyonu baskın olduğudur, ancak 50 mm'den daha uzun mesafelerde (kurulumumuzda), Şekil.8.1 ve Şekil.8.2'de görüldüğü gibi ikili çiftlerden daha fazla giriş beklenebilir. Aynı durum, Şekil.8.3'de görüldüğü gibi enerji grafikleri için de geçerlidir. Bu, mesafelere bakılmaksızın ikili izotopları kullanarak daha güçlü bir sinyal alabileceğini gösterir. Bununla birlikte, Şekil.8.4'teki detektör

vuruşları ve çakışmaları arasındaki büyük veri toplama farkları gerçekleştirilebilir. Kabaca, toplam verilerin %1,5'i çakışmalar olarak etiketlenirken, kalan veriler hiç işlenmemektedir. Enerji perspektifinden yapılan bir gözlem, iki kaynağın 511 keV ve 1332 keV'de enerji yayarken, anhilasyon işlemleri sadece uygun aralıktaki enerjik elektronlarla gerçekleşir.



**Şekil.8.5:** Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-2, + 2), (-5, + 5), (-10, + 10), (-15, + 15), (-20, +20) mm mesafelerde yerleştirilmiş çift izotopların girişlerinin gösterimi (üst) ve farklı çözünürlüklerde çakışmalardan gelen girdilerin enerji seviyelerinin gösterimi (alt)



Renkler her iki grafik için farklı çözünürlük değerleri 0,1 (mavi), 0,26 (yeşil), 0,75 (kırmızı noktalı) ve 1,00 (kesikli) mm olarak gösterilmektedir.

İkili izotop kullanırken PET cihaz çözünürlüğüne etkisi aşağıda şekilde analiz edilir:

C<sup>11</sup> ve Cu<sup>60</sup> kaynakları, Şekil.8.5'de (üstte) sırasıyla (-2, + 2) mm'den (-20, + 20) mm'ye kadar çeşitli mesafelerde birbirine zıt yerleştirilmiştir. (-2, + 2) mm'ye yerleştirilen kaynaklar için en küçük standart sapma yaklaşık 0.9 olduğundan Rayleigh kriteri için iyi olan 4 mm mesafeye karşılık gelmektedir. Tüm mesafeler bu kritere göre seçilmiştir. PET cihazının görüntü çözünürlük değerlerini 0,1, 0,26, 0,75 ve 1 mm olarak değiştiren benzer çalışmalar tekrarlanmıştır. (X, Y, Z) boyunca uzanan profil histogramlarında, toplam giriş değerleri olan vuruşların ve çakışmaların daha yüksek çözünürlükle azaldığı gözlemlenmiştir. Aynı değerler için enerji histogramı Şekil.8.5'de (altta) gösterilmiştir. Çakışmalar için mesafe küçükse toplam girişlerin daha yüksek olduğu da gözlemlenmiştir. Ancak, girdiler için kesilen çözünürlük, çift izotop ve tek izotop kullanımı arasında araştırılmıştır. “Herhangi bir görüntü çözünürlüğünde çift izotop ve tek izotop kullanımında fark yoktur” ve “herhangi bir çözünürlükte C<sup>11</sup> ve Cu<sup>60</sup> kullanımı arasında fark yoktur” şeklinde sıfır hipotezi oluşturulabilir. Ki-kare analizi, yukarıda belirtildiği gibi Rayleigh kriteri ile ilişkili olduğu için standart sapmalara ( $\sigma$ ) uygulanacak şekilde seçilir. Tüm çözünürlüklerden gelen sinyallerin  $\sigma$  değerleri, mümkün olan en düşük çözünürlük (0,1 mm) ile karşılaştırılmıştır.  $\Sigma$  değerleri topladıktan sonra ki-kare değerleri şu şekilde hesaplanmıştır.

$$x^2 = \sum \text{Uzaklık} \frac{(\sigma_{0,1} - \sigma_{\text{çözünürlük}})^2}{\sigma_{0,1}} \quad (8.1)$$

Buradaki  $\sigma_{\text{çözünürlük}}$  değeri 0.26, 0.75 ve 1 mm görüntü çözünürlüklerinde toplanan değerdir. Sonuçlar Tablo 2'deki gibi özetlenmiştir.

**Çizelge.8.1:** Tek izotop ve Çift izotop için iki farklı PET simülasyonunda Ki-kare değerleri.

	PET Enerji		PET Enerji
	Tek İzotoplar		İkili İzotoplar
	C <sup>11</sup>	Cu <sup>60</sup>	C <sup>11</sup> +Cu <sup>60</sup>
R=0,10-0,26mm	0,0808	0,0630	0,0116
R=0,10-0,75mm	0,2476	0,2114	0,0253
R=0,10-1,00mm	0,2554	0,3580	0,0262

Tek izotop simülasyonlarının ki-kare değerleri incelendiğinde, 0.1-0.26 arasındaki çözünürlüğün düşük ki-kare değerlerine olduğu görülebilir. Bu durum PET makinesinin iki kaynağının kolayca ayırt edebileceğini gösterir (Çizelge.8.1).

Çözünürlüğün 0.75 ve 1 mm'den yüksek olması da kabul edilebilir, ancak anlamlılık seviyesi ( $\alpha$ ) yaklaşık olarak 0.975'e düşer.

İkili izotop simülasyonları için düşük ki-kare değerleri, çözünürlüğün iki kaynağını kolayca ayırt etmek için yeterli olduğunu gösterir.

Çift izotop ve tek izotop simülasyonları arasında bir karşılaştırma yapılırsa, PET cihazı en kötü durumda çift izotop kullanımında yaklaşık 10 kat daha hassas görünmektedir (en iyi durum) (Çizelge.8.1).

**Çizelge.8.2:** C<sup>11</sup> ve Cu<sup>60</sup> kaynak mesafeleri ve çözünürlükleri üzerinden hesaplanan kontrast ve yoğunluk değerleri.

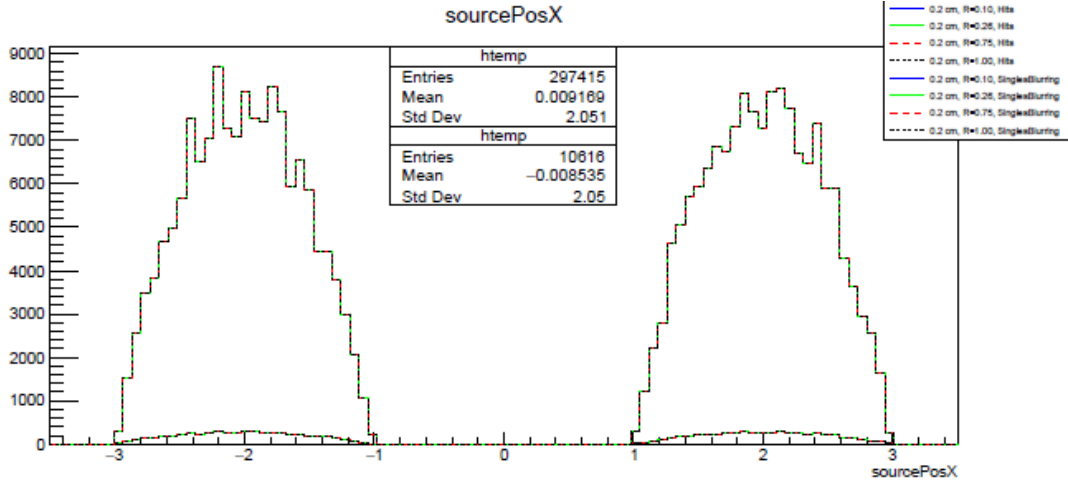
PET KAYNAK MESAFELERİ VE ÇÖZÜNÜRLÜKLERİ ÇAKIŞMALARI				
ÇÖZÜNÜRLÜK (mm)	UZAKLIK (cm)	Yoğunluk C <sup>11</sup>	Yoğunluk Cu <sup>60</sup>	KONTRAST
R=0,10	0,2	0,018639911	0,000834623	0,914
R=0,26		0,010386333	0,001278318	0,781
R=0,75		0,002229608	0,000891843	0,429
R=1,00		0,001375709	0,000687855	0,333
R=0,10	0,5	0,003064223	0,000094284	0,940
R=0,26		0,001596620	0,000149683	0,829
R=0,75		0,000332145	0,000142348	0,400
R=1,00		0,000195623	0,000108679	0,286
R=0,10	1,0	0,000650233	0,000039408	0,886
R=0,26		0,000391067	0,000048131	0,781
R=0,75		0,000088933	0,000041502	0,364
R=1,00		0,000051728	0,000032671	0,226
R=0,10	1,5	0,000291441	0,000018215	0,882
R=0,26		0,000176340	0,000022392	0,775
R=0,75		0,000036463	0,000018231	0,333
R=1,00		0,000021637	0,000014425	0,200
R=0,10	2,0	0,000187356	0,000008922	0,909
R=0,26		0,000094633	0,000012411	0,768
R=0,75		0,000020771	0,000009644	0,366
R=1,00		0,000013141	0,000007608	0,267

Çizelge.8.2’de verilen yoğunluklar, en yüksek yoğunluk 1’e normalize edilerek hesaplanır ve kontrastlar, yoğunluk denklemine göre yüzde olarak elde edilir. Küçük çözünürlüklerde daha yüksek kontrastların elde edildiği doğrudan görülebilir. Tüm kontrast değerleri iyi olmasına rağmen, 0.1- 0.26 mm’de çözünürlükler mümkün olan en iyi sonucu verir.

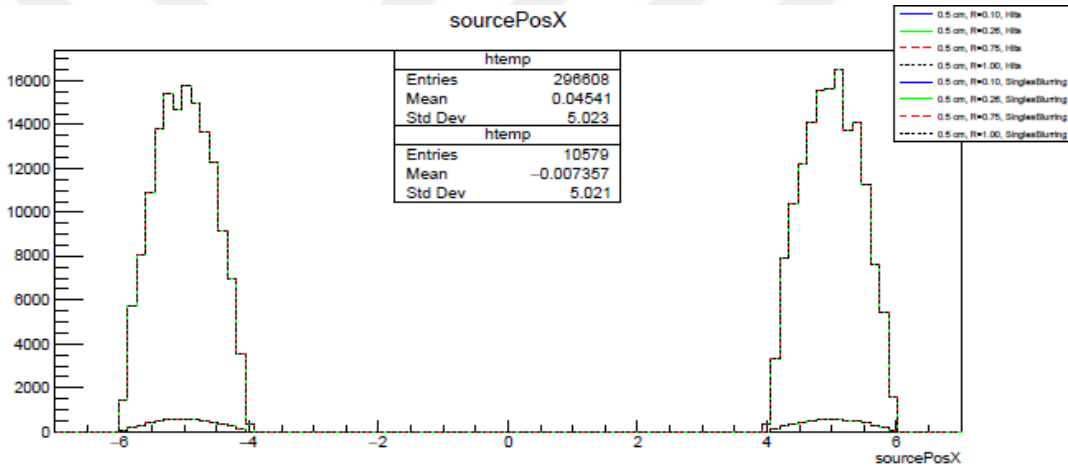
**Çizelge.8.3:** C<sup>11</sup> ve Cu<sup>60</sup> kaynak mesafeleri ve çözünürlükleri üzerinden hesaplanan FWHM (Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik) değerleri.

PET ENERJİ ÇAKIŞMALARI				
ÇÖZÜNÜRLÜK (mm)	MESAFE (cm)	FWHM C <sup>11</sup>	FWHM CU <sup>60</sup>	FWHM C <sup>11</sup> +CU <sup>60</sup>
R=0,10	0,2	0,045695750	0,047423000	0,078243250
R=0,26		0,074647750	0,075940250	0,092895500
R=0,75		0,097572000	0,099757500	0,100227500
R=1,00		0,097160750	0,099416750	0,100450750
R=0,10	0,5	0,017460500	0,019345200	0,031330200
R=0,26		0,030206900	0,030803800	0,037374400
R=0,75		0,039193300	0,039329600	0,039968800
R=1,00		0,039813700	0,040509300	0,040227300
R=0,10	1,0	0,009378850	0,010128500	0,015766150
R=0,26		0,014974200	0,015300850	0,018628450
R=0,75		0,019349900	0,019747050	0,020101900
R=1,00		0,019446250	0,020202950	0,020094850
R=0,10	1,5	0,006272933	0,006805600	0,010512333
R=0,26		0,010147300	0,010120667	0,012415833
R=0,75		0,013120833	0,013211700	0,013395000
R=1,00		0,013348000	0,013709900	0,013468633
R=0,10	2,0	0,004588375	0,004980825	0,007872500
R=0,26		0,007521175	0,007678625	0,009338900
R=0,75		0,009629125	0,009875875	0,010001600
R=1,00		0,009687875	0,010058000	0,010052125

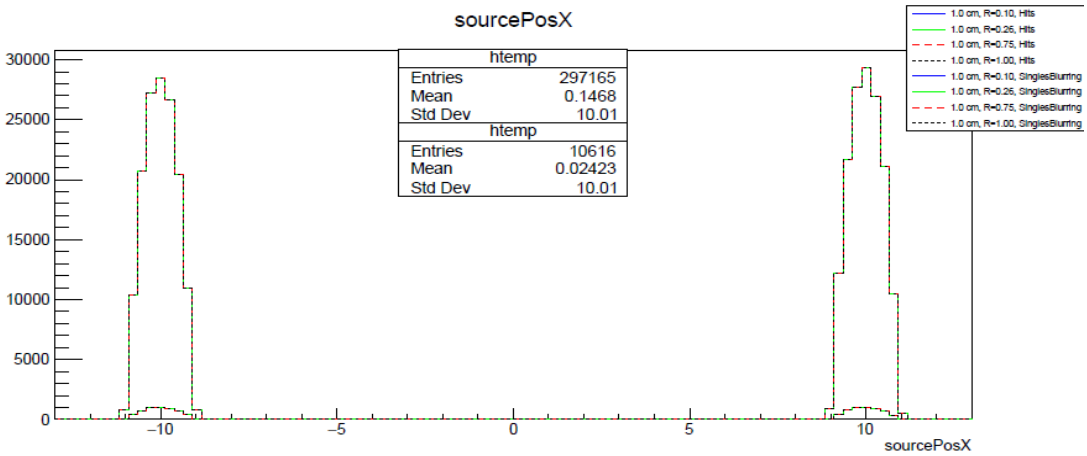
Çizelge.8.3'de verilen FWHM değerleri küçük çözünürlüklerde diğer mesafelerdeki aynı çözünürlüklere göre daha yüksek elde edildiği doğrudan görülebilir.



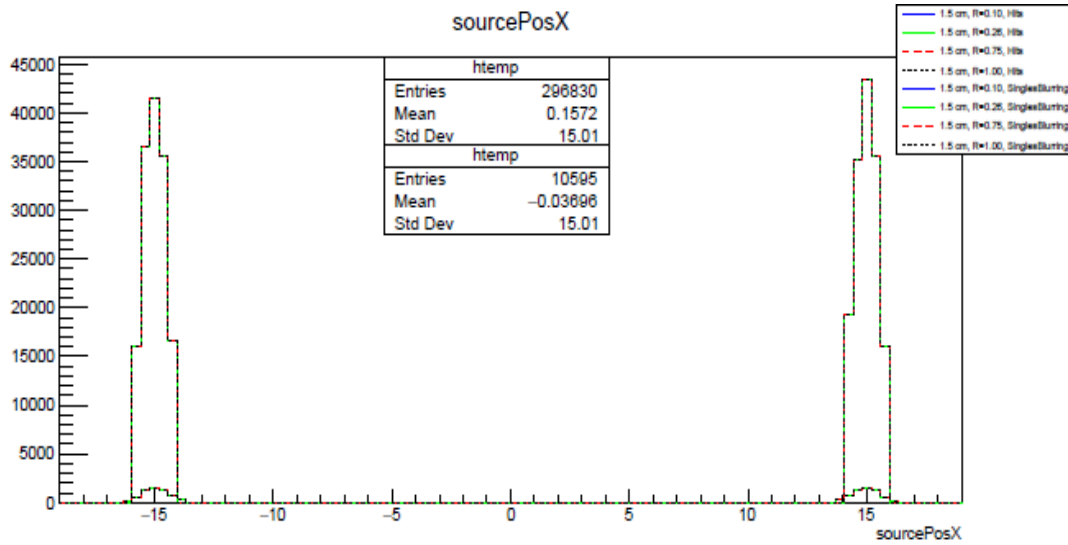
**Şekil.8.6:** Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-2, + 2) mm mesafelerde yerleştirilmiş tek ve çift izotopların girişlerinin farklı çözünürlüklerde karşılaştırılması



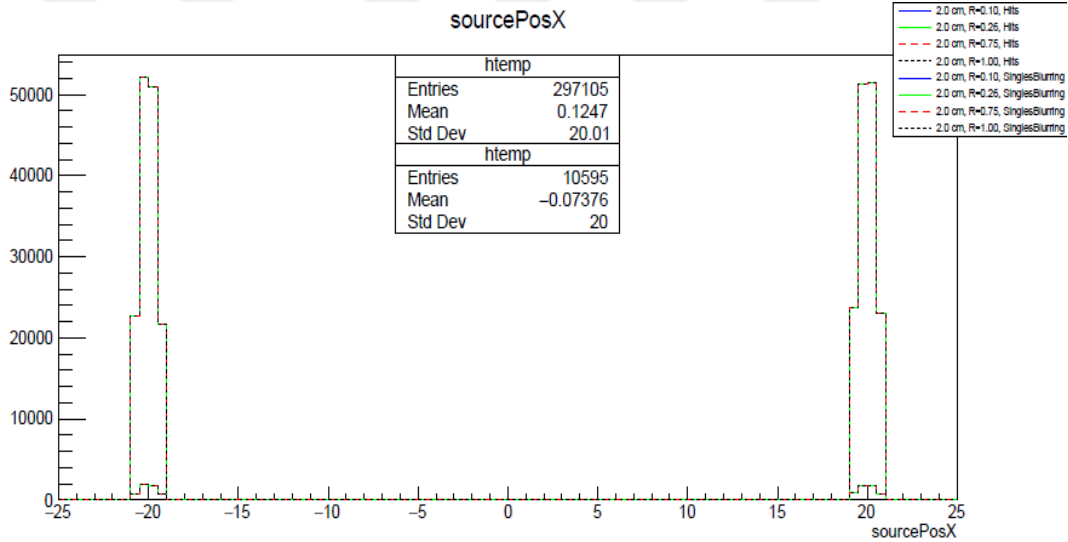
**Şekil.8.7:** Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-5, + 5) mm mesafelerde yerleştirilmiş tek ve çift izotopların girişlerinin farklı çözünürlüklerde karşılaştırılması



**Şekil.8.8:** Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-10, + 10) mm mesafelerde yerleştirilmiş çift izotopların girişlerinin farklı çözünürlüklerde karşılaştırılması

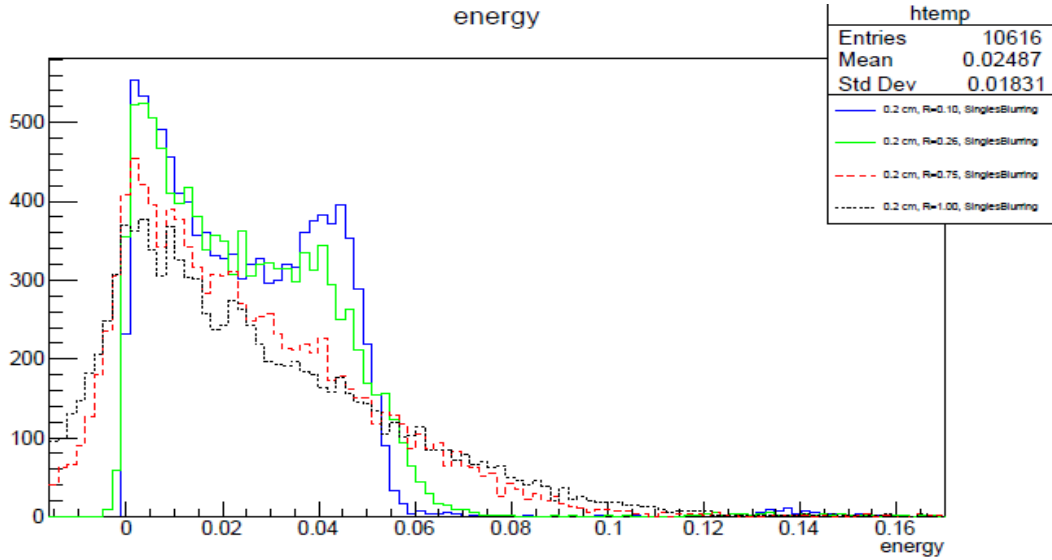


**Şekil.8.9:** Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-15, + 15) mm mesafelerde yerleştirilmiş çift izotopların girişlerinin farklı çözünürlüklerde karşılaştırılması



**Şekil.8.10:** Vuruşların ve çakışmaların verileri için (-20, + 20) mm mesafelerde yerleştirilmiş çift izotopların girişlerinin farklı çözünürlüklerde karşılaştırılması

Şekil.8.6, Şekil.8.7, Şekil.8.8, Şekil.8.9 ve Şekil.8.10'da kaynaklar arası mesafe arttıkça tekli izotop ve ikili izotop verilerinde artış olduğu görülmektedir. İkili izotop verilerinin tekli izotop verilerine göre çok fazla miktarda fark olduğu gözlemlenmektedir.



**Şekil.8.11:** Farklı çözünürlüklerde çakışmalardan gelen girdilerin enerji seviyelerinin karşılaştırılması gösterilmiştir. Renkler her iki grafik için farklı çözünürlük değerleri 0,1 (mavi), 0,26 (yeşil), 0,75 (kırmızı noktalı) ve 1,00 (kesikli) mm için gösterilmiştir.

Şekil.8.11’de düşük çözünürlüklerde daha yüksek enerji seviyeleri girişleri olduğu görülmektedir. Çözünürlük yükseldikçe enerji girişlerinde düşüş olacaktır.

PET simülasyonu için yapmış olduğumuz çalışmaların aynısını SPECT simülasyonu için tekrarlanmıştır.

**Çizelge.8.4:** Tek izotop ve çift izotoplar için iki farklı SPECT simülasyonunda ki-kare değerleri.

	SPECT Enerji		SPECT Enerji
	Tekli İzotoplar		İkili İzotoplar
	C <sup>11</sup>	Cu <sup>60</sup>	C <sup>11</sup> +Cu <sup>60</sup>
R=0,10-0,26(mm)	0,0002	0,0002	0,0001
R=0,10-0,75(mm)	0,0152	0,0153	0,0105
R=0,10-1,00(mm)	0,0401	0,0402	0,0255

Çizelge.8.4’ten tek izotop simülasyonlarının ki-kare değerlerine göre, tüm çözünürlükler arasındaki 0.1-0.26 arasındaki çözünürlüğün düşük ki-kare

değerleri olduğu görülebilir. SPECT makinesi iki kaynak için ayrı ayrı değerler birbirlerine yakın olarak bulunmuştur.

Dual izotop simülasyonları için düşük çözünürlük arasındaki değerlerin (0.10 mm-0.26 mm) yüksek çözünürlük arasındaki değerlere (0.10 mm-1.00 mm) istinaden çok daha hassas olduğu görülmüştür.

**Çizelge.8.5:** C<sup>11</sup> ve Cu<sup>60</sup> kaynak mesafeleri ve çözünürlükleri üzerinden hesaplanan kontrast ve yoğunluk değerleri

<b>SPECT KAYNAK MESAFELERİ VE ÇÖZÜNÜRLÜKLERİ ÇAKIŞMALARI</b>				
<b>ÇÖZÜNÜRLÜK (MM)</b>	<b>UZAKLIK (CM)</b>	<b>YOĞUNLUK C<sup>11</sup></b>	<b>YOĞUNLUK Cu<sup>60</sup></b>	<b>KONTRAST</b>
R=0,10	0,2	0,010381005	0,009656749	0,036144578
R=0,26		0,010381005	0,009656749	0,036144578
R=0,75		0,010381005	0,009656749	0,036144578
R=1,00		0,010381005	0,009656749	0,036144578
R=0,10	0,5	0,003142736	0,003324047	0,028037383
R=0,26		0,003142736	0,003324047	0,028037383
R=0,75		0,003142736	0,003324047	0,028037383
R=1,00		0,003142736	0,003324047	0,028037383
R=0,10	1,0	0,001445945	0,001496680	0,017241379
R=0,26		0,001445945	0,001496680	0,017241379
R=0,75		0,001445945	0,001496680	0,017241379
R=1,00		0,001445945	0,001496680	0,017241379
R=0,10	1,5	0,000947709	0,000970274	0,011764706
R=0,26		0,000947709	0,000970274	0,011764706
R=0,75		0,000947709	0,000970274	0,011764706
R=1,00		0,000947709	0,000970274	0,011764706
R=0,10	2,0	0,000660238	0,000634845	0,009607843
R=0,26		0,000660238	0,000634845	0,009607843
R=0,75		0,000660238	0,000634845	0,009607843
R=1,00		0,000660238	0,000634845	0,009607843



Çizelge.8.5'den de görüldüğü gibi SPECT analizinde yoğunluklar, en yüksek yoğunluk 1'e normalize edilerek hesaplanır ve kontrastlar, yoğunluk denklemine göre yüzde olarak elde edilir. Daha küçük mesafelerde daha yüksek kontrastların elde edildiği doğrudan görülebilir. Tüm kontrast değerleri iyi olmasına rağmen, 0.2 cm mesafe mümkün olan en iyi sonucu verir.

**Çizelge.8.6:** C<sup>11</sup> ve Cu<sup>60</sup> kaynak mesafeleri ve çözünürlükleri üzerinden hesaplanan FWHM (Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik) değerleri.

<b>SPECT ENERJİ ÇAKIŞMALARI</b>				
<b>ÇÖZÜNÜRLÜK (MM)</b>	<b>UZAKLIK (CM)</b>	<b>FWHM C<sup>11</sup></b>	<b>FWHM CU<sup>60</sup></b>	<b>FWHM C<sup>11</sup>+CU<sup>60</sup></b>
R=0,10	0,2	0,021385000	0,021455500	0,021514250
R=0,26		0,022407250	0,022513000	0,022313250
R=0,75		0,030044750	0,030209250	0,028893250
R=1,00		0,035508500	0,035673000	0,032876500
R=0,10	0,5	0,008577500	0,008591600	0,008596300
R=0,26		0,009005200	0,009019300	0,008934700
R=0,75		0,012107200	0,012121300	0,011538500
R=1,00		0,014311500	0,014316200	0,013155300
R=0,10	1,0	0,004281700	0,004319300	0,004307550
R=0,26		0,004490850	0,004530800	0,004474400
R=0,75		0,006039500	0,006070050	0,005769250
R=1,00		0,007139300	0,007162800	0,006577650
R=0,10	1,5	0,002876400	0,002896767	0,002877967
R=0,26		0,003014267	0,003039333	0,002984500
R=0,75		0,004037300	0,004070200	0,003844600
R=1,00		0,004767367	0,004801833	0,004389800
R=0,10	2,0	0,002154950	0,002144375	0,002143200
R=0,26		0,002261875	0,002252475	0,00226625
R=0,75		0,003030325	0,003026800	0,002863475
R=1,00		0,003575525	0,003575525	0,003275900

Çizelge.8.6’da verilen FWHM değerleri tekli izotoplarda küçük çözünürlükler diğer mesafelerdeki aynı çözünürlüklere göre daha yüksek elde edildiği doğrudan görülebilir. Aynı durum ikili izotop değerleri içinde geçerlidir.



## 9. SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu çalışma ile, GATE simülasyonları kullanılarak PET ve SPECT cihazlarının sanal cihazda herhangi bir değişiklik yapmadan çift izotop kaynaklarını ayırt edebildiği sonucuna varılmıştır. Her ne kadar cihaz dahilindeki yapısal değişikliklerin optimal parametrelerinin araştırılması bu çalışmanın kapsamı dışında olsa da, çift izotop görüntüleme anihile olan parçacıkların ve çakışmaların oluşturduğu veri içinde görüntülemeye aktarılmayan oldukça fazla oran olduğu gösterilmiştir. İki ayrı kaynak üzerinde bir analiz yapılmış ve sayısallaştırma işleminden sonra oldukça düşük toplam girişimler gözlemediği dikkat çekmiştir.

PET ve SPECT sinyal genişliklerinin yer aldığı Tablo-4 ve 7 karşılaştırıldığında, PET cihazının iyileşen cihaz çözünürlüğü ile birlikte algılanan sinyal genişlikleri kaynaklar arası mesafe arttıkça daha sıklaştığı görülmektedir. Sinyal genişlikleri açısından PET cihazında önemli farklılaşma (0,01 – 0.1 cm) vardır.

PET benzetiminde Şekil-21, 22 ve 23 sinogramlarında gözlenen çift ve tek izotop kullanım durumundaki farklılaşma, SPECT cihazında gözlemlenmediğinden kaynağın elektron-pozitron annihilasyonları olduğu ortaya çıkmıştır. Bununla birlikte, bu etki çoklu izotop kullanımında PET cihazından gelen görüntü kalitesini mesafeye bağlı olarak olumlu/olumsuz etkileyecektir.

Literatürde yer alan nadir kaynaklarda Andreyev ve arkadaşları (Andreyev, Celler. 2011). PET çift izotop uygulamaları çalışmış, çift izotop uygulamalarında görüntü algoritmalarının nasıl olması gerektiği ve yeterliliği üzerinde durmuşlardır.

( Polycarpau, Soultanidis, Tsoumpas.2018) dinamik ve statik MR görüntüleri kullanılarak iki farklı radyoizleyici ile PET verileri simüle edilmiş, PET-MR görüntüleri sentezlenmiş ve değerlendirilmiştir.

(Sitek, Andreyev,. Celler. 2011) çift izotop uygulamalarında izotop dağılımlarının tahmini için algoritmalar geliştirilmiş ve daha yüksek verimliliğe sahip kamera için izotoplar arasındaki ayrımın daha iyi olduğunu ortaya koymuştur.

(Conti and Eriksson 2016) tarafından görüntü için en çok kullanılan ve tercih edilen birden fazla radyoizotopun fiziği incelenmiş ve PET verileri üzerindeki etkisini değerlendirilmiştir.

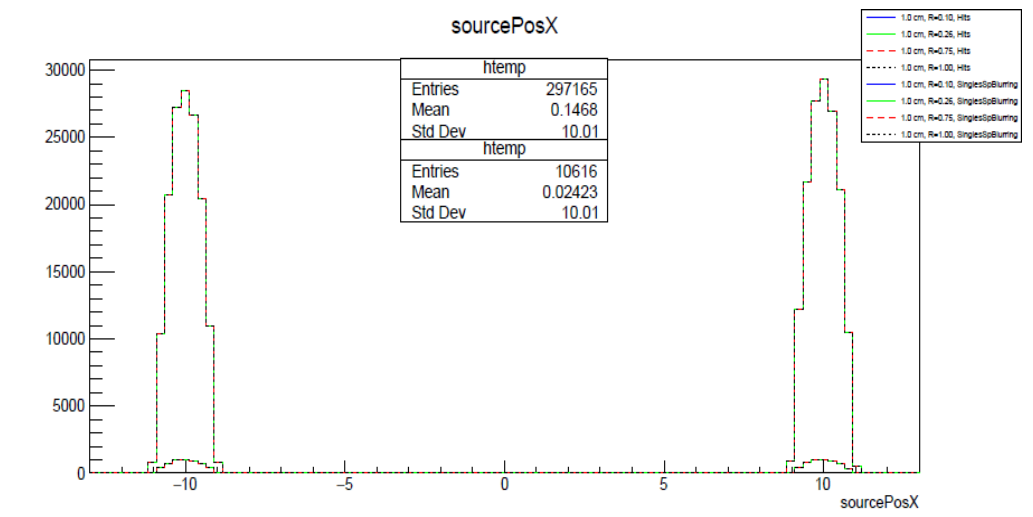
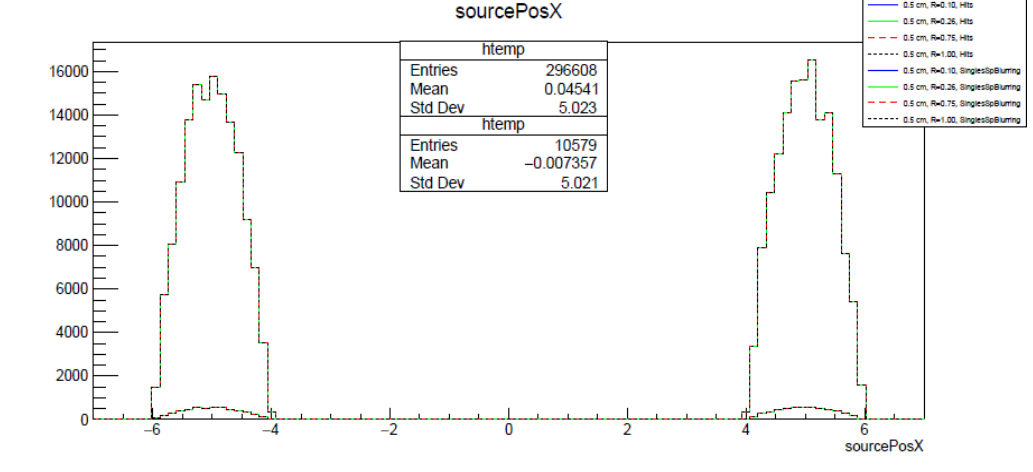
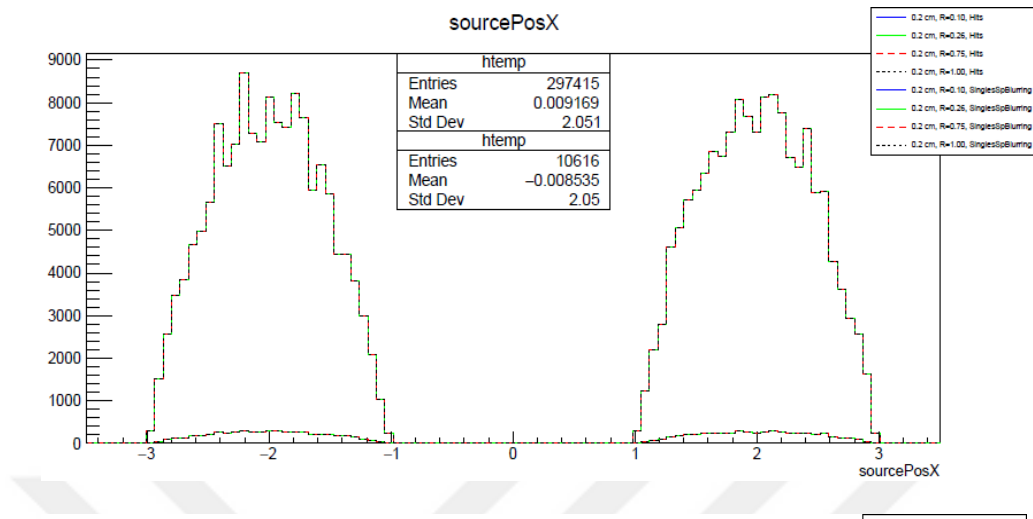
Çoklu izotop uygulamalarında dokuya bağlı olarak hastaya uygulanan dozda artış gözükmele birlikte, ilgili onkolog tarafından belirtilen sınırların altında tutulması önemlidir. Bununla birlikte PET ve SPECT uygulamalarının yaygınlaşması ve hibritleşmesi ile birlikte kullanım sıklığının artacağı tahmin edilmektedir.

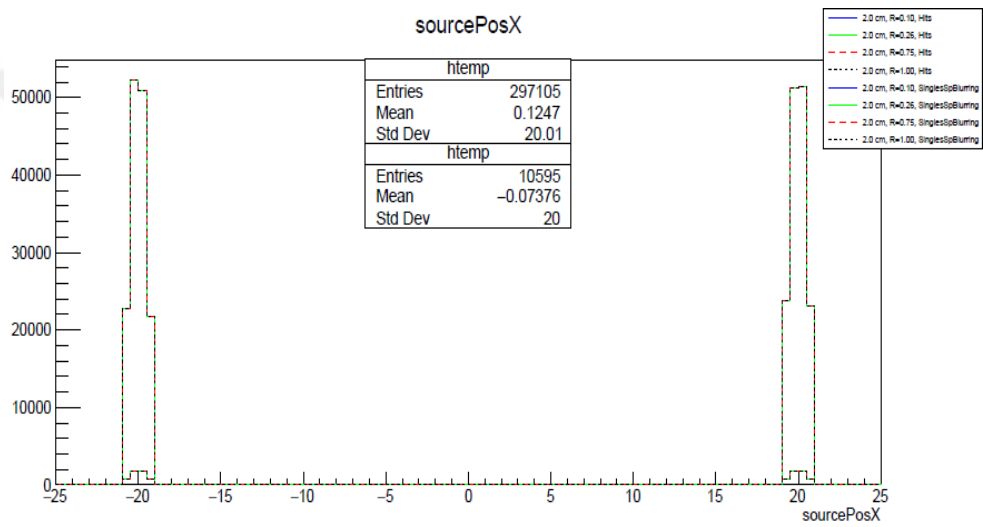
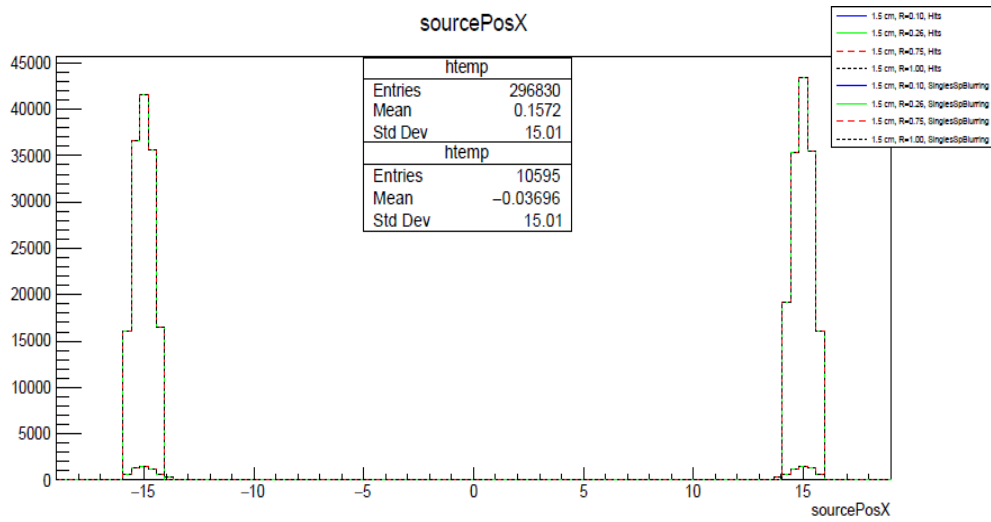
**EK**

**Ek 1: Şekiller**



# Ek 1: Şekiller





## KAYNAKLAR

- Andreyev A, Celler A.** (2011) *Phys. Med. Biol.* 56 4539
- Asabella N. Cascini Gl, Altini C, Paparella D, Notaristefano A, Rubini G.** (2018) The copper radioisotopes: a systematic review with special interest to <sup>64</sup>Cu. *Biomed Res Int.* 2018; 2018: 3860745 .
- Cal G., Lage E. Herranz E. Vicente E., Udias J., Moore S., Park M., Dave Sr. Parot V., Herraiz J.** (2015) ,Simulation of triple coincidences in PET, *Phys Med Biol.* 2015 Jan 7;60(1):117-36.
- Conti M. And Eriksson Ejnmmı Physics L.** (2016) 3:8 DOI 10.1186/s40658-016-0144-5
- Conti, M., Eriksson, L.** (2016) Physics of pure and non-pure positron emitters for PET: a review and a discussion. *EJNMMI Phys* 3, 8 (2016).
- Çetin F.** (2017).Tıbbi Görüntüleme Fiziği Ders Notları
- Del Sordo, S.; 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* 2009, 9, 3491-3526.
- Demir M.** (2014). Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları
- Dönmez** (2017). Radyasyon Tespiti ve Ölçümü. *Nucl Med Semin* 2017;3(3):172-177
- Gloria L..** (2019)University of Massachusetts - Radioactive Isotope. (2019)
- Gündoğdu, E.** (2017). Nükleer Tıpta Görüntüleme ve Tedavide Kullanılan Radyofarmasötikler Ege Üniversitesi Eczacılık Fakültesi, Radyofarmasi AD, İzmir – 56434
- Hayrat A.Ö.** (2007). Radyasyon ve Radyoizotopların Tıpta Kullanılması
- Jan S. Santin G. And Morel Gate C.** (2004) - Geant4 Application for Tomographic Emission: a simulation toolkit for PET and SPECT (2004). *Phys Med Biol.* 2004 Oct 7; 49(19): 4543–4561.
- Kapucu L. Ö. Özgür Akdemir Ü** (2003). Radyonüklid Görüntüleme Temel Prensipler: C. SPECT Görüntüleme Türkiye Klinikleri *J Psychiatry.* 2003;4(1):6-12
- Karasu A. SubaşıM.** (2004). Radyofarmasötiklerin Radyonüklidik Kalite Kontrolü
- Khalil M. Tremoleda Jl. Bayomy Tb. Gsell W.** (2011). **Molecular Spect Imaging: An Overview.** *Int J Mol Imaging;*2011:796025
- Kharfi, F.** (2013). Principles and applications of nuclear medical imaging: a survey on recent developments, Dep of Physics, University of Ferhat Abbas, 5(2); 1-28.
- Kuş, K.** (2011). Radyasyon nedir.
- Lee Ys.** (2010) Radiopharmaceuticals for molecular imaging. *Open Nucl Med J;*2:178-185.
- Lyra M. Ploussi A.L.** (2011). Filtering in SPECT Image Reconstruction, *International Journal of Biomedical Imaging Volume 2011, Article ID 693795,*



- Milli Eğitim Bakanlığı** (2011) Ders Kitabı Radyoloji Radyonükleid Görüntüleme Cihazları.
- Mohammed, E.M.G., Wadah, M.A., Mohammed, A.Ö, Ghada ,A.E.,**(2013), Assesment of Gamma Camera SPECT Resolution Using Developed Quality Control Phantom,International Journal of Science and Research,4(2), 2117-2121.
- Osman, H.** (2015). Birleşik Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi/Bilgisayarlı Tomografi (Spect/Bt) İle Birleşik Pozitron Emisyon Tomografisi/Bilgisayarlı Tomografi (Pet/Bt) Sistemlerinde Tomografik Görüntülere Sistem Yazılım Parametrelerinin Etkisinin İncelenmesi (Yüksek lisans tezi )
- Pharmacopoeia B.** (2001) Radiopharmaceutical Preparations, Volume Ü. Her Majesty's Stationary Office, London. (2001); 2577-2637.
- Polycarpau I. Soultanidis G.And Tsoumpas C.**(2018) “Synthesis of Realistic Simultaneous Positron Emission Tomography and Magnetic Resonance Imaging Data” IEEE Transactions On Medical Imaging, Vol. 37, No. 3, March 2018
- Sharp, Pf., Goatman, Ka.** (2004). Medicine. 3th ed. London: Springer; (1-20)
- Sitek A. Andreyev A. And Celler A.** ( 2011) “Reconstruction of Dual Isotope PET Using Expectation Maximization (EM) Algorithm”, IEEE Nuclear Science Symposium RecordMIC21-S279,2011.
- Teksöz S. Zümrüt Biber F.** (2019) Müftüler Radioisotopes and Biomedical Applications in Nuclear Medicine.Nucl Med Semin 2019;5:10-14

#### **İnternet Kaynakları:**

- Url\_1** <<http://www.cardiospect.com/nukleer-tip-nedir.html>> alındığı tarih: 06.11.2019
- Url\_2** <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK11475/>> alındığı tarih: 07.11.2019
- Url\_3** < <http://www.roentdek.com/info/OnResolution/>> alındığı tarih: 07.11.2019

## ÖZGEÇMİŞ

**Ad Soyad** : Yusuf ŞENGELEN

**Doğum Tarihi ve Yeri** : 24.05.1987 / Zeytinburnu

**E-posta** : yusufsengelen@gmail.com



### ÖĞRENİM DURUMU

**Lise** : 2004, İsmail Rüştü Olcay Lisesi ,Fen Bilimleri

**Lisans** : 2011, İstanbul Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölü