

T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



ONKOLOJİK GÖRÜNTÜLEMEDE GATE YAZILIMI YOLUYLA SPECT/BT  
SİMÜLASYONLARININ DİNAMİK KAYNAKLAR ÜZERİNE UYGULANMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Büşra AYNACI

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Programı

Temmuz 2018



T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



ONKOLOJİK GÖRÜNTÜLEMEDE GATE YAZILIMI YOLUYLA SPECT/BT  
SİMÜLASYONLARININ DİNAMİK KAYNAKLAR ÜZERİNE UYGULANMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Büşra AYNACI  
(Y1516.020004)

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Sinan KUDAY

Temmuz 2018





T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

**Yüksek Lisans Tez Onay Belgesi**

Enstitümüz Sağlık Fiziği Ana Bilim Dalı Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans Programı Y1516.020004 numaralı öğrencisi **Büşra AYNACI**'nin "ONKOLOJİK GÖRÜNTÜLEMEDE GATE YAZILIMI YOLUYLA SPECT/BT SİMULASYONLARININ DİNAMİK KAYNAKLAR ÜZERİNE UYGULANMASI" adlı tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 27/02/2017 tarih ve 2017/03 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından *oybirliği* ile Tezli Yüksek Lisans tezi olarak *kabul* edilmiştir.

Öğretim Üyesi Adı Soyadı

İmzası

Tez Savunma Tarihi :26/07/2018

1)Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Sinan KUDAY

*S. Kuday*

2) Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK

*K. Temizyürek*

3) Jüri Üyesi : Prof. Dr. Tevfik Fikret ÇERMİK

*T. Fikret Çermik*

Not: Öğrencinin Tez savunmasında **Başarılı** olması halinde bu form **imzalanacaktır**. Aksi halde geçersizdir.



## **YEMİN METNİ**

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “Onkolojik Görüntülemelerde Gate Yazılımı Yoluyla SPECT/BT Simülasyonlarının Dinamik Kaynaklar Üzerine Uygulanması” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin bibliyografya da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim. (26/07/2018)

Büşra AYNACI





Bu tezi Babam Kadir AYNACI ve Annem Ayten AYNACI'ya ithaf ediyorum.



## ÖNSÖZ

Ülkemizde Nükleer Tıp ve Radyasyon Onkolojisi başta olmak üzere diğer tıp bölümlerine de faydalı olacağını düşündüğüm bu araştırmada, çalışmalarımı yönlendiren araştırmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek akademik ortamda olduğu kadar beşeri ilişkilerde de engin fikirleriyle yetişmeye ve gelişmeye katkıda bulunan danışman hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Sinan KUDAY' a teşekkürlerimi sunarım.

Mezun olunca yanında staj yapmamı sağlayan ve o günden beri beni destekleyen İstanbul Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında görev yapan Fizik Yüksek Mühendisi Leyla POYRAZ'a teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca çalışmam sırasında beni annelik ünvanıyla şereflendiren biricik kızım Hazel AYNACI'ya ve bu süreçte maddi manevi desteğini benden esirgemeyerek hayalimi gerçekleştirmemi sağlayan sevgili eşim Ahmet AYNACI'ya verdiği destek için sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Temmuz 2018

Büşra AYNACI



## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖNSÖZ.....	ix
İÇİNDEKİLER.....	xi
KISALTMALAR ve SEMBOL LİSTESİ .....	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ .....	xvii
ÖZET.....	xix
ABSTRACT.....	xxi
1. GİRİŞ.....	1
2. TARİHSEL GELİŞİM .....	3
2.1 Radyasyon .....	4
2.2 Radyasyon Türleri .....	4
2.2.1 İyonlaştırıcı radyasyon .....	4
2.2.1.1 Elektromanyetik radyasyonlar .....	5
2.2.1.2 Parçacıklı radyasyon.....	5
2.2.2 İyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar .....	5
2.2.2.1 Optik radyasyonlar .....	5
2.2.3 EMR nitelikli radyasyonlar.....	5
2.3 Radyasyon Birimleri .....	5
2.4 Radyasyonun Zararları .....	6
2.5 Radyoterapi.....	8
2.5.1 Tıpta kullanılan görüntüleme teknikleri .....	8
2.6 Nükleer Tıp Görüntüleme Yöntemleri .....	9
2.6.1 Genel klinik uygulamalar.....	9
2.6.2 Emniyet.....	10
2.7 Gama Kameralar .....	11
2.7.1 Gama kameranın sistematiği .....	11
2.7.2 Kolimatör .....	12
2.7.3 Kristal .....	14
2.7.4 Foto multiplayer tüpler (PMT).....	15
2.7.5 Amplifiyerler (Yükselteçler) .....	16
2.7.6 Pozisyonlama elektronik devreleri.....	16
2.7.7 Sinyal (Puls) Yükseklik analizörü (PHA).....	16
2.7.8 Katot ışını tüpü (CRT).....	17
2.8 SPECT (Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi) .....	17
2.8.1 Bilgisayar Ünitesi .....	20
2.8.2 Hasta İnceleme Masası .....	22
2.8.3 Gantry.....	22
2.8.4 Tarayıcı Sistem.....	22
2.8.5 Görüntüleme Ünitesi .....	22
2.9 SPECT'te Görüntü Kalitesini Etkileyen Parametreler .....	23
2.10 BT ( Bilgisayarlı Tomografi) Cihazı ve X ışını Tüpü .....	24
2.10.1 BT Sistemin Tasarım Özellikleri.....	26
2.11 PET( Pozitron Emisyon Tomografisi).....	27
2.12 SPECT ve PET Yöntemlerinin Karşılaştırılması .....	28
2.13 SPECT/BT Cihazlarının Gelişimi .....	29
2.14 Hibrit SPECT/BT'nin Sağladıkları .....	30

<b>3. GATE/GEANT4 SİMÜLASYON YAZILIMI .....</b>	<b>31</b>
3.1 Kurulum Sistem/ Yapılandırma .....	33
3.2 Gate Modülleri .....	34
3.3 Spect Paketi Simülasyonu .....	35
<b>4. YÖNTEM .....</b>	<b>45</b>
4.1 Benzetim Verileri .....	45
4.2 Analiz Kodlaması ve Akış Şeması .....	45
4.3 Ki-Kare Analizi .....	48
4.3.1 Ki-Kare Uygunluk Testi .....	48
<b>5. BULGULAR (VERİLER) .....</b>	<b>53</b>
5.1 Öteleme Verileri .....	53
5.2 Aktivite Verileri .....	56
5.3 Doku Verileri .....	60
<b>6. ANALİZ .....</b>	<b>65</b>
<b>7. SONUÇ VE TARTIŞMA .....</b>	<b>69</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>71</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>74</b>

## KISALTMALAR ve SEMBOL LİSTESİ

<b>SPECT</b>	: Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi
<b>BT</b>	: Bilgisayar Tomografi
<b>SPECT-BT</b>	: Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi - Bilgisayar Tomografi
<b>PET</b>	: Pozitron Emisyon Tomografi
<b>kV</b>	: Kilo Volt
<b>keV</b>	: Kilo Elektron Volt
<b>eV</b>	: Elektron Volt
<b>mAs</b>	: Mili Amper Saniye
<b>ALARA</b>	: As Low As Reasonably Achievable
<b>HU</b>	: Hounsfield Unit
<b>PMT</b>	: Photo Multiplier Tube
<b>TAEK</b>	: Türkiye Atom Enerji Kurumu
<b>PTV</b>	: Hedef Hacmin Planlanması
<b>DVH</b>	: Doz- volüm histogramı
<b>NSCLC</b>	: Küçük hücreli olmayan akciğer kanseri
<b><sup>99m</sup>Tc</b>	: Teknesyum 99 (Metastable)
<b><sup>131</sup>I</b>	: İyot 131
<b><sup>177</sup>Lu</b>	: Lutesyum 177
<b><sup>111</sup>In</b>	: İndiyum 111
<b><sup>123</sup>I</b>	: İyot 123
<b>TI</b>	: Talyum
<b>Nal</b>	: Sodyum İyodür
<b><sup>90</sup>Y</b>	: Yitrium 90
<b><sup>153</sup>Sm</b>	: Samaryum 153
<b><sup>223</sup>Ra</b>	: Radyum 223
<b><sup>186</sup>Re</b>	: Renyum 186
<b><sup>201</sup>Tl</b>	: Talyum 201
<b><sup>18</sup>F</b>	: Flor 18
<b><sup>68</sup>Ga</b>	: Galyum 68
<b><sup>15</sup>O</b>	: Oksijen 15
<b><sup>11</sup>C</b>	: Karbon 11
<b><sup>57</sup>Co</b>	: Kobalt 57
<b><sup>133</sup>Xe</b>	: Xenon 133
<b><sup>60</sup>Co</b>	: Kobalt 60
<b><sup>67</sup>Ga</b>	: Galyum 67
<b><sup>133</sup>Ba</b>	: Baryum 133
<b>Ag</b>	: Gümüş
<b>α</b>	: Alfa
<b>β</b>	: Beta
<b>γ</b>	: Gama
<b>β-</b>	: Negatron
<b>β+</b>	: Pozitron
<b>SI</b>	: Uluslararası Birimler Sistemi
<b>ICRU</b>	: Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi
<b>M.K.S</b>	: Metre, Kilogram, Saniye
<b>Bq</b>	: Becquerel
<b>Gy</b>	: Gray
<b>Sv</b>	: Sievert

<b>mSv</b>	: Milisivert
<b>DNA</b>	: Deoksiribo Nükleik Asit
<b>VQ</b>	: Akciğer Taraması
<b>MRG</b>	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>PHA</b>	: Sinyal Yükseklik Analizörü
<b>CRT</b>	: Katot Işınları Tüpü
<b>LLD</b>	: Alt Seviye Ayırıcısı
<b>ULD</b>	: Üst Seviye Ayırıcısı
<b>ADC</b>	: Analog-Sayısal Çeviriciler
<b>LCD</b>	: Sıvı Kristal Gösterge
<b>PACS</b>	: Resim Arşivleme Ve İletişim Sistemi
<b>DVD</b>	: Dijital Video Disk
<b>CD</b>	: Kompakt Disk - Yoğun Disk
<b>PF</b>	: Pitch Faktörü



## ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
<b>Çizelge 2.1:</b> Radyasyon Birimleri .....	6
<b>Çizelge 2.2:</b> Nükleer Tıp görüntülemelerinde kullanılan izotoplar, kullanılan enerjileri, yarı ömürleri ve kullanıldığı tetkikler .....	10
<b>Çizelge 2.3:</b> Filtrelerin Görüntüleme Parametrelerine Göre Dizilimi .....	21
<b>Çizelge 4.1:</b> Ki-Kare Tablosu.....	51
<b>Çizelge 6.1:</b> Ki-kare verileri .....	67



## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1: DNA Yapısı ve Onarım Düzeni [Url_4].....	7
Şekil 2.2: Gama Kamere Sisteminin Bileşenleri Ve İşleyiş Sistemi [20] .....	12
Şekil 2.3: Gama Kameranın Blok Yapısı .....	13
Şekil 2.4: SPECT Sisteminin Kolimatörleri: (A) Paralel Delikli , (B) Diverjan , (C) Konverjan , (D) Pinhole [17].....	14
Şekil 2.5: Foto Çoğaltıcı Tüp [Url_9].....	15
Şekil 2.6: Nal(Tl) Kristali PMT Üzerine Yerleştirilmesi [Url_7].....	15
Şekil 2.7: Puls yükseklik analizörü (PHA) [18] .....	16
Şekil 2.8: SPECT Gama Kamera Bileşenleri (1).....	18
Şekil 2.9: SPECT Gama Kamera Bileşenleri (2).....	18
Şekil 2.10: SPECT Dedektörleri a) Tek Dedektörlü, b) İki Dedektörlü, c) Üç .....	19
Şekil 2.11: Dairesel ve Dikdörtgen Dedektörlerde Kesit Görüntü Boyutlarının İzdüşümü .....	20
Şekil 2.12: Bilgisayarda Görüntünün Resim Modunda Toplanması .....	20
Şekil 2.13: Bilgisayarda Görüntünün Liste Modunda Toplanması.....	21
Şekil 2.14: SPECT Cihazında Görüntü Oluşumu.....	24
Şekil 2.15: X ışın tüpü .....	24
Şekil 2.16: X-ışınları hastadan geçtikten sonra detektörlerde detekte edilmesi .....	25
Şekil 2.17: Görüntülerin HU Numaralarına Çevrilmesi [21].....	26
Şekil 2.18: Çoklu kesit BT Sistemi.....	27
Şekil 2.19: Çoklu kesit helikal bt sistemi.....	27
Şekil 2.20: PET Sisteminin Farklı Detektör Konfigürasyonları: (a) Tam halka dairesele ve sabit konfigürasyon, (b) Kısmi halka dairesele ve hareketli konfigürasyon, (c) Altıgen ve sabit konfigürasyon (düzlemsel detektör), (d) Gama kamera konfigürasyonu (hareketli düzlemsel detektör) [18] .....	28
Şekil 2.21: SPECT/BT Cihazı.....	30
Şekil 3.1: GATE / GEANT 4 Mimarisi .....	32
Şekil 3.2: GATE'de ışınlama yapılırken aldığımız bir görüntü.....	33
Şekil 3.3: GATE Akış Diyagramı .....	33
Şekil 4.1: Akış Diyagramı .....	47
Şekil 4.2: Kritik Değer Grafiği .....	50
Şekil 5.1: 0.5 cm'de alınan veri .....	53
Şekil 5.2: 1 cm'de alınan veri .....	54
Şekil 5.3: 1.5 cm'de alınan veri .....	54
Şekil 5.4: 2 cm'de alınan veri .....	55
Şekil 5.5: Öteleme verilerinin Hacim – Doz Grafiği.....	55
Şekil 5.6: 40000 Bq de alınan veri.....	56
Şekil 5.7: 35000 Bq de alınan veri.....	57
Şekil 5.8: 30000 Bq de alınan veri.....	57
Şekil 5.9: 25000 Bq de alınan veri.....	58
Şekil 5.10: 20000 Bq de alınan veri.....	58
Şekil 5.11: 15000 Bq de alınan veri.....	59
Şekil 5.12: Aktivite verilerinin Hacim – Doz grafiği.....	59
Şekil 5.13: Hava Dokusu İçin Alınan Veri .....	60
Şekil 5.14: Kan dokusu için alınan veri.....	61
Şekil 5.16: Plastik Dokusu İçin Alınan Veri .....	62

<b>Şekil 5.17:</b> Su Dokusu İçin Alınan Veri.....	62
<b>Şekil 5.18:</b> Doku verilerinin Hacim – Doz grafiği.....	63
<b>Şekil 6.1:</b> SPECT benzetimi ile olay üretimi sonucu elde edilen enerji dağılım histogramı .....	65

## ONKOLOJİK GÖRÜNTÜLEMEDE GATE YAZILIMI YOLUYLA SPECT/BT SİMÜLASYONLARININ DİNAMİK KAYNAKLAR ÜZERİNE UYGULANMASI

### ÖZET

Tıpta görüntüleme sistemleri klinik teşhis ve tedavi için önemli bir yer tutar. Sağlık açısından radyasyonu tanı amacıyla kullanılan birimler radyoloji ve nükleer tıp, tedavi kısmı ise radyoterapi ünitelerinde karşımıza çıkmaktadır. Tıbbi amaçla kullanılan iyonlaştırıcı radyasyon uygulamalarında amaç daha çok görüntü elde edebilme üzerinedir. Görüntüleme sistemleri genel olarak; X ışınları ve iyonize radyasyon kaynakları ile çalışır. Bilgisayarlı Tomografi, X ışını kullanılarak vücudun incelemeye alınan bölgesinin kesitsel görüntüsüne ulaşmamızı sağlayan radyolojik teşhis yöntemidir. SPECT ise; radyonüklid / radyofarmasötikler ile başta onkolojik hastalıklar olmak üzere hemen hemen tüm organ ve sistemlerde fizyopatolojik ve fonksiyonel değişikliklerin tanı amacıyla alınan görüntülerin sintigrafilerinin 3 boyutlu görüntüleme yöntemidir. SPECT ve BT' nin tek bir sistemde olması anormal metabolik aktivitenin uzaysal morfolojik ve patolojik ilintisini verir. Böylece görüntülerin en etkin derecede birlikte kaydedilmesi ve tek bir incelemeyle her iki sistemden görüntülerin elde edilmesi sağlanır.

Bu çalışmada, Avrupa Nükleer Araştırmalar Merkezi (CERN) tarafından geliştirilen Geant 4 benzetim yazılımı kapsamında oluşturulmuş GATE (PET&SPECT benzetim kütüphanesi) kullanılarak silindirik voxel fantomlar için SPECT/BT benzetimleri gerçekleştirilmiştir. Sanal ortamda oluşturulan kurulumlarda aktivite farklılığı, öteleme ve dokuların perdeleme etkileri araştırılmış; ROOT yazılımıyla analizler yapılarak enerji histogramları ve doz eğrileri elde edilmiştir. Elde edilen veriler, istatistiksel olarak incelendiğinde, bu tür etkilerin SPECT/BT görüntüleme de hangi değerlerde anlamlı farklılıklar yaratacağı ve sonuçları ortaya konulmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** *SPECT, BT, Hibrit Görüntüleme, Geant4, GATE*



## **IMPLEMENTATIONS OF DYNAMIC SOURCE MODELLING IN SPECT/CT SIMULATIONS WITH GATE FOR ONCOLOGICAL IMAGING**

### **ABSTRACT**

Medical imaging systems have an important place in the clinical diagnosis and treatment. In terms of health, radiology and nuclear medicine departments are the units that use the radiation for diagnostic purposes, and the radiotherapy departments are the ones use it in the treatment purposes. The main purpose of medical ionizing radiation applications is to obtain more sensitive and accurate images. In general, medical imaging systems work with X-rays and ionized radiation sources. Computerised tomography is a method of radiological diagnosis that allows us to obtain cross-sectional views of regions of the body that is under examination with applying X-rays. SPECT that is a 3D imaging method with scintigraphy of images, aimed to diagnose physiopathological and functional changes in almost all organs and systems, especially oncological diseases using radionuclide or radiopharmaceuticals. The fact that SPECT and CT are in a single system gives spatial morphological and pathological correlation of abnormal metabolic activity. This ensures that images are recorded together at the most efficient level and images are obtained from both systems with a single review.

In this study, SPECT / CT simulations for cylindrical voxel phantoms were performed using the GATE (PET & SPECT simulator library) developed under the Geant 4 simulation software created by the European Center for Nuclear Research (CERN). In the virtual installations, activity differences, displacements and screening effects of the tissues were investigated; Energy histograms and dose curves are obtained by analyzing virtual data with ROOT software. After analysing the obtained data statistically, the results are presented with the interpretation of the differences that may have significant effects for some values.

**Keywords:** *Spect, BT, Hybrid Imaging, Geant4, GATE*





## 1. GİRİŞ

Kanser tüm dünyada ve ülkemizde sağlık problemleri içinde, çok önemli bir yere sahiptir ve gelişmiş ülkelerde kalp hastalıklarından sonra ölüme sebebiyet veren nedenler arasında ikinci sırada yer almaktadır. Kanser tedavisindeki amaç, tüm diğer hastalıklardaki gibi hastalığın tümüyle vücuttan temizlenmesi, yaşam süresinin uzatılması ve yaşam kalitesinin artırılmasıdır.

Radyoaktivite ve radyasyon keşfedildiği ilk yıllardan itibaren sağlık alanında gerek tanı gerekse sonrasında tedavi alanlarında kendine önemli uygulama alanları bulmuştur. Nükleer Tıp, Radyasyon Biyolojisi ve Radyoterapi, Dozimetri ve Medikal Radyasyon Fiziği, beslenme ve sağlıkla ilgili çevresel çalışmalar bugün nükleer bilimlerin sağlık ile ilgili alanda önemli uygulama alanlarıdır. Nükleer Bilimlerin sağlıkla ilgili en gelişmiş alanlarından olan Nükleer Tıp'taki uygulamalar gün geçtikçe artış göstermektedir. Nükleer Tıp; hastaya ağızdan ya da damar yoluyla radyoaktif madde verilerek tanı ve tedavi yapmamızı sağlayan bilim dalıdır. Nükleer görüntüleme süreci, tek veya daha fazla görüntünün elde edilmesi için bir veri kümesine olanak sağlamaktadır. Çok görüntülü bir veri setinde, bir dinamik veri seti olarak adlandırılan bir zaman dizisi, bir radyofarmasötik ajan olarak vücudun hedef alanlarından geçerek radyasyon yayan bir dizi görüntü ile temsil edilir.

SPECT / CT'nin avantajı, birbirinden bağımsız olarak elde edilen veri setlerinin yan yana değerlendirilmesine kıyasla, bilgilerin her iki modaliteden piksel seviyesinde entegre edilmesidir.

Bu tez çalışmasında dinamik hedeflerin SPECT ile gözlenebilirliğine bakıldı. Bunların ne kadar gerçekçi oldukları Ki-kare analizi ile test edildi.

Tez çalışmasında onkolojik görüntülemelerde gate yazılımı yoluyla SPECT/BT simülasyonlarının dinamik kaynaklar üzerine uygulanarak elde edilen verilerin gerçek cihaz verileriyle eşleşmesi amaçlanmıştır.



## 2. TARİHSEL GELİŞİM

1895 yılında Alman fizikçi Prof. Dr. Wilhelm Conrad ROENTGEN X-ışınlarının keşfedilmesi radyoloji bilim dalının başlamasına vesile olmuş ve X-ışınlarının keşfi tıp alanında yeni bir ufuk açmıştır. Fakat X ışınları tıp alanında gelişim göstermiş olmasına rağmen bu alanda çalışan kişiler ve hastalar üzerinde olumsuz etkileri gözlenmiştir. [1]

Jean PERRİN, iyonlayıcı radyasyonların gazları iyonize ettiğini keşfettiği çalışmasıyla Nobel Fizik Ödülüne layık görülmüştür.

Doğadaki radyoaktif maddeleri keşfeden ünlü bilim adamı fizikçi Henri BECQUEREL'dir. Becquerel, beşeri iklim koşulları sebebiyle doğada bulunan uranyum, toryum, aktinyum ve radyum gibi radyoaktif maddeler tarafından salınan alfa, beta ve gama gibi radyoaktif ışınların canlılar üzerinde olumsuz etkilerini bulmuştur. Doğal ortamda da radyasyona maruz kaldığımızı söylemek mümkündür. X ışınlarını icad den fizikçinin 3 sene sonra yüksek dozda radyasyondan dolayı sağ elinde yaralar meydana gelmiş ve kısa süre sonrada kanser hastası olduğu tespit edilmiştir. Tedavi amaçlı eli kesilen Becquerel kısa süre sonra vefat etmiştir. Ünlü fizikçinin yaşadığı bu olaydan dolayı, 1933 yılından buyana radyasyon hasarlarına karşı tedbirler alınmaya başlanmıştır. [2]

Nükleer Tıp'ın tarihçesi, 1898'lili yıllarda Marie Curie ve Pierre Curie'nin ilk radyoaktivite olan radyumu bulmasına kadar uzanmaktadır. [3]

Uranyumun radyoaktif madde yayınımları bulan Henri BECQUEREL' den sonra Fransız fizikçi Marie CURIE de toryum tuzlarından radyoaktif madde yayınımlarını keşfetti. Bu iki bilim adamı 1903 yılında Nobel Fizik Ödülünü paylaşmıştır. Aynı zamanda 1911 Nobel Kimya ödülünü de Fransız fizikçi Marie CURIE almıştır. Radyasyon çalışmalarından dolayı yüksek doza maruz kaldığı için kan kanserine yakalanmış ve vefat etmiştir. Tarihte "bilim için kendisini öldüren kadın! denilmektedir. [Url\_1]

Nükleer Tıpta 1956 yılında Hal O. Anger'ın Talyum(Tl) aktive edilmiş Sodyum İyodür (NaI) kristalini kullanarak ilk kez Gama Kamerayı bulmasıyla o yıllarda bu alandaki en büyük gelişme yaşanmıştır.[4,5,6] Gama kamerada, iki boyutlu görüntülemelerde derinlik kavramıyla ilgili sıkıntılar meydana gelmiştir. Görüntünün derinlik sorununu

çözmek için teknolojiyi kullanılarak 1960' ın sonlarına doğru David E. Kuhl Pennsylvania Üniversitesinde geri yansıtma yöntemiyle çalışan Mark II isimli emisyon tomografi cihazını geliştirmiştir. [7,8]

Bu çalışmaların teknolojiyle beraber ilerletilmesiyle 1980'li yıllarda anatomik olarak ilişkilendirme ve zayıflama düzeltilmesi yapabilme yetisine sahip SPECT-BT cihazları üretilmeye başlanmıştır. [9]

## 2.1 Radyasyon

Radyasyon, bir kaynaktan gelen ve uzayda yolculuk eden ve çeşitli malzemelere nüfuz edebilen enerjidir. Radyasyon türleri elektromanyetik (ışık gibi) ve parçacık (hareket enerjisi olan kütle) şeklindedir. [Url\_3]

Bildiğimiz üzere maddenin ana yapısı atomlardan oluşur. Atom ise, proton ve nötronlardan oluşan bir çekirdek ile bunun çevresinde dönmekte olan elektronlardan oluşmaktadır.

Eğer, herhangi bir maddenin atom çekirdeğindeki nötronların sayısı, proton sayısından fazla ise bu maddeler kararsız bir yapı göstermekte ve çekirdeğindeki nötronlar dönüşerek  $\beta^-$  (negatron) yayarlar. Eğer protonların sayısı nötronlardan fazla ise protonlar dönüşerek  $\beta^+$  (positron) yayarlar. Atom çekirdeğinden ayrılan nötronlar ve protonlar kararlı olmayan atom çekirdeği gama ( $\gamma$ ) ışını yayar. Ağır çekirdekler alfa( $\alpha$ ) ışını yayabilir veya fizyon reaksiyona maruz kalabilirler. Bu tepkimelere etkin kalarak parçalanarak maddelere 'radyoaktif madde', çevreye yayılan alfa, beta ve gama gibi ışınlar ise radyasyondur. [10]

Özetlersek, radyasyon elektromagnetik dalgalar veya hızlı parçacıklar şeklinde yayılan enerjidir.

## 2.2 Radyasyon Türleri

### 2.2.1 İyonlaştırıcı radyasyon

İyonlaştırıcı radyasyon, çarptığı maddede, bu atom ya da molekül olabilir yüklü parçacıklar (iyonlar) meydana getirebilen ışımadır. İyon oluşması yani iyonizasyon olayı herhangi bir maddede meydana gelebileceği gibi insanlar dahil tüm canlılarda da oluşabilir. İyonlaştırıcı radyasyonlar, tedbirsiz davranıldığında tüm canlılar için hasar verebilecek radyasyon çeşitleridir. [11]

İyonlaştırıcı radyasyon çeşitleri;

### **2.2.1.1 Elektromanyetik radyasyonlar**

Elektromanyetik cihazlardan yayılan belli dalga boyuna sahip manyetik yayılımlardır.

### **2.2.1.2 Parçacıklı radyasyon**

Belli bir kütle ve enerjiye sahip çok hızlı hareket eden minik parçacıkları ifade eder. Parçacıklı radyasyonlar; alfa, beta ışınları ve serbest nötronlardır. Atom çekirdeğinde meydana gelen ışınlar alfa ve betadır. Serbest nötronlar her çeşit maddeye kolayca girebilen yüksüz parçacıklardır ve girdikleri maddelerdeki nötronlarla etkileşime girerek, alfa, beta, gama ve X gibi ışınlar meydana getirirler. Etkileşme gerçekleşikten sonra iyonlaşma gerçekleşmiş olur. [11]

### **2.2.2 İyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar**

#### **2.2.2.1 Optik radyasyonlar**

Görülebilir ışık seviyesinde veya yakın dalga aralıklarında yayılan ışınım şeklidir. Elektromanyetik ışınımın 100 nm-1 mm dalga boyu aralığına denk gelir. Optik radyasyon derin mesafelere kadar girciliğe sahip olmadıkları için cilt ve gözleri etkiler. [11]

#### **2.2.3 EMR nitelikli radyasyonlar**

Elektromanyetik radyasyon; enerjinin uzayda elektrik ve manyetik alanların birbirine dik salınımları şeklindeki hareketidir.  $\gamma$  ışınları, x ışınları, ultraviyole ışınları, görünür ışık, infrared radyasyon (ısı), mikrodalga ve radyo dalgaları elektromanyetik radyasyonlar grubuna girmektedir. [11]

### **2.3 Radyasyon Birimleri**

Radyasyon birimleri bize yaptığımız çalışmalarda hem sonuca ulaşmamız için hemde radyasyondan kaynaklı zararların hesaplanabilmesi için gereklidir. Uluslararası Radyasyon Birimleri komitesi (ICRU) radyasyon çalışmalarında sıkça kullanılan aktivite, ışınlama dozu ve dozeşdeğeri parametreleri için özel birimler tanımlamıştır.

**Çizelge 2.1: Radyasyon Birimleri**

Birimler	İcru Sistemine Göre	Sı Sistemine Göre	Dönüşüm
Aktivite Birimi	Curie, Ci	Becquerel, Bq	1 Ci = 3,7x10- 7 Bq
Işınlanma Dozu Birimi	Röntgen, R	Coulomb/kg, C/kg	1 Ci = 37 GBq 1 C/kg = 3876 R 1 R = 2,58x10- -4
Soğrulan Doz Birimi	Rad	Gray, Gy	1 Gy = 100 Rad 1 rad = 0,01 Gy
Doz Eşdeğeri Birimi	Rem	Sievert, Sv	1 Sv = 100 Rem 1 rem = 0,01 Sv

## 2.4 Radyasyonun Zararları

Hücre canlılığının yaşamsal faaliyetlerini gerçekleştirmesini sağlayan en küçük yapıdır. Benzer hücre yapısına sahip hücreler birleşerek dokuları, dokularda biraraya gelerek organları oluşturur. Organların biraraya gelmesiyle oluşan yapı ise sistemdir ki, bütün sistemlerin toplamında organizma meydana gelir.

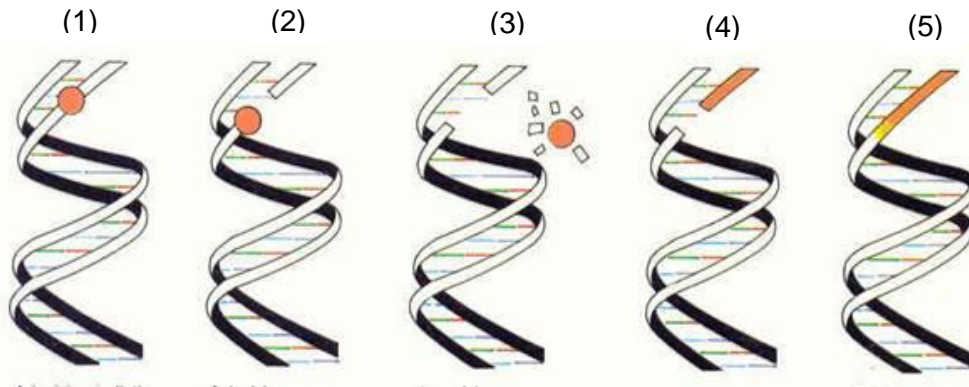
Vücuttaki hücrelerin her biri DNA adı ile adlandırılmış özel molekülleri barındırır. DNA molekülü, hücrenin tüm faaliyetlerini yöneten merkez gibidir. DNA'da meydana gelen olumsuzluklar canlı organizmalar tarafından onarılırlar. Bu hasarlar süreklilik yaşarsa canlı hayatı olumsuz yönde etkileyebilir. Örneğin DNA'da kendiliğinden olan farklılıklar insan vücudunda nizami olarak görülür ve vücudun onarma mekanizmaları tarafından düzeltilir. DNA'nın yapısını çevresel faktörler etkileyebileceği gibi kimyasal maddeler, madde ve sigara kullanımı, güneşten gelen zararlı ışınlar da etkileyebilir. Ayrıca radyasyon DNA'da; doz, doz şiddeti, radyasyonun türü, tedavilerde ışınlanan organ/doku, yaş ve sağlık durumu gibi hasarlar ortaya çıkarır. DNA sebebi ne olursa olsun hasara uğrarsa bu hasar hücrelerde istemsiz olarak çoğalma gösterebilir ve böylelikle tümör dediğimiz yapı oluşur. Bu istemsiz çoğalma üreme hücrelerinde gerçekleşirse kalıtsal sorunlar ortaya çıkar. İyonlaştırıcı radyasyon hücrelerin ölümüne sebebiyet vermesinden dolayı radyoterapi de kanserli hücrelerin

öldürülmesinde kullanılır. Bunun yanında tıbbi aletlerinde hijyeninin sağlanmasında ve bakterilerin imhasında da iyonlaştırıcı radyasyon kullanılır. [Url\_4]

Düşük dozlardaki radyasyon ışınlanmasının kanser yapma olasılığını düşünecek olursak, radyasyon dozu ne kadar düşük olursa olsun insan sağlığına zarar verme olasılığı vardır. Düşük dozların riski de o oranda küçüktür ve klinik etkileri kolaylıkla saptanamaz. Kansere neden olan ışınlanma ile hastalığın meydana gelmesi ve başlaması arasında çok uzun yıllar geçebilir. Sigara içmek, beslenme alışkanlığı, güneş ışınları gibi kansere sebebiyet veren birçok neden arasından söz konusu kansere radyasyonun neden olduğu hakkında karar verebilmek zordur.

Yapılan çalışmalarda Uluslararası Radyasyon Korunması Komitesi 1 mSv'lik doz başına düşen öldürücü kanser riskinin 1/100.000 olduğunu ileri sürmüşlerdir. (Sivert başına 1/100)

İngiliz bilim adamları 7,5 adet içilen sigaranın verdiği risk ile 1 mSv'lik radyasyonun verdiği riskin denk olduğunu araştırmışlardır. [Url\_4]



**Şekil 2.1:** DNA Yapısı ve Onarım Düzeni [Url\_4]

- 1) İyonlaştırıcı radyasyon yapı kaybı/bozulumu yapar.
- 2) Bütünün bozulması (endonuclease)
- 3) Bozulan yapının tekrar parçalara ayrılması (exonuclease)
- 4) Parçadan bütün oluşması (DNA polymerase)
- 5) Yenilenmiş DNA yapısı (ligase)

## 2.5 Radyoterapi

Radyoterapi iyonlaştırıcı radyasyon kullanılarak kanserli hücrelerin öldürülmesini sağlayan tedavi şeklidir. Radyoterapide tanımlanmış tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya zarar vermeden yada en az hasar alacak şekilde gerekli plan ve hesaplamalar yapılır. Radyoterapinin amacı; hastalıklı hücrelerin çoğalmalarını durdurmak, tümörü tamamen yok etmeye çalışmaktır. [12]

Radyoterapide daha önceki bölümlerde bahsettiğimiz gibi elektromanyetik ve parçacık tipindeki radyasyonlar kullanılır.

Radyoterapi 2 farklı şekilde uygulanmaktadır. Bu uygulamalar hastalığın bölgesine, seviyesine ve çeşitli sebeplere bağlı olarak uygulanır.

- Eksternal tedavi (uzak mesafeden yapılan tedavi): X ışınları,  $Co^{60}$ ,  $\gamma$  ışınları ve genellikle elektronlar kullanılan ve hasta yüzeyi ile kaynak mesafesi 5-350 cm ayarlanarak yapılan tedavidir.
- Brakiterapi (Yakın mesafeden yapılan tedavi):  $\gamma$  ışınları ve  $\beta$  parçacıkları doku arasına, cilt yüzeyine ve vücut boşluklarına koyularak yapılan tedavidir. Burada kullanılan kaynaklar kapalı kaynaklardır.

Vücutta farklı sebeplerden dolayı oluşan iyi huylu tümörler/lezyonlarada radyoterapi tedavisi uygulanabilir.

### 2.5.1 Tıpta kullanılan görüntüleme teknikleri

Tıpta kullanılan görüntüleme teknikleri 2 çeşittir. Radyasyon temelli -X ışınları ve radyasyon içermeyen görüntüleme teknikleri. Bunları ayıracak olursak;

Radyasyon içeren teknikler

1) Radyolojik yöntemler

- Grafiler (Direkt, Kontrastlı Grafiler)
- Konvansiyonel tomografi

2) Radyonüklid görüntüleme yöntemleri

- Sintigrafi
  - Tek foton emisyon görüntüleme ( 2 boyutlu, planar ve tüm vücut ise)
  - Spect (3 boyutlu)
  - PET

Radyasyon İçermeyen teknikler



- Ultrasonografi
- Manyetik Rezonans Görüntüleme

## 2.6 Nükleer Tıp Görüntüleme Yöntemleri

Nükleer Tıpta görüntüleme, dokuya hedefe özel radyoizleyici (radiotracer) alımını ve birikimini ölçerek sağlık durumunun belirlenmesine katkıda bulunacak seviyede moleküler ve hücrenel fonksiyonel bilgi sağlar. Böylece doku fonksiyonunun normal ve hastalık ile ilişkili durumlarını ve tedaviye yanıtı araştırmak için geniş bir araç dizisi sunar. [Url\_5]

Nükleer tıp uygulamaları Görüntülü ve Görüntüsüz tanı diye ayrılırlar.

1. Görüntüsüz Tanı Uygulamaları: Vücutta hedef doku/organa radyoaktif madde verilerek bu radyoaktif maddenin vücut dışarısından sayılmasıyla elde edilen tanı şeklidir. En bilinen uygulama alanı verilen radyoaktif iyot tiroitte toplanır. Belli zaman dilimlerinde tiroid bezinden alınan ölçümlerle bezin metabolik bilgilerine radyoaktif iyot uptake testi ile ulaşmak mümkündür.

Başta axilla (koltuk altı) olmak üzere metastazın ilk durağı olan sentinel lenf nodunu temizlemek için hastaya radyoaktif madde verilir ardından, hastanın koltuk altındaki lenf bezlerinin aktivitesi gama prob ile dedekte edilir ve yüksek ölçüm alınan alan tespit edilerek cerrahi operasyon yapılır. [13] Ameliyatlarda radyofarmasötik kullanılarak meme, paratiroid ve kolan kanseri tespitleri yapılması hekimlere çok büyük kolaylık sağlamaktadır.

2. Görüntülü Tanı Uygulamaları: Vücutta hedef doku/organa radyoaktif madde verilerek bu radyoaktif maddenin vücut dışarısından görüntülenmesiyle elde edilen tanı şeklidir. Görüntülü tanı uygulamalarında kullanılan cihazlar, SPECT, PET ve hibrit sistemler olan SPECT/BT ve PET/BT ile örneklendirilebilir. [Url\_6]

### 2.6.1 Genel klinik uygulamalar

Tüm vücut taraması; Kemiklerin metabolik aktivitesini değerlendirmek. Yaygın olarak onkoloji evreleme, artrit, kırıklar için kullanılır.

Miyokardiyal perfüzyon SPECT; egzersiz sırasında miyokarda kan akışını karşılaştırmak ve iskemi ve infarktüsün farklılaşmasına izin vermek için dinlenme.

Dinamik ve statik böbrek sintigrafileri; Böbreklerin perfüzyon ve drenajını belirlemek ve diferansiyel fonksiyonun hesaplanmasına izin vermek.

Akciğer ventilasyon/ perfüzyon sintigrafisi (VQ); Pulmoner emboli tanısı için akciğerlerin ventilasyon ve perfüzyonunun karşılaştırılmasına izin vermek.

Tiroid sintigrafisi; Tiroid hücrelerinin birarada görüntülenmesini sağlar. [Url\_5]

## 2.6.2 Emniyet

Radyasyonlu yerlerde çalışan kadınlar gebelik durumu oluştuğunda yönetime haber vermelidir. Emziren kadınların, gerçekleştirilmekte olan prosedüre bağlı olarak emzirmeyi durdurması gerekebilir. Bu, anne sütündeki radyofarmasötüğün atılmasına bağlıdır.

Çocuklar özellikle radyasyona karşı çok hassastır. Bu nedenle, çocuklarda mümkünse ultrason ve MRG gibi radyasyon görüntüleme yöntemleri kullanılmamalıdır. Pediatrik hastalarda Nükleer Tıp çalışmaları yapıldığında radyoaktif doz hastanın ağırlığıyla orantılandırılır [Url\_5].

**Çizelge 2.2:** Nükleer Tıp görüntülemelerinde kullanılan izotoplar, kullanılan enerjileri, yarı ömürleri ve kullanıldığı tetkikler

Radyonüklid	Foton Enerjisi(keV)	Yarı ömür	Yapılan Tetkikler
Teknesyum-99-m ( <sup>m99</sup> Tc)	140	6,02 Saat	Kemik, Böbrek Kalp
Talyum-201 ( <sup>201</sup> Tl)	71 / 135 / 167	73 Saat	Kalp
Flor-18 ( <sup>18</sup> F)	511	110 Dakika	PET-BT
Galyum-68 ( <sup>68</sup> Ga)	511	67,8 Dakika	PET-BT
İndiyum-111 ( <sup>111</sup> In)	171 / 245	67 Saat	Nöroendokrin Tümör
İyot-131 ( <sup>131</sup> I)	364	8,05 Gün	Tiroit
İyot-123 ( <sup>123</sup> I)	159	13,2 Saat	Feokromasitoma
Oksijen-15 ( <sup>15</sup> O)	511	122 saniye	PET-BT
Karbon-11 ( <sup>11</sup> C)	511	20,4 dakika	PET-BT

## 2.7 Gama Kameralar

Hastaya verilen radyofarmasötüğün, gama ışını şeklinde kolimatörden geçtikten sonra kristalde meydana getirdiği görünür ışığın elektronlarını, fotomultipliyer tüpler ile çoğaltarak bilgisayara yollayan ve bu çalışma prensibiyle radyofarmasötik dağılımını görüntüleyen cihazlar gama kamera olarak adlandırılırlar. [14,15]

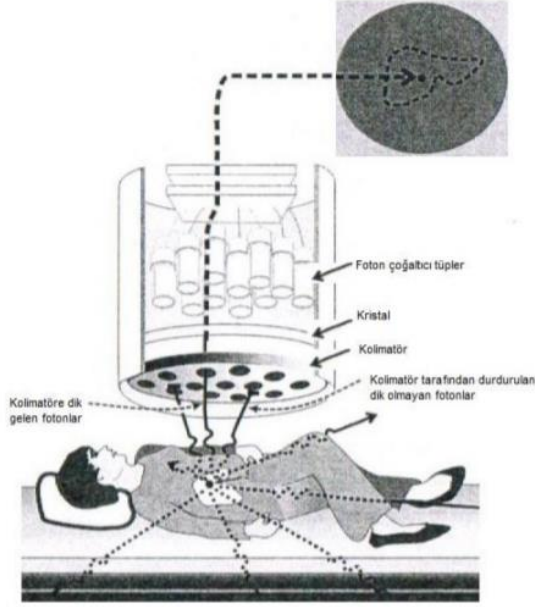
Günümüzde kullanılan gama kameralar, Nükleer Tıp ve BT görüntülerini birleştiren BT içeren hibrid cihazlardır.

Gama kameralar sintigrafik taramalar yaparak vücudun, tiroid, kalp, akciğerler ve diğer birçok bölümünün işleyişi konusunda detaylı teşhisler yapabiliriz.

Uygulamalarda kullanılan radyofarmasötikler; Teknesyum-99m (Tc-99m), Indiyum-111 (In-111), İyot-123 (I-123), İyo-131 (I-131), Talyum-201 (Tl-201) ve Galyum-67 (Ga-67) gibi radyoaktif maddelerdir. Bu maddeler gama ışınımı yaparlar. [16]

### 2.7.1 Gama kameranın sistematiği

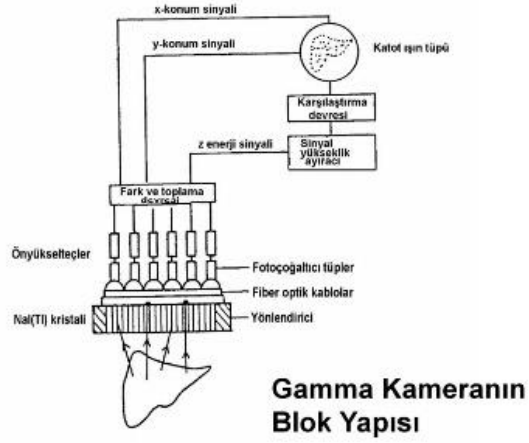
- Kolimatörler,
- Sintilasyon Kristali,
- Foto Multipliyer Tüp (PMT),
- Preamplifiyer (Ön Yükseltici),
- Amplifiyer (Yüksetici),
- Pozisyonlama Elektronik Devreleri,
- Sinyal Yükseklik Analizörü PHA ( Puls Height Analyzer),
- Katot Işınları Tüpü (CRT)



**Şekil 2.1:** Gama Kamere Sisteminin Bileşenleri Ve İşleyiş Sistemi [20]

### 2.7.2 Kolimatör

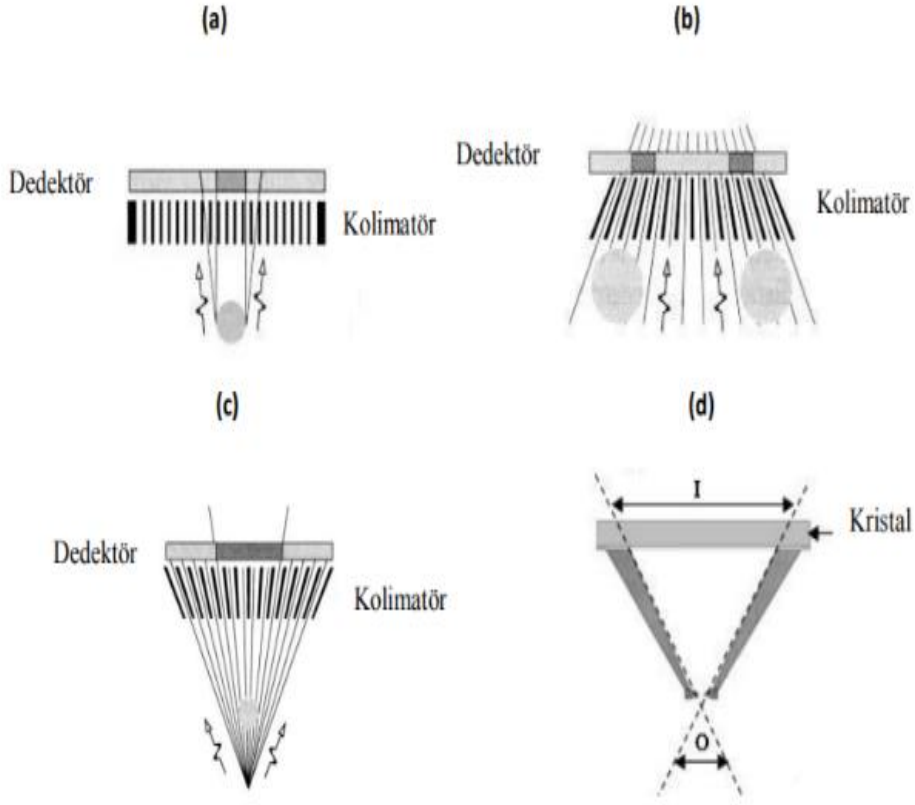
Radyofarmasötik tutulumundan yayılan fotonlar, farklı tiplerdeki kolimatörler tarafından yönlendirilir. Bu kaynak harici gelen fotonların kristallere ulaşmasını engelleyen parçalara 'kolimatör' denir. Kolimatörler elde edilen görüntülerin çözünürlüğünü yükseltir. Amaca uygun dizayn edilen kolimatörlerde yüksek atom numaralı materyaller tercih edilir. Bu sebeple genellikle atom numarası 84 olan kurşun; fotonları yüksek absorbe etme gücü, yumuşak, kolay şekillenendirilmesi, elde etme kolaylığı ve maliyetinin düşük oluşu nedeniyle tercih edilir. Farklı kalınlık ve aralıklarla yuvarlak ya da köşeli delik dizinlerinden oluşan bu kurşun yapı septa olarak adlandırılır. Delik çaplarının boyutları sayım değerlerini farklılaştıracağından sistem hassasiyetini etkiler. Büyük çaplı delikler hassasiyeti yükseltirken, küçük çaplı delikler hassasiyeti düşürür. Deliklerin uzunlukları görüntü rezolüsyonunu belirler. Delikler uzun olduğunda rezolüsyon artarken, delikler kısalduğunda azalır. Görüntülenmek istenen organın hacmi ve derinliğine göre de farklı yapıda dizayn edilirler.



**Şekil 2.2:** Gama Kameranın Blok Yapısı

Kolimatör çeşitleri;

- 1) Tek kanallı (delikli) (pinhole) kolimatör
- 2) Çok kanallı (delikli) kolimatör
  - a) Eğimli paralel kanallı (delikli) (slant hole) kolimatörler
  - b) Diverjan kolimatörler
  - c) Konverjan kolimatörler
  - d) Fan beam kolimatörler
  - e) Cone beam kolimatörler
  - f) Paralel kanallı (delikli) düz aralıklı kolimatörler
    - Düşük enerjili kolimatörler 150 keV 'den düşük enerjiler için,
    - Orta enerjili kolimatörler 150.000-300.000 eV arasındaki enerjiler için,
    - Yüksek enerjili kolimatörler 300.000 eV 'den fazla enerjiler için,
    - 511 keV enerjili anihilasyon fotonlarının görüntülenmesinde kullanılan ultra yüksek enerjili kolimatörler de vardır.



**Şekil 2.3:** SPECT Sisteminin Kolimatörleri: (A) Paralel Delikli , (B) Diverjan , (C) Konverjan , (D) Pinhole [17]

### 2.7.3 Kristal

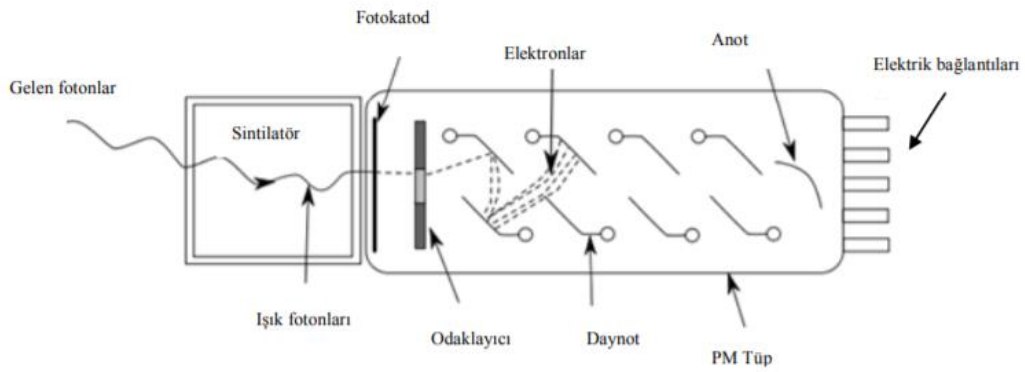
Yayılan ve kolimatörlerden geçiş yapabilen gama fotonlarını görünür ışığa dönüştürür. En çok Na(Tl) (Talyum aktive edilmiş Sodyum İyodür) tercih edilir. Oda sıcaklığında aktif görev yapabilmesi ve görünür ışık oluşum miktarını artırabilmesi için mol başına %0,1 – 0,4 Tl ile kirletilir ve dış etkenlerden zarar görmemesi için aliminyum koruyucu ile kaplanırlar. Kristalle PMT'leri birleştirmek ve optik yansımaları engellemek için optik gres yağı tercih edilir.

Na(Tl) avantajları;

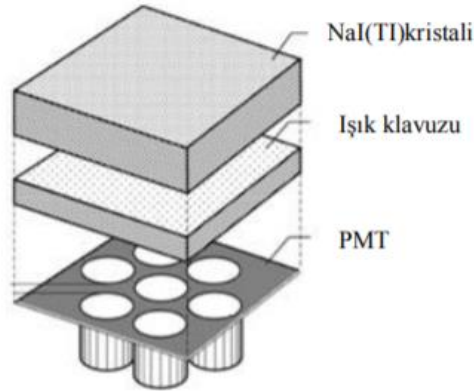
- Gama ve X ışınlarını iyi derecede içine hapseder.
- Yaklaşık 0.03 KeV enerji soğurulması düzeyinde görünür ışık fotonu salar.
- Sahip olduğu sintilasyonlarına karşı geçirendir, kendi soğurularak elde edilen sintilasyon kaybını minimum seviyeye indirir.
- Kendi yapısında radyasyon enerjisiyle orantılı saçılıma uğrar. Bundan dolayı enerji seçimi çalışmalarında kullanılır.

#### 2.7.4 Foto multiplayer tüpler (PMT)

Kristalden gelen sintilasyonlar fotokatodtan elektronlar koparır ve bu elektronlar fotoelektron adını alır. Görünür ışık fotonlarının fotokatodtan elektron oluşturma verimi  $1/3$ ' tür. PMT içinde uzun eksen boyunca karşılıklı ve çapraz yerleştirilmiş metal plakalar dinod olarak adlandırılır. Açığa çıkan serbest elektronlar dinodlara uygulanan yüksek (22-400 volt) pozitif voltaj etkisi ile hızlandırılırlar. Elektronlar dinodlara çarparak anoda doğru ilerlerler. Bu sayede hızlandırılmış her bir serbest elektronun sayısı ve şiddeti artar. Sayısı ve şiddeti artan elektronlar PMT çıkışında birikerek voltaj pulsunu oluşturur. PMT 'lere uygulanan yüksek voltajın stabilitesi çok önemlidir. Voltajdaki %1' lik dalgalanma bile çıkış voltajında %10' luk değişime sebep olur.



Şekil 2.4: Foto Çoğaltıcı Tüp [Url\_9]



Şekil 2.5: NaI(Tl) Kristali PMT Üzerine Yerleştirilmesi [Url\_7]

### 2.7.5 Amplifierler (Yükselteçler)

Amplifierler, preamplifierden çıkan elektrik pulslarını daha yüksek seviyeye çıkarırlar. Ayrıca preamplifierden gelen elektrik sinyalini farklı bir şekile sokup bu gürültüyü azaltma gibi bir görevi de vardır.

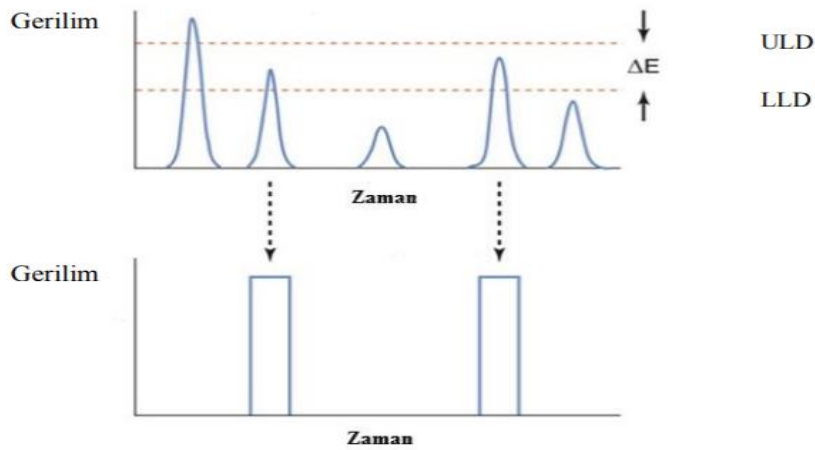
### 2.7.6 Pozisyonlama elektronik devreleri

Hastadan yayınlanan gama fotonlarının yayılma noktası ile ekranda oluşan organ görüntüsünün noktalarıyla uyuşmalıdır. Hastanın pozisyon bilgileri hatasız girilirse bu uyuşma güvenilir şekilde sağlanır.

Pozisyonlamanın detektör üzerinde doğru bir şekilde uygulanabilmesi için koordinat merkezi kristalin merkezi seçilir ve X ve Y eksenleri seçilmiş olur. Bu eksenler bize pozisyon bilgileri hakkında bilgi sağlar. Z eksenini ise total sinyali temsil eder. [Url\_8]

### 2.7.7 Sinyal (Puls) Yükseklik analizörü (PHA)

Detektörden çıkan elektrik pulsları, yükselteçte şekillendirildikten sonra puls yükseklik analizörüne (PHA) gönderilir. PHA'de iki tane elektrik pencere bulunmaktadır, bunlar alt seviye ayırıcısı (LLD) ve üst seviye ayırıcısı (ULD)'dir (Şekil 2.7). Bu iki pencerenin arasına ( $\Delta E$ ) gelen pulslar geçer ve mantık pulslarına çevrilir. Başka bir ifade ile PHA belli bir aralıktaki gelen pulsların geçmesine müsaade eder. Genelde radyasyon dedeksiyon detektörlerinde analizörün alt seviye ayırıcısı tam doğal fon seviyesinde ayarlanmaktadır. [18]



Şekil 2.6: Puls yükseklik analizörü (PHA) [18]



### 2.7.8 Katot ışını tüpü (CRT)

Elektronların bir tüp içerisinde yüksek hızla fırlatılarak ışığın oluşma mekanizmasıyla çalışan görüntü veren sistemdir. [Url\_8]

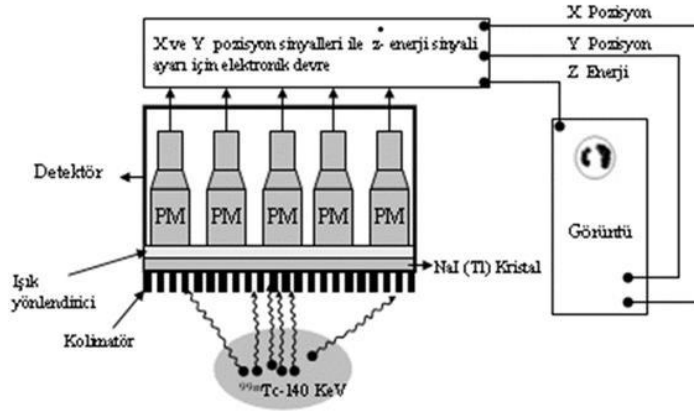
## 2.8 SPECT (Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi)

1917'li yıllarda Avustralyalı matematikçi J. Radon'un hazırlamış olduğu çalışması ile radon iki ya da üç boyutlu bir objenin farklı açılar altındaki görünümünün yeniden elde edilebileceği düşüncesini savunmuştur. 1922 yılında hasta üzerinde x ışını tüpü döndürülerek tomografi denemeleri yapılmıştır ancak üç boyutlu yapı tam anlamıyla tomografinin gelişiminden sonra anlam kazanmıştır.

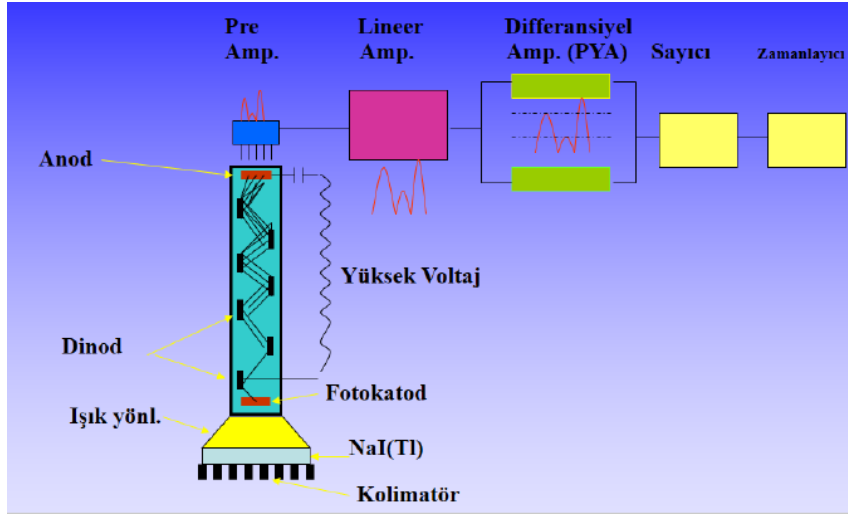
Tüm Nükleer Tıp cihaz sistemlerinde çalışma prensibi ve komponentleri benzer özellik gösterir. Radyofarmasötüğün tutulumundan yayılan fotonlar değişik yapılardaki kolimatörler tarafından yönlendirilir ve kolimatörler kaynak harici gelen fotonların kristale ulaşmasını önler. Kristal etkileşim yaptığı radyasyon ile orantılı olarak görünür ışık diğer bir adıyla sintilasyon meydana getirir. Bundan dolayı sintilasyon dedektörleri olarakta anılırlar. Meydana gelen sintilasyonlar foton çoğaltıcı tüplere (PMT) gelir PMT de elektrik akımına çevrilirler. Burada elektrik akım sinyalleri ölçüm yapılabilecek seviyeye kadar şiddetlendirilir. Elektrik akımı değişik amaçlı elektronik devrelerden geçer sayıcı ve zamanlayıcıya ulaşarak sintigrafik görüntülerin meydana gelmesini sağlar.

SPECT görüntüleme için:

- İyot- 123
- İyot- 131
- Talyum- 201
- Teknisyum- 99m (6 h / 140 keV) (En çok tercih edilen radyoaktif madde)



Şekil 2.7: SPECT Gama Kamera Bileşenleri (1)



Şekil 2.8: SPECT Gama Kamera Bileşenleri (2)

SPECT'de dedektörlerin toplam 360 ° dönmesi ile görüntü elde edilir.

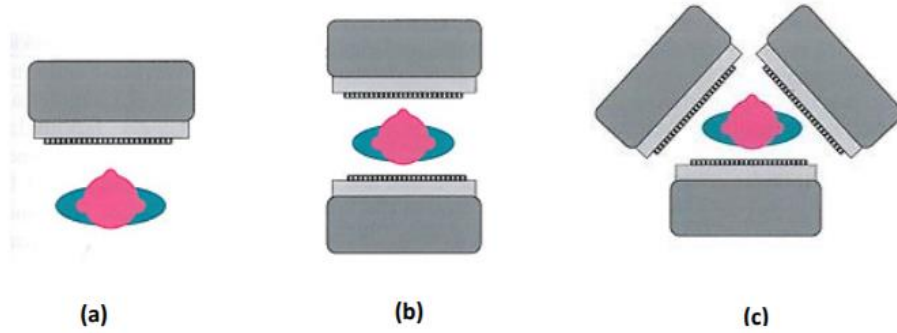
- Sayım profilleri filtrelenir ve geri projeksiyon (backprojection) elde edilir.
- Dijital ortamda saklanır.
- Foton azalımının etkisinden dolayı bu görüntüler gerçek dağılımı göstermez.
- Dokuda foton azalımının temel mekanizması compton saçılımıdır. (Sonuçta fotonun gidiş yönü ve enerjisi değişir.)
- Fotonun değişen yönü kayıp sayımla sonuçlanacaktır.
- Eğer foton kameranın görüş alanı içinde ise, saçılan foton dedekte edilir (yanlış lokalizasyon) geri projeksiyona neden olur. [19]

- Gama kamera ile SPECT arasındaki temel fark SPECT'in hasta etrafında rahatça dönebilen bir gantriye sahip olmasıdır.

1960 yıllarının başlarında farklı detektörler kullanılarak ilk SPECT cihazları tasarlanmıştır. Fakat 1970 yıllarında SPECT sistemlerinin temel bileşeni Anger gama kameraları olmuştur. Detektörün geniş alanı görme açısı sayesinde aynı anda birden fazla kesit bilgisinin elde edilmesi, bu sistemlerde mümkündür. İlk zamanlarda tek dedektörlü olarak tasarlanmış olan SPECT sistemi, ihtiyaç doğrultusunda 1990 yılından sonra iki ve üç dedektörlü olarak geliştirilmiştir.

Birden fazla detektör olmasının önemi:

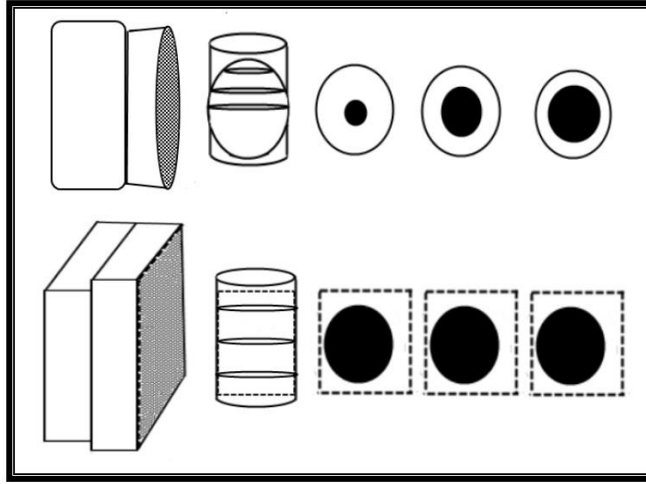
- Sayım veriminin artması ile görüntüler daha kısa bir sürede toplanabilir.
- Sayım veriminin artması sebebiyle yüksek ayırma güçlü kolimatörler kullanılabileceğinden yüksek ayırma güçlü görüntüler elde edilebilir.



**Şekil 2.9:** SPECT Dedektörleri a) Tek Dedektörlü, b) İki Dedektörlü, c) Üç Dedektörlü

İki dedektörlü SPECT de düzlemsel, tüm gövde taramaları ve tomografik incelemeler yapılırken, üç dedektörlü SPECT de genellikle beyin taramaları yapılır.

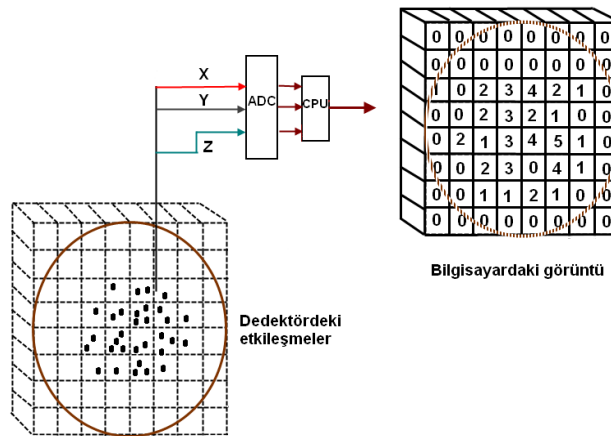
SPECT dedektörlerinde ilk zamanlarda dairesel olarak yapılan dedektör geometrisi günümüzde dörtgen olarak tasarlanmıştır. Dairesel dedektörlü taramalarda yapılan tüm açılarla elde edilen sonucun geometrisi küreseldir. Fakat dairesel dedektörde büyük alana sahip organların alt ve üst kısımlarından elde edilen görüntü dışarıya taşabilir. Teknolojik gelişim sonucu üretilen dikdörtgen dedektörle bu sorun çözümlenmiştir. (bk.Şekil 2.10)



**Şekil 2.11:** Dairesel ve Dikdörtgen Dedektörlerde Kesit Görüntü Boyutlarının İzdüşümü

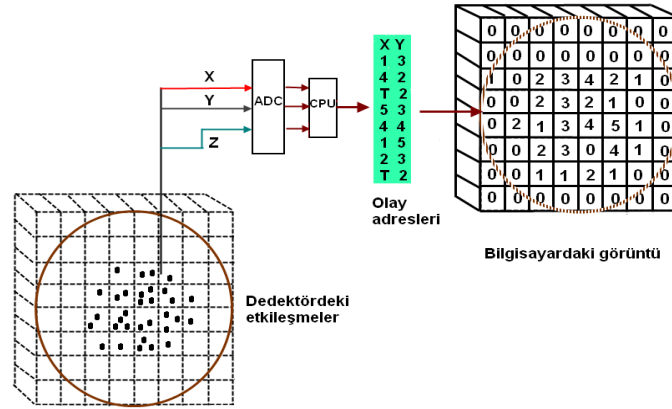
### 2.8.1 Bilgisayar Ünitesi

Bilgisayara girilen tüm ham verilere göre yapılan tarama işlemi sonucu 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 meydana gelen sayısal sinyaller görüntüyü oluşturur. Resim modunda görüntüleme de alınan bilgilerin bilgisayar hafızasında depo edildiği ardışık kutucuklar kümesine matris denir. Bu kutucukların her birine piksel denir. Gelen her bir X ve Y sinyali için karşılık gelen pikseldeki sayımlar bir arttırılır. X ve Y sinyallerinini ne zaman ADC'lerde işleneceği ve bilgisayarda piksel sayımının ne zaman arttırılacağı, bu sinyallere eşlik eden toplam Z sinyali ile belirlenir (bk. Şekil 2.12).



**Şekil 2.12:** Bilgisayarda Görüntünün Resim Modunda Toplanması

Liste modunda görüntüleme; sayısal hale getirilen X ve Y sinyallerinin değerleri geliş sıralarına göre hafızaya liste olarak yazılır. Kalpkası çalışmalarında kullanılan ECG(Elektrokardiyogram) ve zaman bilgileri bu listeye kayıt edilebilir. Tüm işlemler bittiğinde, görüntü bilgisayar ekranında istenilen bir matris boyutunda elde edilir. Bu özellik liste modunun en önemli üstünlüğüdür. Resim modunda elde edilen görüntüyle aynı değerdeki liste modunda elde edilen görüntünün bilgisayarda işgal ettiği hafıza çok daha fazla olup liste modunun en önemli sıkıntısıdır (bk.Şekil 2.13).



**Şekil 2.13:** Bilgisayarda Görüntünün Liste Modunda Toplanması

Sistemin elektronik yapısından veya radyoaktivitenin oluşumundaki istatistiksel dalgalanmalar, eksternal güç kaynakları, magnetik etkiler, elektrostatik etkileşimler bilgisayarda görüntü oluşurken istenmeyen sinyaller yani gürültüler meydana getirir. Ayrıca SPECT uygulamalarında yararlı sinyalleri muhafaza etmek, gürültünün kalitesiz sinyallerini silinmelidir. Görüntü kalitesini istenilen düzeyde alabilmek için farklı tipte filtreler kullanılır (bk. Çizelge 2.3).

**Çizelge 2.3:** Filtrelerin Görüntüleme Parametrelerine Göre Dizilimi

Parzen	Bartlett	Hamming	Butterworth	Ramp
Düşük gürültü	→	→	→	→
Düşük rezolüsyon	→	→	→	→
Görüntü yumuşaklığı	→	→	→	→
			Yüksek gürültü	
			Yüksek rezolüsyon	
			Digital imaj	

Daha çok veri daha büyük sinyal/gürültü oranı sağlar ve daha kaliteli görüntü elde edilir. Bu durumun tersine, düşük sayımlı çalışmalar daha çok gürültü etkisi ihtiva eder. Kenar keskinliğini büyütmek ve rezolüsyonu iyileştirmek için daha titiz filtreleme işlemi gerekir. SPECT'te en yaygın filtreler şunlardır:

- Ramp (yokuş) Filtreler: Görüntü rezolüsyonu en yüksektir ancak en fazla gürültü etkisi bu filtre oluşturur. Rekonstrüksiyondan sonra görüntü kontrastı artmasına karşın beraberinde halka artefakları oluşur.
  - Parzen Filtre: Rezolüsyonu en düşüktür. Ancak gürültü oranı da çok düşük olması sebebiyle ramp filtrenin karşıtıdır. Parzen filtre kullanmak görüntülerde çok fazla yumuşatma yapacağından görüntü içindeki lezyonlar maskelenmiş olur.
  - Bartlett ve Hamming Filtreler: Ham data kaynaklı gürültü etkisinin yol açtığı istatistik dalgalanmaları azaltmak için yumuşama etkisinin az olduğu durumlarda tercih edilir. Tl-201, Ga-67 ve kemik görüntülenmesinde kullanılır.
  - Butterworth Filtre: SPECT rekonstrüksiyonunda en sık kullanılan filtredir. Görüntülerde kenar keskinliği ve yumuşama etkisi arasında başarılı denge sağlar. Kalp, beyin, karaciğer ve akciğer rekonstrüksiyonlarında sıklıkla tercih edilir. SPECT rekonstrüksiyonlarında çok yönlü kullanım avantajına sahiptir.
- [20]

### **2.8.2 Hasta İnceleme Masası**

Dedektör vasıtasıyla hastanın belirlenen pozisyonda vücudunun bölümlerinin incelendiği kısımdır. Gantry boşluğu içerisinde hareket edebilmesi taraması yapılacak alanın özelliğine göre belirlenir.

### **2.8.3 Gantry**

Tomografi cihazlarındaki insanın içine girdiği ve hastanın etrafında bir tam tur yada yarım tur yapan tünel geometrisine sahip sistemdir.

### **2.8.4 Tarayıcı Sistem**

Bu sistem, gantry ünitesiyle bağlantılı olup kolimatör ve dedektörlerden oluşur.

### **2.8.5 Görüntüleme Ünitesi**

Renkli ve yüksek görüntü netliğine sahip ve bir yazılımla monitöre bağlı LCD 'dir. Hastanelerde arşivleme yapmak için DICOM 3.0 ile PACS birbirlerine bağlıdır. Monitör üzerindeki görüntü; DVD, CD veya kâğıt film üzerine de aktarılabilir.

## 2.9 SPECT'te Görüntü Kalitesini Etkileyen Parametreler

### Fiziksel Parametreler

- Gama ışınlarının azalım gösterme problemi
- Saçılan fotonlar
- Gürültü parametresi
- Sistem rezolüsyonu

### Matematiksel Parametreler

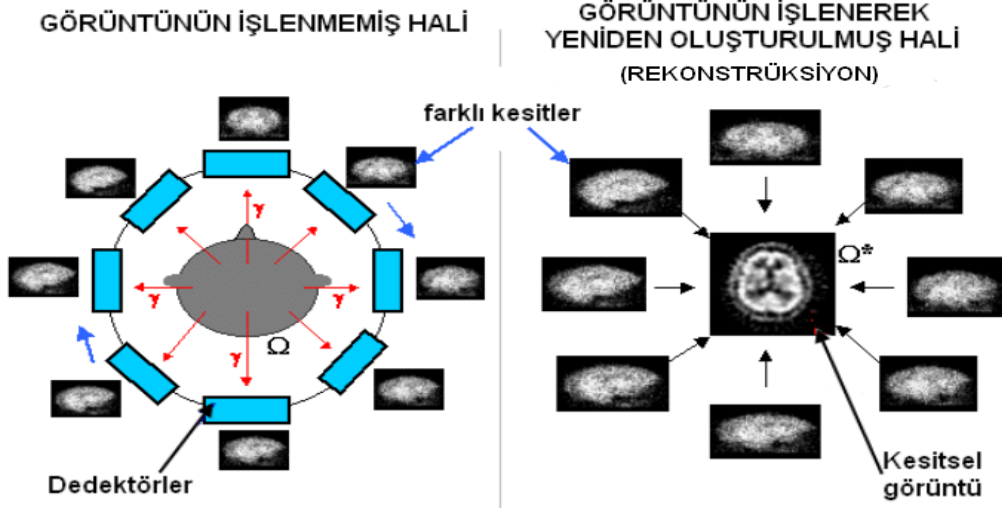
- Kullanılan filtre tipi ve cut off (kesim frekansı) ( $f_c$ ) frekansı

### Fizyolojik Parametreler

- Hastanın hareketi
- Radyoformasiğin hastadaki zamana bağlı değişimi
- Görüntülenecek organın bir bölümünün dedektörün görüş alanı dışında kalması (hastanın hacmine bağlı olarak)

### Gama Kamera - Kolimatör Sisteminden Kaynaklanan Durum Parametreleri

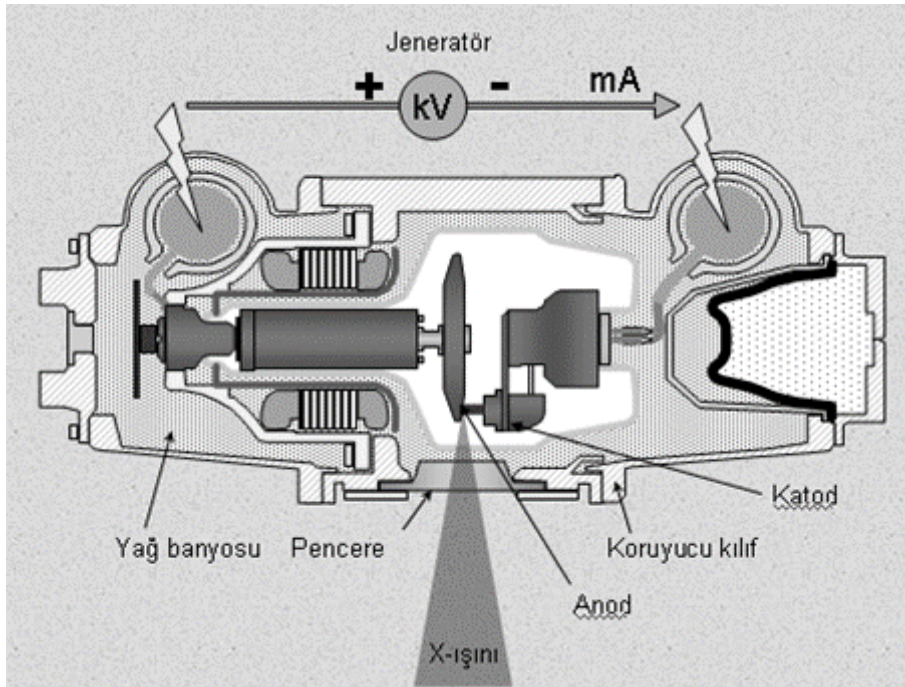
- Sistem hassasiyeti
- Sistem rezolüsyonu
- Sistemin kalibrasyonu ve kalite kontrolü
- Bölgesel hassasiyet hataları
- Kolimatör etkinliğinin kolimatör yüzeyinden çoğalan mesafe ile farkı
- Dönme merkezi ile ilgili hatalar
- Homojenitedeki hatalar



Şekil 2.14: SPECT Cihazında Görüntü Oluşumu

## 2.10 BT ( Bilgisayarlı Tomografi) Cihazı ve X ışını Tüpü

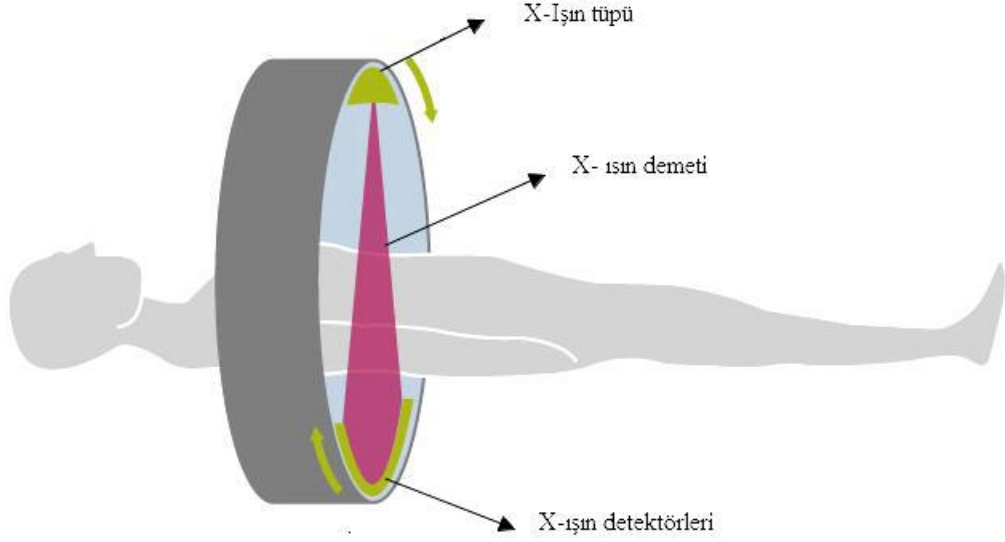
Bilgisayarlı tomografi fikri 1963 yılında Cormack Bilgisayarlı tomografi fikrini ortaya atmış ve radyolojide yeni bir gelişme sağlamıştır. 1971 yılından günümüze kadar kullanmış olduğumuz bilgisayarlı tomografi sisteminin ise ilk başarılı klinik uygulamasını G.Hounsfield gerçekleştirmiştir. BT sistemi genelde dört bölümden meydana gelmektedir. Bunlar; gantri, X-ışın tüpü, dedektör dizisi ve hasta yatağıdır.



Şekil 2.15: X ışın tüpü



Farklı açılarda görüntü elde etmek için ve kesit görüntüleri elde etmek için kullanılan gantrinin içine karşılıklı yerleştirilen kısmını X ışını tüpü oluşturur.

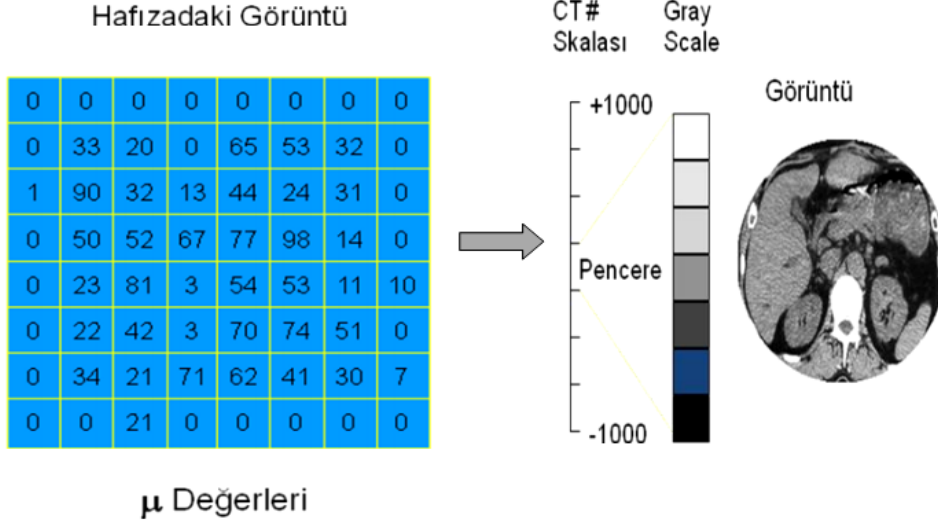


**Şekil 2.16:** X-Işınları hastadan geçtikten sonra detektörlerde detekte edilmesi

Dedektörlere ulaşan x ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun farklı dokularında farklı oranlarda azalıma uğrar (bk.Şekil 2.16). Hastadan geçmeyip azalıma uğramayan x ışınlarını ölçmek için bu detektörlerden bir tanesi referans olarak kullanılmaktadır. Yani azalıma uğrayan (N) ve uğramayan ( $N_0$ ) X ışınları birbirleri ile mukayese edilerek azalım katsayısı ( $\mu$ ) şu şekilde hesaplanır.

$$N=N_0 \exp(-\mu t) \quad (1)$$

Burada t, x ışınların geçtiği kalınlıktır. Ölçülen azalım katsayıları sistemin belleğinde bir görüntü olarak kayıt edilir (bk.Şekil 2.17).

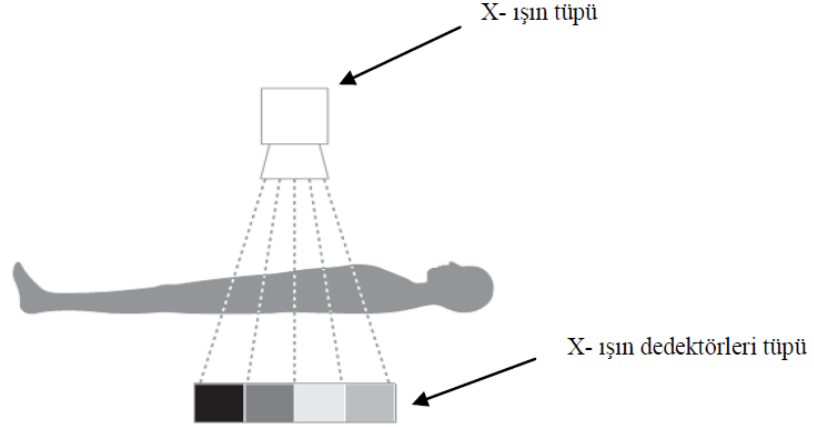


**Şekil 2.17:** Görüntülerin HU Numaralarına Çevrilmesi [21]

Azalım katsayıları kesit görüntülerini meydana getirir. Bu katsayılar daha sonra Hounsfield Numaralarına (Hounsfield Units) dönüştürülür. Belirli bir HU aralığı istenilen gri seviyede görüntülemenin amacına göre gösterilir. Şekil 2.17’de rakamlar keyfi olarak alınmıştır, gerçek  $\mu$  değerlerini temsil etmemektedir.

### 2.10.1 BT Sistemin Tasarım Özellikleri

Üç ana kısımdan oluşan BT cihazında, hasta masası gantri boşluğuna girip çıkabilen bir sitemde tasarlanmıştır. Hasta yatağı, farklı açılarda görüntü toplama işlemini bitirdikten sonra bir miktar ilerler. Böylece hastanın incelenmek istenen bölgesinden panoramik görüntüler alınabilir. X ışını tüpünden çıkan X ışını demeti hasta vücudunu geçerek detektörlere ulaşır. Dedektörler vücuttan geçebilen X ışınlarını algılar, analog/dijital verilere dönüştürerek bilgisayarın hafızasına gönderir (bk.Şekil 2.18).



**Şekil 2.18:** Çoklu kesit BT Sistemi

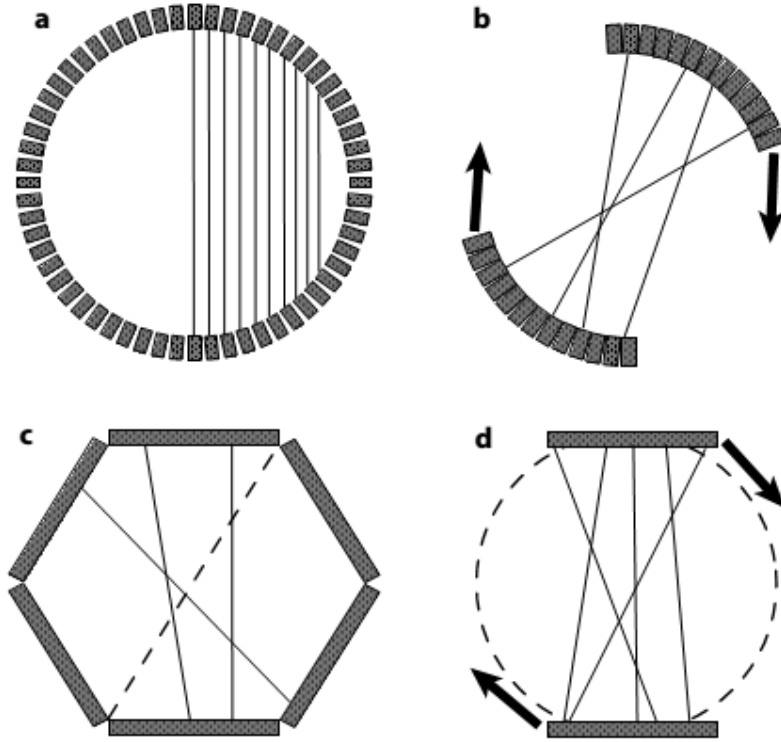
Daha sonraki sistemlerin dizaynında gantrinin dönme ve hasta yatağının sürekli hareketleri senkronize edilmiş ve helikal tomografiler üretilmiştir (bk.Şekil 2.18).



**Şekil 2.19:** Çoklu kesit helikal bt sistemi

## 2.11 PET( Pozitron Emisyon Tomografisi)

Genel olarak, PET sistemleri blok detektörler halinde tasarlanır. Blok detektörler halka çapı 80-90 cm civarı olan kısmi veya tam geometride halkalar şeklinde yerleştirilir. Tam geometrideki halkaların geometrik yapısı dairesel veya altıgen şeklindedir. Yeni PET sistemlerinde blok detektörler karşılıklı olarak yerleştirilmiştir ve bu dedektörlerde kısmi halka geometri kullanılır. PET sistemlerinin bazı detektör yapılandırılmaları şekil 2.11'de gösterilmektedir. Yeni PET sistemlerinde tüm vücut taramalarında görüş alanı bilgisayar ile kontrol edilmektedir ve aksiyel yöndeki görüş alanı sabittir. Tüm vücut taraması için, hasta çeşitli pozisyonlarda yerleştirilebilir. PET sisteminin tasarımı farklı olması sebebiyle, tüm vücut taraması için aksiyel görüş alanı değişmektedir. [18]



**Şekil 2.20:** PET Sisteminin Farklı Detektör Konfigürasyonları: (a) Tam halka dairesel ve sabit konfigürasyon, (b) Kısmi halka dairesel ve hareketli konfigürasyon, (c) Altıgen ve sabit konfigürasyon (düzlemsel detektör), (d) Gama kamera konfigürasyonu (hareketli düzlemsel detektör) [18]

## 2.12 SPECT ve PET Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Her iki yöntemin teknik farklılıklarının yanı sıra araştırılan bölgeye veya hastalığa bağlı olarak değişen avantajları/dezavantajları vardır. Teknik olarak, SPECT ile gama ışınları vererek bozulan herhangi bir radyoizotopun kullanılabilmesi mümkün iken PET tekniğinde F-18, Ga-68 ve C-11 gibi pozitron ışınımı verebilecek radyoizotopları elde etmek için siklotronlara ihtiyaç duyulması önemli bir farklılıktır. Buna karşılık; SPECT sistemi PET' e göre daha basit, fakat görüntü kalitesi ve verimi daha düşüktür. SPECT ile elde edilen ışınımın yol boyunca zayıflamaya uğraması ışının takip edilmesini zorlaştırır. Dolayısıyla SPECT yönteminde bu tür hataların giderilmesi amacıyla yazılımsal düzeltme algoritmaları üzerinde çalışılmaktadır. SPECT, X-ışını kullanan BT görüntüleme ile kıyaslandığında foton yoğunluğu açısından zayıftır.

Sonuç olarak; hem SPECT hem de maliyetli ve pahalı bir yöntem olarak PET medikal çalışmalarda farklı alanlarda yer bulabilmektedir: SPECT/BT yöntemleri daha çok

Nükleer Tıp alanında organların ve lezyonların lokalizasyonunu daha iyi belirler ve tanıda daha doğru bilgiye ulaşmamızı sağlarken; PET yöntemi ise tümör ve metastazların görüntülenmesini sağlar. [22]

### **2.13 SPECT/BT Cihazlarının Gelişimi**

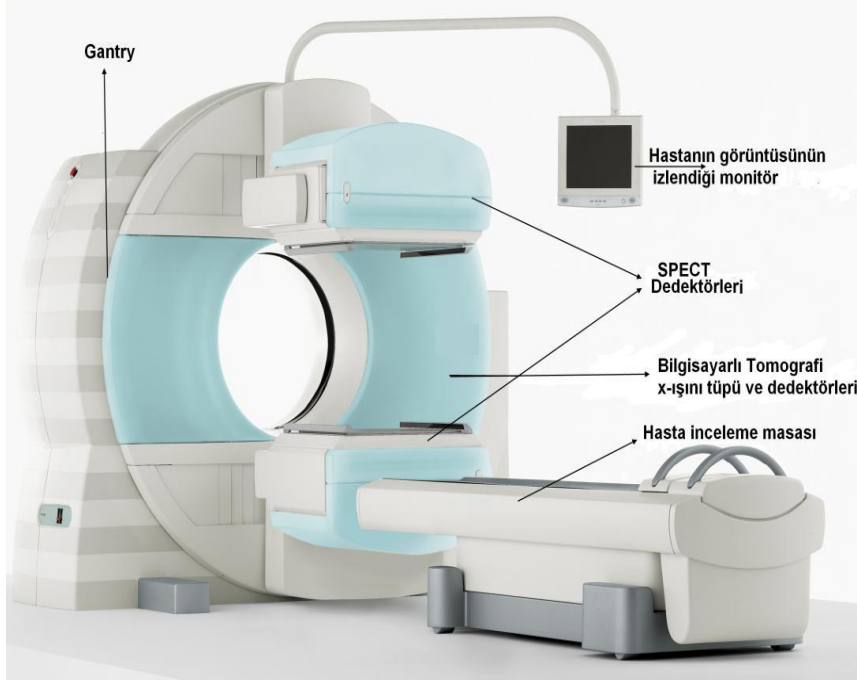
SPECT/BT fonksiyonel ve anatomik hasta bilgilerini tek bir görüntüde yakalayabilen hibrit görüntüleme teknolojisidir. SPECT görüntülerinin bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri ile kombine edilmesi, anatomik ile fonksiyonel bilgiyi direkt birleştirerek daha iyi lokalizasyon ile sintigrafik bulguların bulunmasını sağlar.

Hibrit SPECT/BT cihazındaki ilk çalışmalar Dr. Hasegawa ve arkadaşları tarafından California üniversitesinde araştırılmış ve klinik çalışmalar için ilk SPECT/BT cihazı bu ekip tarafından kurulmuştur. İlk ticari SPECT/BT cihazı ise 1999 yılında geliştirilen GE Hawkeye sistemine aittir. [23]

Bilgisayarlı tomografinin SPECT görüntüleri üzerinde; SPECT görüntülerinde sintigrafik ayırımı yapılamayan ve yeri tam olarak bulunamayan anatomik yapıların ve tümörlerin lokalizasyonun doğru olarak tespitinin yapılabilmesi ve atenüasyon düzeltilmesi yapılabilmesi en önemli iki özelliğidir. SPECT çekimlerinde detektör görüntülemek istediğimiz organın etrafında projeksiyon görüntülerini alırken farklı projeksiyonlardan kaydedilen sayımlar da farklı olur. Çünkü organdan çıkan fotonlar detektöre gelirken her seferinde farklı yoğunluktaki dokulardan geçerek ilerlerler ve her seferinde farklı atenüasyona maruz kalır. BT görüntüleri elde edildiğinde bu farklı yoğunluktaki dokular normalize edilerek atenüasyon düzeltme işlemine tabii tutulur. Hastanın etrafında aktif olan X ışını tüpü dönerken hasta masası da sabit hızla ilerlerken alınan BT tarama Spiral BT' dir. X- ışınları vücut dokularını geçerken ışınların bir kısmı soğurularak zayıflar. BT sistemi tüpten çıkan ışınların şiddetini ölçerken vücut dokularından zayıflamış olarak çıkan X-ışınlarının şiddetini de ölçmektedir. Bu iki şiddetin birbirine oranı ile zayıflama katsayısını bulunmaktadır. BT bilgisayarı her doku için bu işlemi ayrı ayrı hesaplar ve atenüasyon düzeltmesini yapmaktadır. Atenüasyon düzeltmesi BT'nin SPECT görüntüleri üzerindeki en önemli fonksiyonlarından biridir.

SPECT/BT' de radyasyon korunmasının daha kolay olmasının ve görüntülerde proses (görüntülerin işlenmesi) olanaklarının daha fazla olmasının sebebi düşük enerjili radyonüklitler kullanılmasındandır. SPECT/BT böyle birçok avantajlar sağladığı için günümüzde giderek yaygınlaşan ve gelişen bir görüntüleme tekniği olmuştur.

SPECT/BT'nin yaygın olarak kullanıldığı yerler; nöroendokrin tümörlerin yerlerinin belirlenmesi, MIBG sintigrafisi, ektopik tiroit dokusu araştırması, lenfosintigrafi ve sentinel lenf nodu görüntülenmesi, kemik sintigrafisi (metastaz), karaciğer hemangioma tanısı, reseptör görüntülemidir. [24]



**Şekil 2.21:** SPECT/BT Cihazı

#### 2.14 Hibrit SPECT/BT'nin Sağladıkları

- Organlar ve lezyonların lokalizasyonunu daha iyi belirler.
- Bu teknolojinin en önemli avantajlarından biri, anatomik görüntülerin foton azalım düzeltmesinde kullanılmasıdır.
- Hastaya spesifik azalım düzeltmesi kullanılır.
- Daha doğru nicel değerlendirme elde edilir.
- Tanı da daha doğru sonuca ulaşılır. [14]

### 3. GATE/GEANT4 SİMÜLASYON YAZILIMI

**Geant4** (Geometry And Tracking v4); maddeden geçen ve etkileşen her türlü parçacığın benzetimini yapan C++ tabanlı bir framework (kod kütüphanesi) tür. CERN tarafından geliştirilmiştir. [Url\_11]

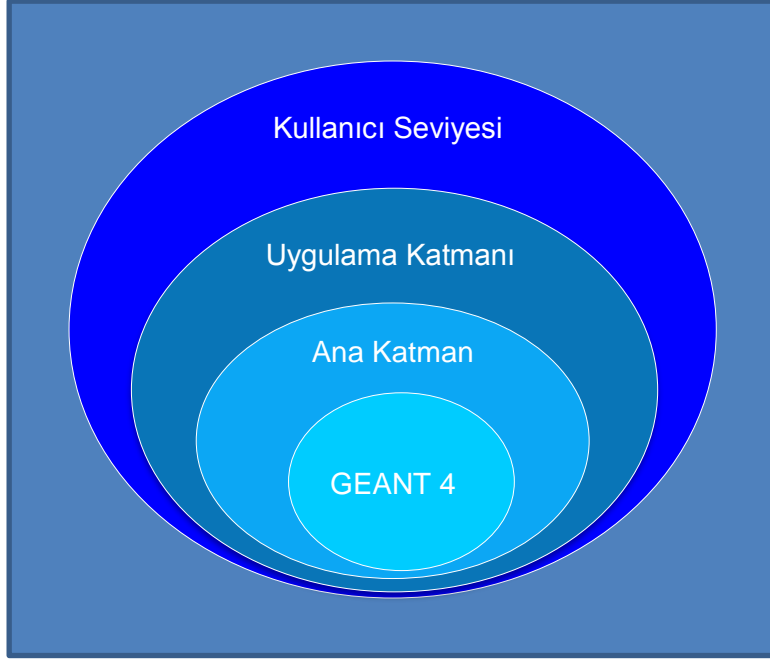
Bir nükleer fizik deneyinin benzetimi için tanımlanmış olması gereken öğeler;

- Demet
- Hedef
- Detektör
- Fiziksel Etkileşimler
- Analiz Kuralları

GATE (OpenGATE Collab.), medikal fizik benzetimlerini Geant4 kod kütüphanesi kullanarak gerçekleştiren açık kaynak kodlu yazılımdır. Dünyanın önde gelen medikal fizik laboratuvarlarının ortak girişimi ile geliştirilmiştir. [Url\_9]

GATE ile öntanımlı geliştirilen SPECT, PET gibi cihaz benzetimlerinin makrolar yardımıyla kontrol edilmesi mümkündür. ROOT, ASCII ile birlikte ECAT7 ve LMF gibi çıktı formatlarını destekler. Bilimsel çalışmalarda kullanımı öne çıkmaktadır.

Genellikle prototip modelleme, optimizasyon ve algoritma yaratma gibi amaçlarla kullanılmaktadır.

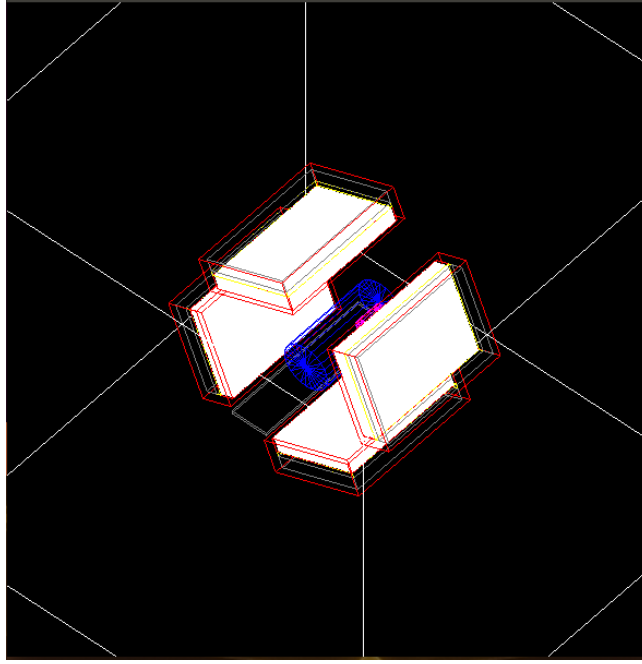


**Şekil 3.1:** GATE / GEANT 4 Mimarisi

Uyguladığımız Spect Benzetimi;

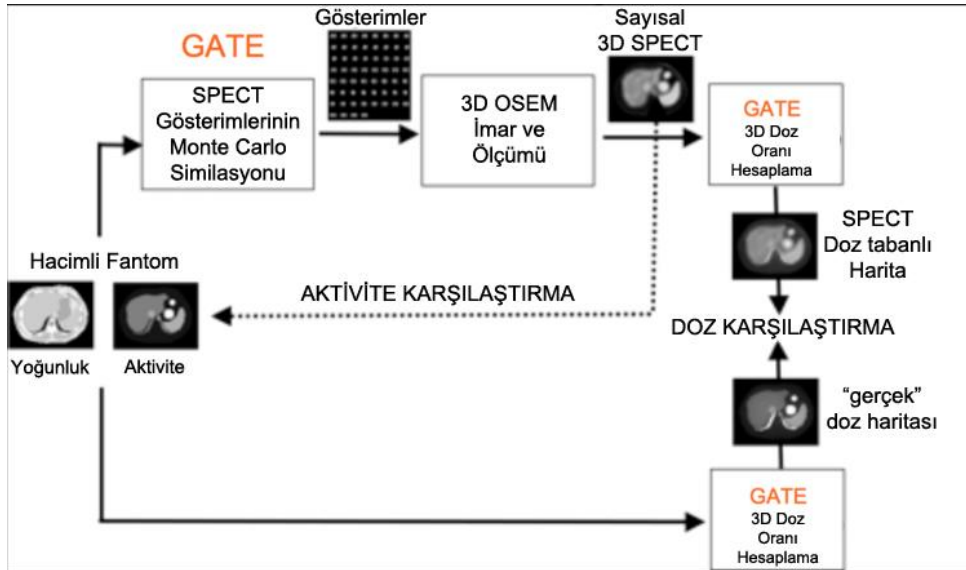
- SPECT tarayıcı sistem, SPECT kafa sistemi ile tanımlanır.
- Kamerada 4 kafa ve paralel kolimatör ile Nal kamera bulunur.
- Kameranın bir yörünge de hareketi tanımlanır.
- Yatağın ve fantomun yer değiştirmesi tanımlanır.
- Fantom: Su silindiri
- Kaynak: Gama 140 keV
- Dinamik veri alımı: 37.5 saniyede 16 kare





Şekil 3.2: GATE’de ışınlama yapılırken aldığımız bir görüntü

### 3.1 Kurulum Sistem/ Yapılandırma



Şekil 3.3: GATE Akış Diyagramı

### 3.2 Gate Modülleri

GATE, C++ tabanlı Geant4 kod kütüphanesini kullanarak oluşturulmuş benzetim kodlamalarını içerir. Çeşitli laboratuvarlar tarafından oluşturulmuş bu benzetim kodlamaları GATE makroları yoluyla yönetilir. Makrolar aşağıdaki gibi tanımlanması gereken standart bloklardan oluşmalıdır. Bu kısımlar;

- Geometri ; benzetimlerin tüm nesnelere uzayda kapladığı alanlar 3 boyutlu olarak /gate/...../geometri/... şeklinde tanımlanmalıdır. SPECT benzetimi için nesnelere; deney alanı (World), kolimatör, masa, zırhlama, kristal geometrileri, fantom, kaynak olarak seçilmiştir.
- Malzemeler; kullanıcının isteği doğrultusunda kullanılır. Biz çalışmamızda GATE yazılımında ön tanımlı olarak yer alan Hava, Su, Plastik, Kan, Vücut materyallerini kullandık. Standart materyal su olarak seçilmiştir.
- Kesim ve Varyans Azaltma Teknikleri; Üretim eşiği, adım sınırlayıcı ve özel kesimler olmak üzere incelenir. X-Işını, fotoelektrik işleminde elektronları keser ve arttırır.
- Kaynak ve parçacık yönetimi; Bir kaynağın bir GATE benzetimine dahil edilmesi için, kullanıcının kaynak ile ilgili ışın enerjisi, konumu, aktivitesi ve geometrisinin özelliklerinin tanımlanması gerekir. Kaynaklar genellikle sınırlamalar (confinement) içinde tanımlanır. Bu sınırlamalar noktasal kaynağın bulunduğu geometri ile birlikte tanımlanmalıdır. Örneğin; /gate/source/SourceConfinement/gps/{type, shape, Radius, halfz, angtype ...} komutları kullanılmalıdır.
- Kristal (Alıcı); Bu kısımda kullanılan materyal NaI 'dür. Uzunlukları 1 cm, 19 cm ve 28 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.

### 3.3 Spect Paketi Simülasyonu

Biz bu araştırma da;

```
#G E O M E T R Y

/gate/world/geometry/setXLength 100 cm

/gate/world/geometry/setYLength 100 cm

/gate/world/geometry/setZLength 100 cm
```

Geometrinin X,Y ve Z koordinatlarını 100 cm olarak seçtik.

```
# Scanner Head

/gate/world/daughters/name SPECThead

/gate/world/daughters/insert box

/gate/SPECThead/geometry/setXLength 7. cm

/gate/SPECThead/geometry/setYLength 21. cm

/gate/SPECThead/geometry/setZLength 30. cm

/gate/SPECThead/placement/setTranslation 20.0 0. 0. cm

/gate/SPECThead/setMaterial Air

/gate/SPECThead/repeaters/insert ring

/gate/SPECThead/ring/setRepeatNumber 4

/gate/SPECThead/moves/insert orbiting

/gate/SPECThead/orbiting/setSpeed 0.15 deg/s

/gate/SPECThead/orbiting/setPoint1 0 0 0 cm

/gate/SPECThead/orbiting/setPoint2 0 0 1 cm

/gate/SPECThead/vis/forceWireframe
```

Tarayıcı ; SPECT cihazının bölümlerindedir. Geometri olarak 7 x 21 x 30 cm'lik küp oluşturulmuş; hava materyali kullanılmıştır. X üzerinde 20.0 cm' lik hareket olanağı sağlanmıştır.

```
# Shielding

/gate/SPECThead/daughters/name shielding

/gate/SPECThead/daughters/insert box

/gate/shielding/geometry/setXLength 7. cm

/gate/shielding/geometry/setYLength 21. cm

/gate/shielding/geometry/setZLength 30. cm |
```

Koruyucu; SPECT cihazının bölümlerindedir. Geometri olarak 7 x 21 x 30 cm' lik küp oluşturulmuş; kurşun materyali kullanılmıştır.

```
# Collimator

/gate/SPECThead/daughters/name collimator
/gate/SPECThead/daughters/insert box
/gate/collimator/geometry/setXLength 3. cm
/gate/collimator/geometry/setYLength 19. cm
/gate/collimator/geometry/setZLength 28. cm
/gate/collimator/placement/setTranslation -2. 0. 0. cm
/gate/collimator/setMaterial Lead
/gate/collimator/vis/setColor red
/gate/collimator/vis/forceWireframe
/gate/collimator/daughters/name hole
/gate/collimator/daughters/insert hexagone
/gate/hole/geometry/setHeight 3. cm
/gate/hole/geometry/setRadius .15 cm
/gate/hole/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/hole/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/hole/setMaterial Air
/gate/hole/repeaters/insert cubicArray
/gate/hole/cubicArray/setRepeatNumberX 1
/gate/hole/cubicArray/setRepeatNumberY 52
/gate/hole/cubicArray/setRepeatNumberZ 44
/gate/hole/cubicArray/setRepeatVector 0. 0.36 0.624 cm
/gate/hole/repeaters/insert linear
/gate/hole/linear/setRepeatNumber 2
/gate/hole/linear/setRepeatVector 0. 0.18 0.312 cm
```

Kolimatör; SPECT cihazının bölümlerindedir. Geometri olarak 3 x 19 x 28 cm' lik küp oluşturulmuş; hava materyali kullanılmıştır. X üzerinde -2 cm' lik hareket olanağı sağlanmıştır.

```
# CRYSTAL

/gate/SPECThead/daughters/name crystal

/gate/SPECThead/daughters/insert box

/gate/crystal/geometry/setXLength 1. cm

/gate/crystal/geometry/setYLength 19. cm

/gate/crystal/geometry/setZLength 28. cm

/gate/crystal/placement/setTranslation 0. 0. 0. cm

/gate/crystal/setMaterial NaI

/gate/crystal/vis/setColor yellow
```

Kristal; SPECT cihazının bölümlerindedir. Geometri olarak 1 x 19 x 28 cm' lik küp oluşturulmuş; NaI materyali kullanılmıştır.

```
# BACK-COMPARTMENT

/gate/SPECThead/daughters/name compartment

/gate/SPECThead/daughters/insert box

/gate/compartment/geometry/setXLength 2.5 cm

/gate/compartment/geometry/setYLength 19. cm

/gate/compartment/geometry/setZLength 28. cm

/gate/compartment/placement/setTranslation 1.75 0. 0. cm

/gate/compartment/setMaterial Glass

/gate/compartment/vis/setColor grey
```

Back-compartment; SPECT cihazının bölümlerindedir. Geometri olarak 2.5 x 19 x 28 cm' lik küp oluşturulmuş; cam materyali kullanılmıştır. X üzerinde 1.75 cm' lik hareket olanağı sağlanmıştır.

```
# TABLE
/gate/world/daughters/name table
/gate/world/daughters/insert box
/gate/table/geometry/setXLength 0.6 cm
/gate/table/geometry/setYLength 8. cm
/gate/table/geometry/setZLength 34. cm
/gate/table/placement/setRotationAxis 0 0 1
/gate/table/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/table/placement/setTranslation 0. -5.3 0. cm
/gate/table/moves/insert translation
/gate/table/translation/setSpeed 0. 0. 0.04 cm/s
/gate/table/setMaterial Glass
/gate/table/vis/setColor grey
```

Masa; SPECT cihazının bölümlerindedir. Geometri olarak 0.6 x 8 x 34 cm' lik küp oluşturulmuş; cam materyali kullanılmıştır. Y üzerinde -5.3 cm' lik hareket olanağı sağlanmıştır.

```
# PHANTOM
/gate/world/daughters/name Phantom
/gate/world/daughters/insert cylinder
/gate/Phantom/geometry/setRmax 5. cm
/gate/Phantom/geometry/setRmin 0. cm
/gate/Phantom/geometry/setHeight 20. cm
/gate/Phantom/placement/setTranslation 2. 0. -6. cm
/gate/Phantom/moves/insert translation
/gate/Phantom/translation/setSpeed 0. 0. 0.04 cm/s
/gate/Phantom/setMaterial Water
/gate/Phantom/vis/setColor blue
/gate/Phantom/vis/forceWireframe
```

Fantom; SPECT cihazının bölümlerindedir. Silindirik bir geometriye sahiptir. Su, hava, kan, plastik ve vücut materyali kullanılmıştır. X üzerinde 2 cm' lik ve Z üzerinde -6 cm' lik hareket olanağı sağlanmıştır.

```
# SOURCE

/gate/Phantom/daughters/name movsource
/gate/Phantom/daughters/insert cylinder
/gate/movsource/geometry/setRmax 2. cm
/gate/movsource/geometry/setRmin 0. cm
/gate/movsource/geometry/setHeight 5. cm
/gate/movsource/placement/setTranslation 2. 0. -6. cm
/gate/movsource/setMaterial Water
/gate/movsource/vis/setColor magenta
```

Kaynak; SPECT cihazının bölümlerindedir. Silindirik bir geometriye sahiptir. Su materyali kullanılmıştır. X üzerinde 2 cm' lik ve Z üzerinde -6 cm' lik hareket olanağı sağlanmıştır.

```
# DOSE A C T O R

/gate/actor/addActor SimulationStatisticActor SSA
/gate/actor/SSA/save SSA.txt

/gate/actor/addActor DoseActor DAVW
/gate/actor/DAVW/save Dose.root
/gate/actor/DAVW/attachTo SPECThead
/gate/actor/DAVW/stepHitType random
/gate/actor/DAVW/setDoseAlgorithm VolumeWeighting
/gate/actor/DAVW/setResolution 2 2 2
/gate/actor/DAVW/enableDose true
/gate/actor/DAVW/enableSquaredDose true
/gate/actor/DAVW/enableUncertaintyDose true
```

DoseActor, biriken enerjinin, depolanan dozun ve verilen bir hacimdeki hedeflerin 3D görüntülerini oluşturur.

```
# D E F I N E   T H E   S O U R C E
/gate/source/addSource SourceConfinement
/gate/source/SourceConfinement/gps/type Volume
/gate/source/SourceConfinement/gps/shape Cylinder
/gate/source/SourceConfinement/gps/radius 2. cm
/gate/source/SourceConfinement/gps/halfz 14.5 cm
/gate/source/SourceConfinement/gps/centre 0. 0. 0. cm
/gate/source/SourceConfinement/gps/particle gamma
/gate/source/SourceConfinement/gps/energy 140. keV
/gate/source/SourceConfinement/setActivity 15000. Bq
/gate/source/SourceConfinement/gps/angtype iso
```

Aktivite verilerini elde edebilmek için kaynağı 15000 Bq' den 40000 Bq' e kadar 5000 Bq aralıklarla alarak aktivite verilerini elde ettik.

```
# D I G I T I Z E R
/gate/digitizer/Singles/insert adder
/gate/digitizer/Singles/insert blurring
/gate/digitizer/Singles/blurring/setResolution 0.10
/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; fiziksel okumaları modelleme yapar.

```
# O U T P U T

/gate/output/root/enable

/gate/output/root/setFileName benchSPECT

/gate/output/root/setRootSinglesAdderFlag 1

/gate/output/root/setRootSinglesBlurringFlag 1

/gate/output/root/setRootSinglesSpblurringFlag 1

/gate/output/root/setRootSinglesThresholdFlag 1

/gate/output/root/setRootSinglesUpholderFlag 1

#/gate/output/ascii/setOutFileSinglesAdderFlag 0

#/gate/output/ascii/setOutFileSinglesSpblurringFlag 0

#/gate/output/ascii/setOutFileSinglesBlurringFlag 0

#/gate/output/ascii/setOutFileSinglesThresholdFlag 0

#/gate/output/ascii/setOutFileSinglesUpholderFlag 0
```

Output da Root formatında dosyalar aldık.

```
# R A N D O M

# JamesRandom Ranlux64 MersenneTwister

/gate/random/setEngineName Ranlux64

#/gate/random/setEngineSeed default

#/gate/random/setEngineSeed auto

/gate/random/setEngineSeed 123456789

#/gate/random/resetEngineFrom fileName

/gate/random/verbose 1
```

Kullanıcı 'Seed' parametresini belirler. Bu parametre rastlansal sayı üretiminde başlangıç koşulunu belirtir. Böylece farklı çalıştırmalar için farklı seed parametresi kullanılarak önceki çalıştırmalardan farklı veriler elde edilebilir.

```
# P R O J E C T I O N

/gate/output/projection/enable

/gate/output/projection/setFileName YourProjection

/gate/output/projection/pixelSizeX 0.904 mm

/gate/output/projection/pixelSizeY 0.904 mm

/gate/output/projection/pixelNumberX 128

/gate/output/projection/pixelNumberY 128
```

Projeksiyon da X ve Y' nin boyutu 0.904 mm ve numaraları 128' dir.

```
# E X P E R I M E N T

/gate/application/setTimeSlice      05. s

/gate/application/setTimeStart      00. s

/gate/application/setTimeStop       20. s
```

Biz öteleme verilerini elde edebilmek için TimeSlice ve Timestartı 0 saniyeden başlatarak 0,5 saniye aralıklarla 20 saniyeye kadar arttırarak öteleme verilerimizi elde ettik.

Simüle edilmiş 4 gama kameralı SPECT cihazı herhangi bir gerçek sisteme doğrudan karşılık gelmez. Ancak 30 kBq  $^{99m}\text{Tc}$  ile doldurulmuş bir iç silindir (2 cm çapında, 5 cm uzunluğunda) ile suyla doldurulmuş bir silindirik fantom (5 cm çapında ve 20 cm uzunluğunda) içerir. Fantom bir masada (0.6 cm kalınlığında, 8 cm genişliğinde ve 34 cm uzunluğunda) uzanır. Simüle edilmiş veri alımı sırasında, masa ve fantom, 0.04 cm s<sup>-1</sup>'de bir araya gelir. Sabitleme (Confinement), hayalet hareketi ile senkronize edilen kaynak dağılımını korumak için kullanılır. Gama kamerasının dört kafasının tamamı aynıdır ve paralel delikli kurşun kolimatörden oluşur (delik çapı: 0.3 cm kolimatör kalınlığı: 3 cm ve septa kalınlığı: 0.6 mm), 1 cm kalınlığında NaI kristal, 2.5

cm kalınlığında arka bölme Perspektsten ve 2 cm kalınlığında bir kurşun koruyucu ile donatılmıştır. Benzetim 7 cm'lik bir dönme açısı ve 0,15 derece' lik bir hız ile dairesel bir yörünge boyunca elde edilen 64 projeksiyondan (kafa başına 16 çıkıntı) oluşur. Her biri 4 gamma kamera kafasının 16 pozisyonunu simüle etmek için her biri 37.5 saniyelik on altı çalışma gerçekleştirilir.

Düşük enerji elektromanyetik işlem paketi, fiziği modellemek için kullanılır. Gama dönüştürme etkileşimleri kapalıyken Rayleigh, fotoelektrik ve Compton etkileşimleri açıktır. Benzetimi hızlandırmak için, x-ışını üretim kesimi 20 keV olarak ayarlanmıştır ve ikincil elektronlar takip edilmemektedir. Fantom, kolimatör, arka bölme, ekranlama ve masadaki kompton olaylar kaydedilmektedir. Kristalde tespit edilen tüm olaylara bir Gauss enerjisi bulanıklığı, 140 keV'de %10'luk bir enerji çözünürlüğü kullanılarak uygulanır. Fotomultipliklerin ve ilgili elektroniklerin sınırlı uzaysal çözünürlüğü, 2 mm'lik standart sapma ile Gauss bulanıklığı kullanılarak modellenmiştir. Sadece 20 ile 190 keV arasında bir enerji ile tespit edilen fotonlar saklanır. [25]



## 4. YÖNTEM

### 4.1 Benzetim Verileri

Çalışmamızda, GATE yazılımına ait SPECT benzetimini 3.3 bölümünde gösterilen makro yardımıyla 0 - 20 saniye aralığında 5 s. gantri dönme aralıklarıyla çalıştırarak veri alımı gerçekleştirdik. Tekrarlanan çalıştırmalarda gerçekleşen veri alımları sırasında ilgili makroyu 3.bölümde anlatıldığı gibi değiştirerek aşağıdaki amaçlarla ilgili etkilerin ortaya çıkmasını sağladık;

- i.) Kaynağın öteleme (yer değiştirme) etkisini araştırmak
- ii.) Doku ve materyallerin kaynak üzerinde perdeleme etkisini araştırmak
- iii.) Kaynağın aktivite değişimini araştırmak

Çalışmanın son bölümünde, verilerin analizine ve istatistiksel parametrelerin hesaplanmasına aşağıda verilen ayrıntılar ışığında devam edilmiştir.

### 4.2 Analiz Kodlaması ve Akış Şeması

Bu çalışmanın analiz kısmında; GATE yazılımından elde ettiğimiz .root formatındaki verilerden gerekli olan histogramları üretmek için oluşturduğumuz başlıca 2 root makrosundan yararlandık;

- ProfileAnalysis.C: Her veri için ROOT içinde MakeClass metodu kullanılmış ve önce şablon analiz kodu oluşturulmuştur. GATE yoluyla alınan Öteleme, Doku (perdeleme) ve Aktivite değişim verileri sırasıyla koddan geçirilerek uzaysal dağılımların enerjiye göre histogramları (5. Bölümde sunulmuştur) elde edilmiştir.
- DoseAnalysis.C: Benzer şekilde ROOT kütüphanesinin MakeClass metodu kullanılarak oluşturulmuş ancak veriler üzerinden doz – hacim hesaplaması yapılmıştır. 0 noktası etrafındaki kübik hacim hesaplanmış, hesaplanan hacme düşen enerji miktarı kaydedilmiştir. Hacim üzerinden bir döngü yoluyla 0 noktası etrafındaki hacim küçültülmüş ve toplam enerjiye tekrar bakılmıştır. Bu verilerin çizdirilmesi ile doz-hacim histogramları elde edilmiştir.

- Sayısallaştırma (Dijitizasyon): Sayısallaştırma, bir tarayıcının içindeki bir dedektörün elektronik tepkisinin benzetiminin yapılması işlemidir. Bu işlem yüklü parçacık ve foton etkileşimlerinin hesaplanmasının yanısıra tesadüfi sayıların eklenmesini de içerir. Sırasıyla Hit okuyucu, Puls çevirici, Kullanıcı modülü ( Enerji-Zaman Çözünürlük Çevrimi), Ölü zaman, Random Etkiler gibi işlemlerden geçilerek sayısallaştırma gerçekleştirilir. Enerji Çözünürlüğü etkisi –SPECT için- hesaplanırken; E enerjili bir pulsa Gaussyen bulanıklaştırması uygulanır. Dolayısıyla puls, bir Gaussyen olmak üzere FWHM değeri  $R \times E$ 'dir. R değeri enerji çözünürlüğü olmak üzere;

$$R = \frac{R_0 \sqrt{E_0}}{\sqrt{E}}$$

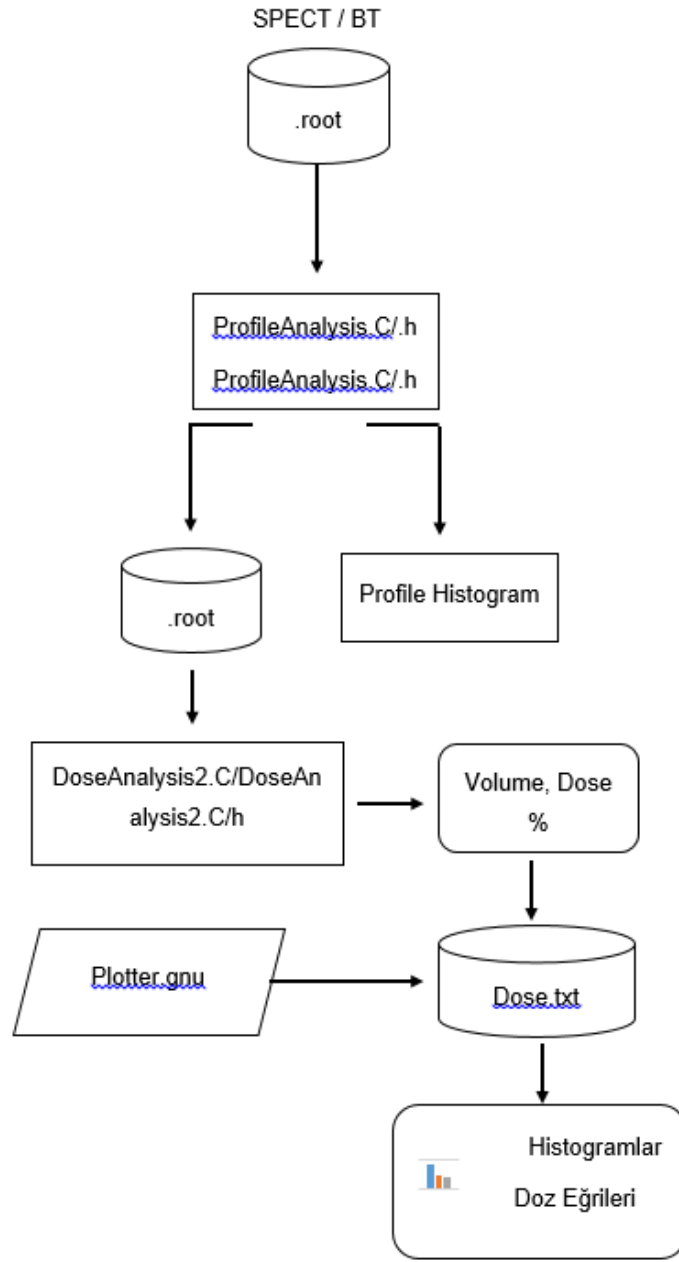
$R_0$  kullanıcının  $E_0$  enerjisi için tanımladığı (aradığı) çözünürlük değeridir. Fotomultiplier destekli photo detektör kullanıldığı durumda enerji çözünürlüğü değeri aşağıdaki gibi hesaplanmıştır. [26]

$$R = \sqrt{2.35^2 \frac{1.1}{N\eta\epsilon} + R_i^2}$$

- Doz Hesaplama: Benzetim sırasında silindirik fantoma uygulanan ışınlamadan sonra absorbe edilen doz yüzdesi SPECT detektörüyle elde edilen E enerjisi verileri üzerinden aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$\frac{dE}{dV} = \frac{d\left(\frac{E_0 - E}{E_0}\right)}{d\left(\frac{\pi a^3}{V_0}\right)}$$

V hacim elemanı ve E enerjisi değişimi hesaplanırken;  $V_0$  silindirik fantomun maksimum (ilk) hacmi,  $E_0$  ise karşılık gelen (ışınlamanın gerçekleştirildiği maksimum) enerji değeridir.



**Şekil 4.1:** Akış Diyagramı

### 4.3 Ki-Kare Analizi

İstatistik yöntemlerden Ki-kare analizi, benzetim sonunda fazla sayıda istatistiğe sahip olunması (~10000 entry) ve iki niceliğin birbirinden ayrımının anlamlılığına bakılması bakımından uygulanmak üzere seçildi. Genel olarak Ki-kare testinde ayrımına bakılacak nicelikler gözlenen frekanslar (G) ve beklenen frekanslar (B) olarak adlandırılır. Detektör fiziğinde ise gözlemlenen olaylar detektördeki sinyaller olduğundan; bunun artalan (background) etkisinden farkının anlamlılığına daha çok bakılır. Data-driven background tekniğinde ise sinyalin anlamlılığı araştırılırken, artalana bilinen teorik verinin katkısı da eklenir. Böylece yeni yapılacak bir keşif için sinyalin yeterince güçlü olması gerekecektir. Deneysel ve gözlemlerin farklılığından ortaya çıkan durumlar nedeniyle Ki-kare analizleri kendi arasında aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

- Anlamlı farklılıkların incelenmesi
- İki nicelik arasındaki ilişkinin (korelasyon) incelenmesi
- İstatistiksel gruplar arasındaki homojenliğinin incelenmesi
- Elde edilen deneysel dağılımların teorik dağılımlara uyumunun incelenmesi
- İstatistiksel parametrelerin (varyans, kontenjans... vs.) belirlenmesi

#### 4.3.1 Ki-Kare Uygunluk Testi

Uyumluluk testi, genellikle teorik bir dağılıma uyumluluk olup olmadığının araştırıldığı istatistiksel yöntemdir. Teorik bir dağılım yoksa ilk yapılması gereken işlem araştırılmakta olan konu için sıfır (null – boş) hipotez ( $H_0$ ) ya da alternatif hipotez ( $H_1$ ) oluşturulur. Araştırmanın adımları şu şekildedir:

##### a. Hipotezlerin oluşturulması:

$i = 1, 2, 3, \dots$  indisi gözlem adedi olmak üzere;  $H_0: G_i = B_i$  Gözlenen frekanslarla Beklenen frekansların uygun olduğu durumdur.

$i = 1, 2, 3, \dots$  indisi gözlem adedi olmak üzere;  $H_1: G_i \neq B_i$  Gözlenen frekanslarla Beklenen frekansların uygun olmadığı durumdur.

##### b. Test İstatistiğinin Hesaplanması:

Gözlenen durumlarla, beklenen durumların ayrılığının sayısal ölçüsüne ki-kare parametresi denilir ve aşağıdaki gibi hesaplanır:



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

k toplam gözlem sayısı olmak üzere ki-kare parametresi ne kadar küçükse gözlenen ve beklenen nicelikler arasındaki ayırım o kadar azdır.

### c. Karar Modeli:

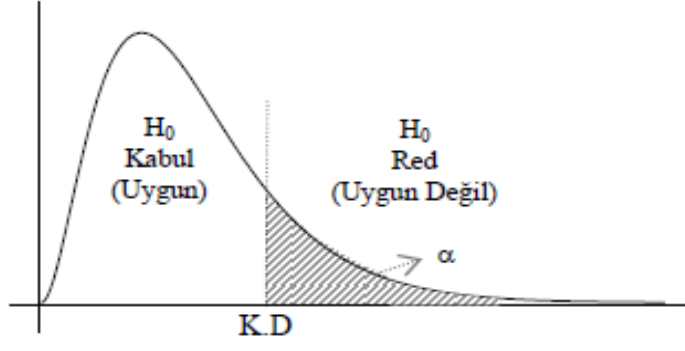
Hesaplanan  $\chi^2$  değerleri için  $H_0$  geçerli ise deney boyunca belli bir istatistik dağılıma uygun olarak (ör: Gauss) gözlemlenebilmesi gerekir. Deneylerden elde edilen sonuçlar genellikle dağılımlara fit (uydurulabilir) edilebilir. Ancak gözlenen ve beklenen değerler arasındaki fark giderek artıyorsa  $\chi^2$  değerleri artı sonsuza doğru artacağından fit edilecek dağılımın dışında kalır. Böyle bir durumda  $H_1$  hipotezinin geçerliliği olduğu anlaşılır. Fit dağılımının ne kadar içinde yada dışında olduğumuzu gösteren parametre  $\alpha$  anlamlılık seviyesi olarak adlandırılır. Örnek bir model Şekil 4.1 ile gösterilmiştir.

### d.Karar Verilmesi:

$\chi^2$  analizlerinde;  $\alpha$  anlamlılık seviyesi ve serbestlik derecesine göre oluşturulan tablolar kullanılır. Çizelge 4.1 ile verilen tabloda araştırmacı gerçekleştirdiği gözlemdaki serbestlik derecesini belirler. Serbestlik derecesi deneysel sonuçların elde edilmesi için gereken minimum değişken sayısıdır. Birbiri ile ilişkili değişen nicelikler sayılmazlar. Anlamlılık seviyesi ise araştırmacının kendisinin karar vermesi gereken bir parametredir. Genellikle uyum testlerinde yüksek anlamlılık seviyeleri (0.9, 0.95, ...vs.) seçilerek uyumun yüksek olması hedeflenir.

Eğer hesaplanan  $\chi^2$  değerleri, çizelge 4.1 ile verilen tablo değerinden büyükse  $H_0$  reddedilir.

Eğer hesaplanan  $\chi^2$  değerleri, çizelge 4.1 ile verilen tablo değerinden küçükse  $H_0$  kabul edilir.



**Şekil 4.2: Kritik Değer Grafiği**

Çizelge 4.1: Ki-Kare Tablosu

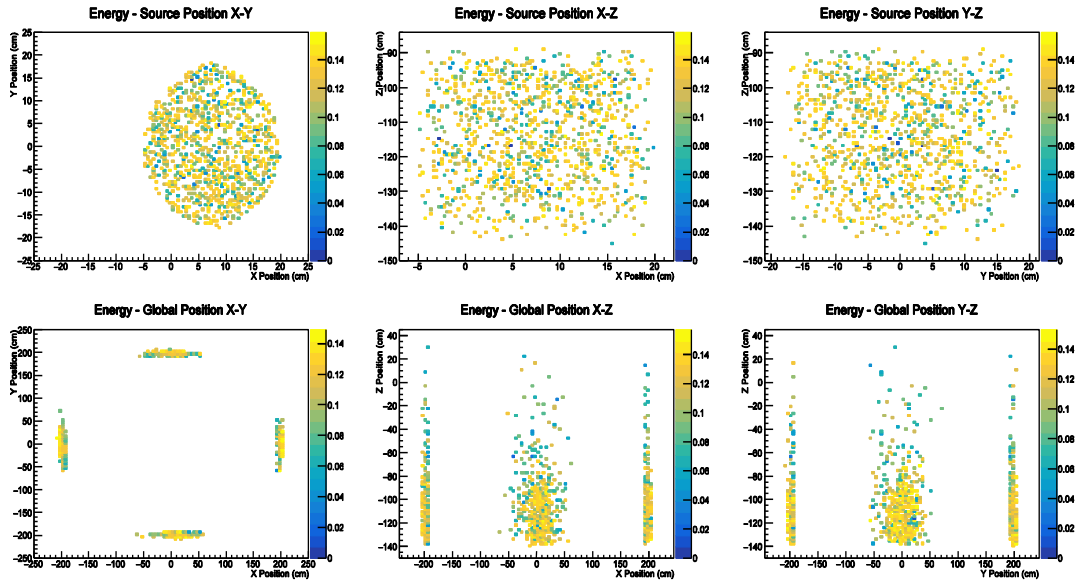
## Kİ-KARE TABLOSU

df	$\alpha$									
	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

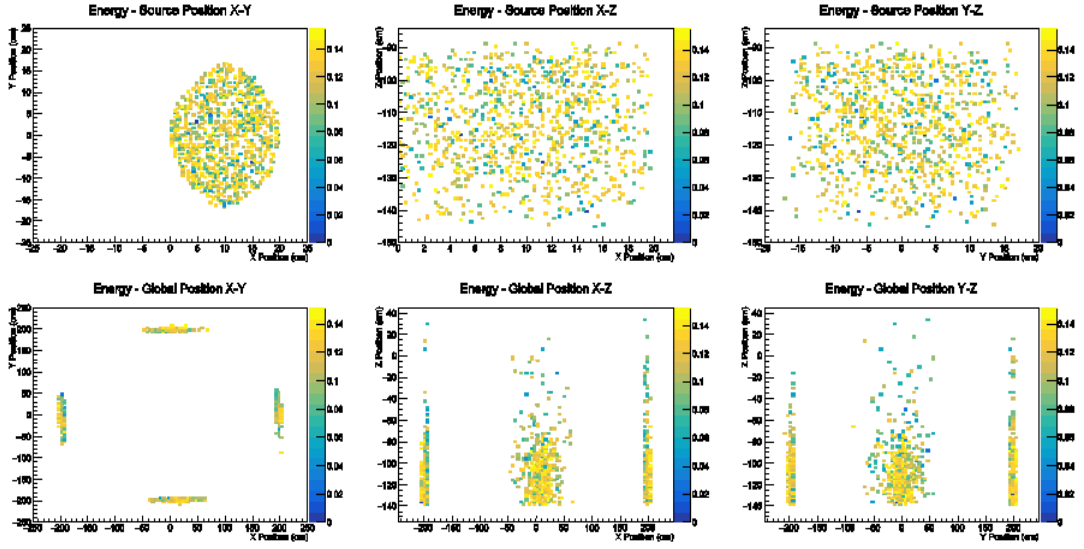


## 5. BULGULAR (VERİLER)

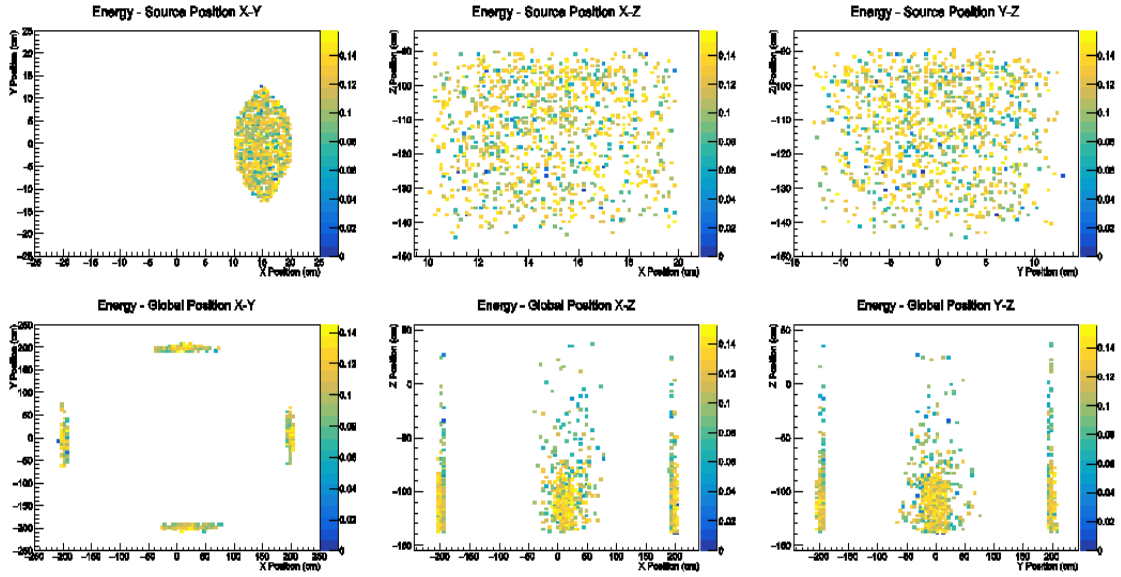
### 5.1 Öteleme Verileri



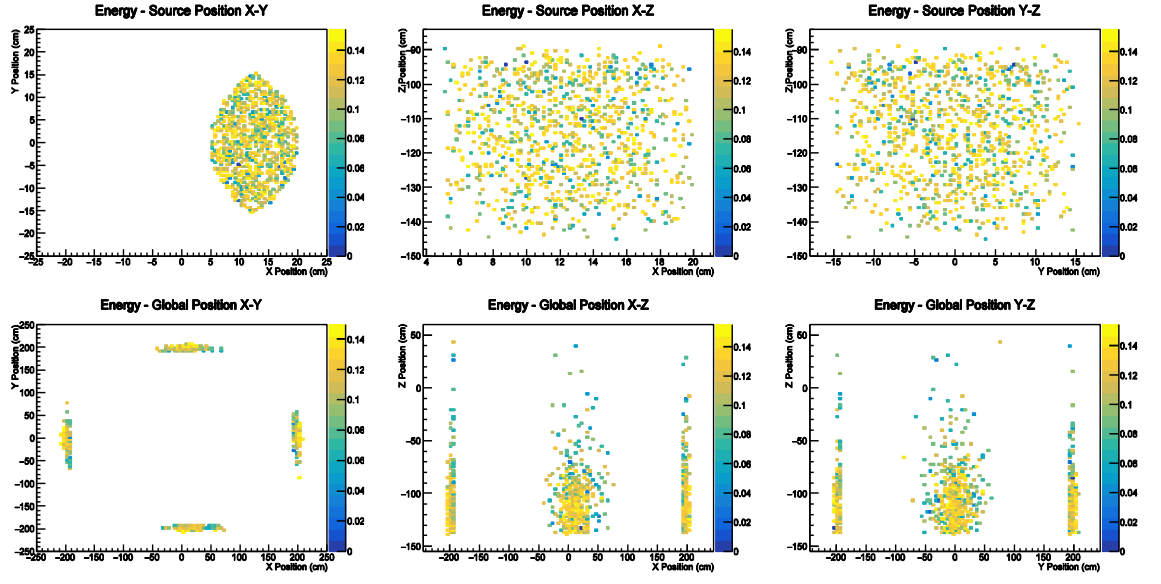
Şekil 5.1: 0.5 cm'de alınan veri



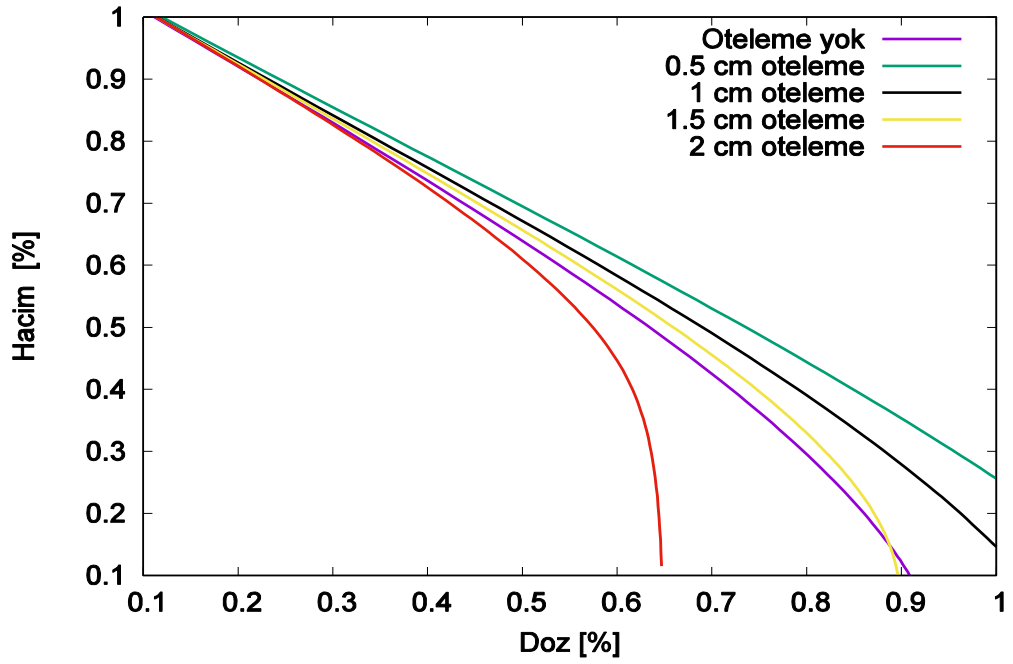
Şekil 5.2: 1 cm'de alınan veri



Şekil 5.3: 1.5 cm'de alınan veri



Şekil 5.4: 2 cm'de alınan veri

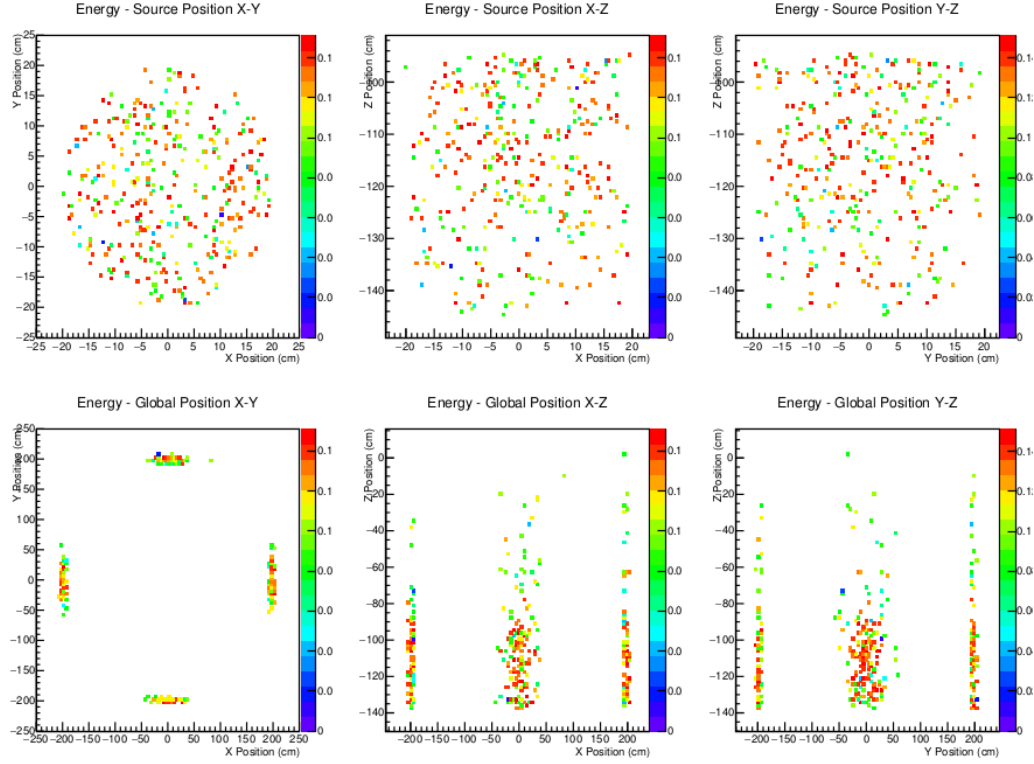


Şekil 5.5: Öteleme verilerinin Hacim – Doz Grafiği

Sırasıyla 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm ve 2 cm öteleme için XY-XZ-YZ şeklindeki profil görünümleri Şekil 5.1, 5.2, 5.3 ve 5.4' de verilmiştir.

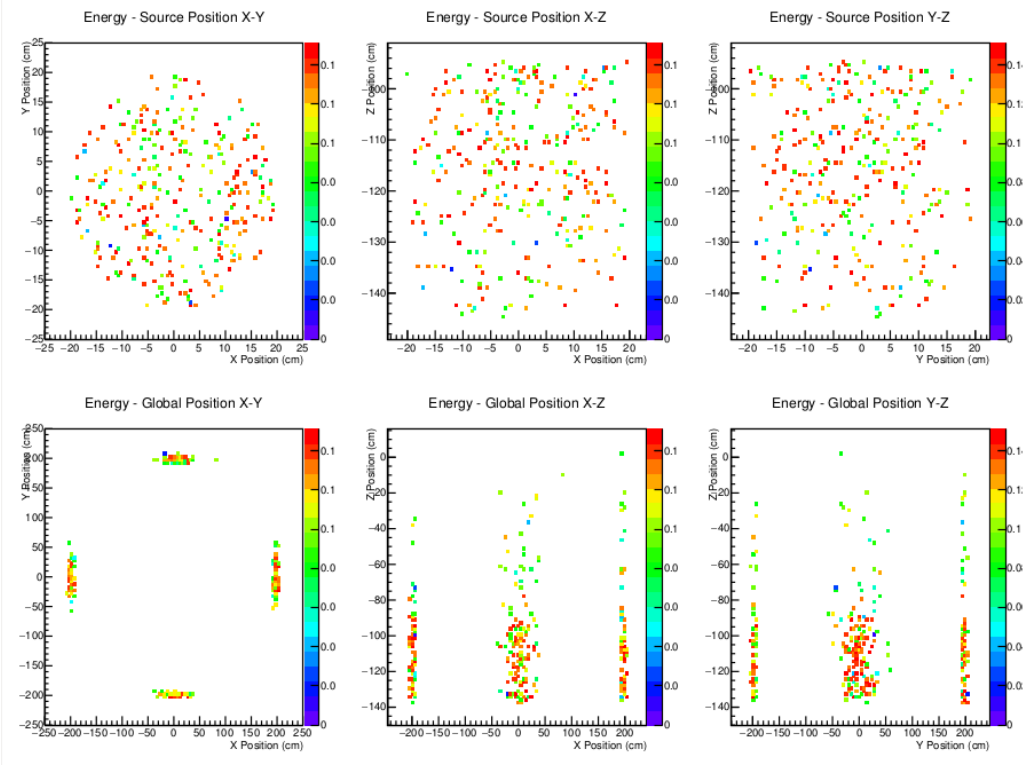
Profil şekillerinde (5.1 – 5.4) XY düzleminde öteleme etkisinin alınan ışıma enerjisine göre değişimi gözlemlenmektedir. Şekil 5.5 doz hacim histogramında öteleme etkisinde olan hedefin 0 cm, 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm, 2 cm yer değiştirmelerindeki doz hesaplamaları verilmiştir. 2 cm' deki öteleme farkının, noktasal kaynağın merkez noktasından uzaklaşması nedeniyle toplam doz miktarının azalmasından dolayı olduğu gözlemlenmektedir.

## 5.2 Aktivite Verileri

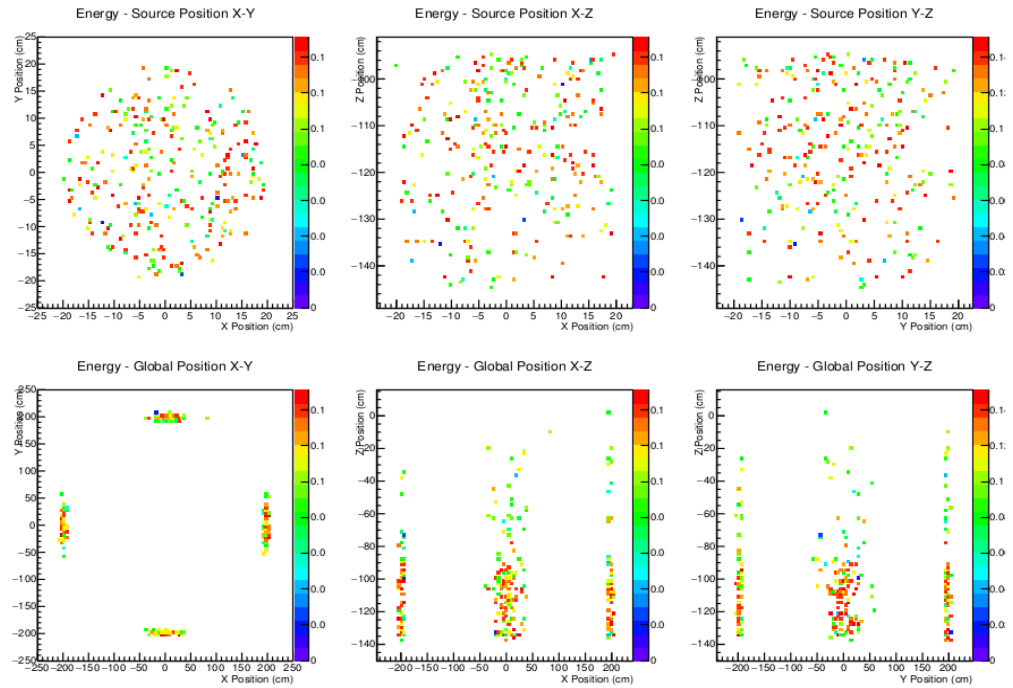


Şekil 5.6: 40000 Bq de alınan veri

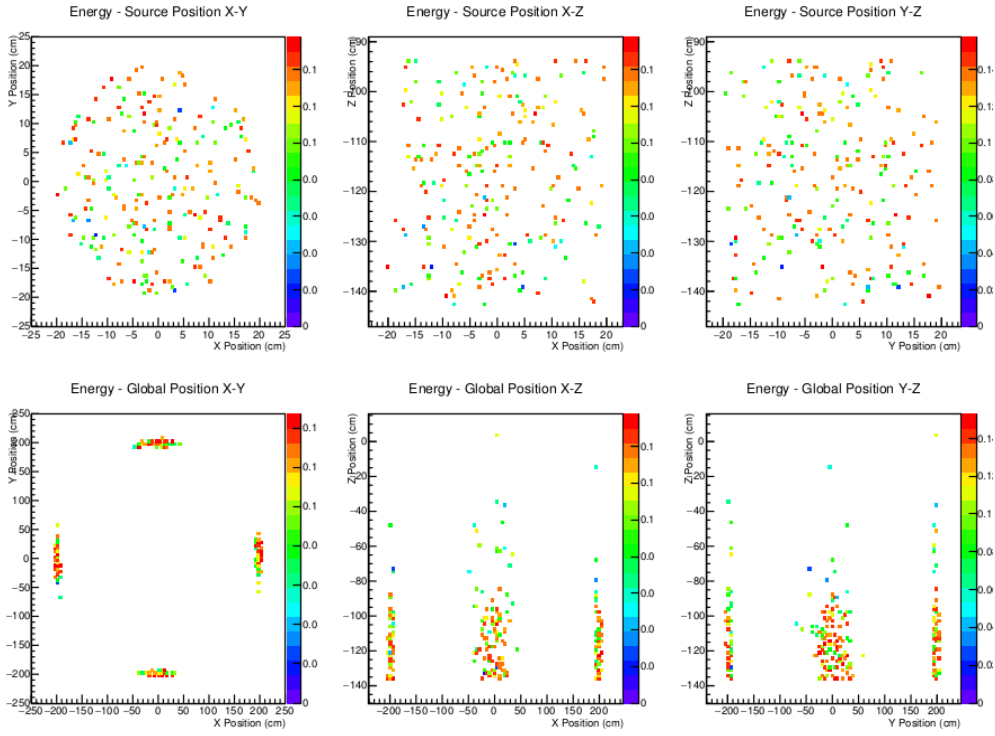




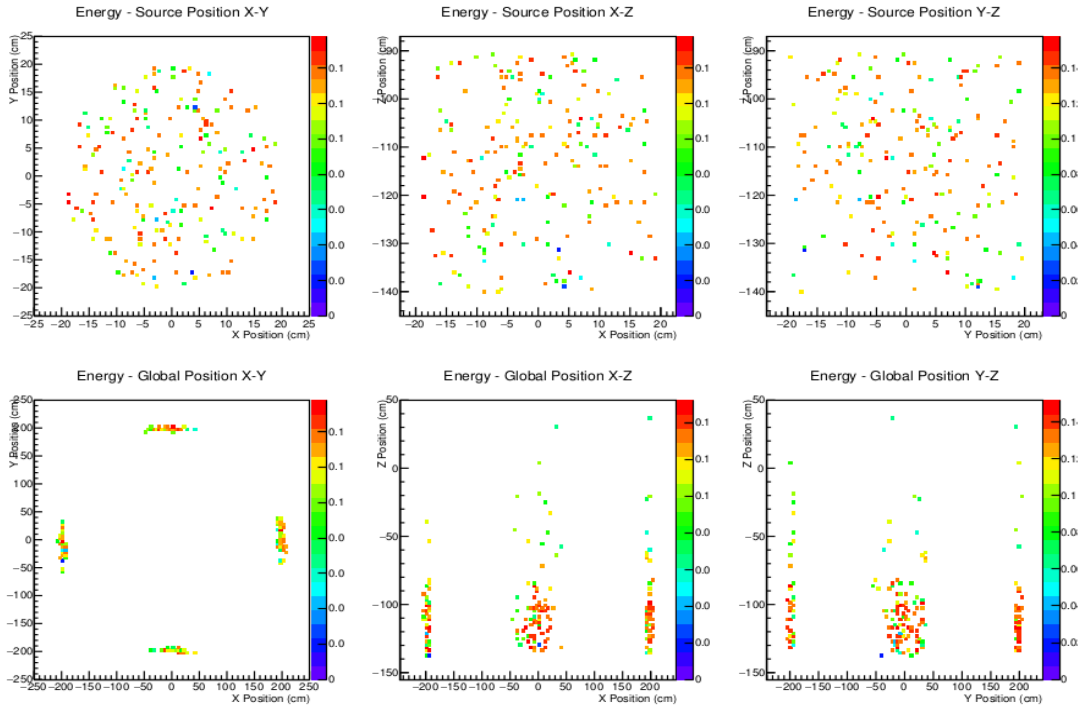
Şekil 5.7: 35000 Bq de alınan veri



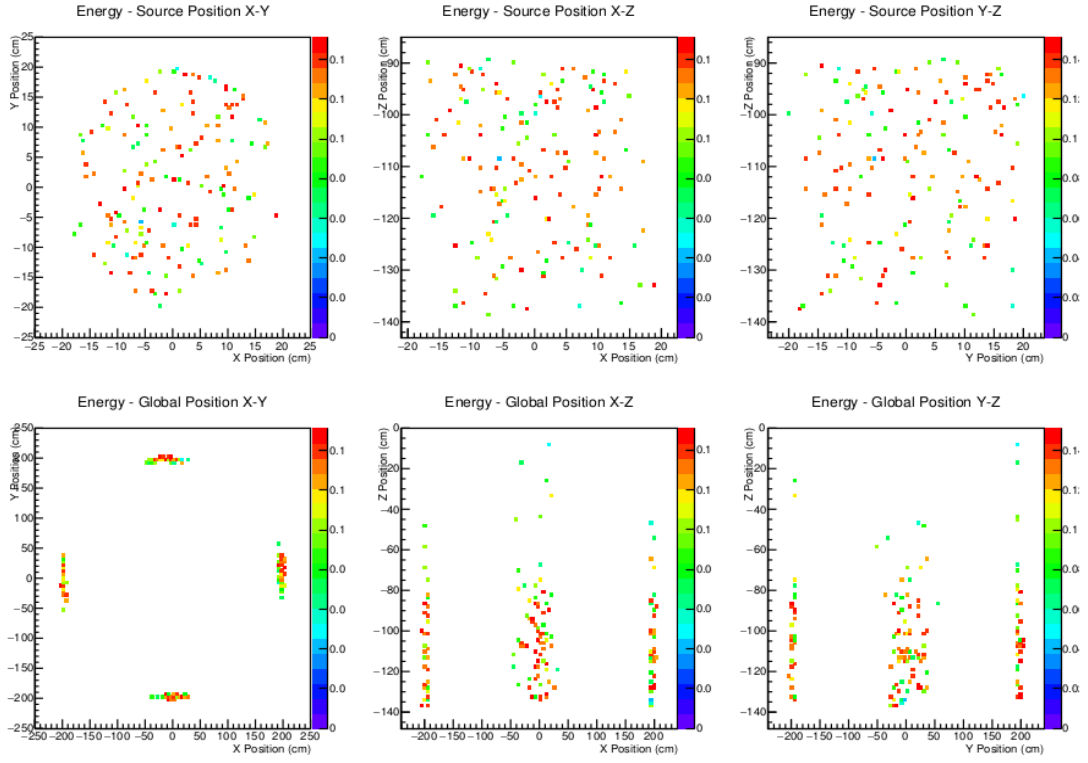
Şekil 5.8: 30000 Bq de alınan veri



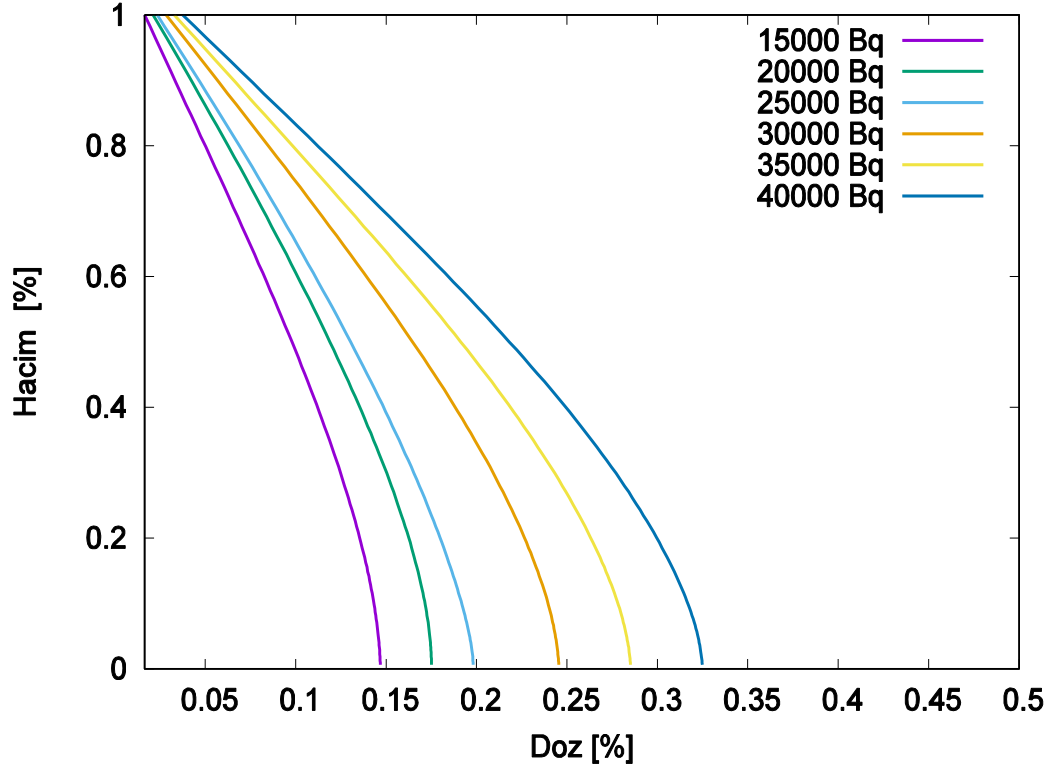
Şekil 5.9: 25000 Bq de alınan veri



Şekil 5.10: 20000 Bq de alınan veri



Şekil 5.11: 15000 Bq de alınan veri

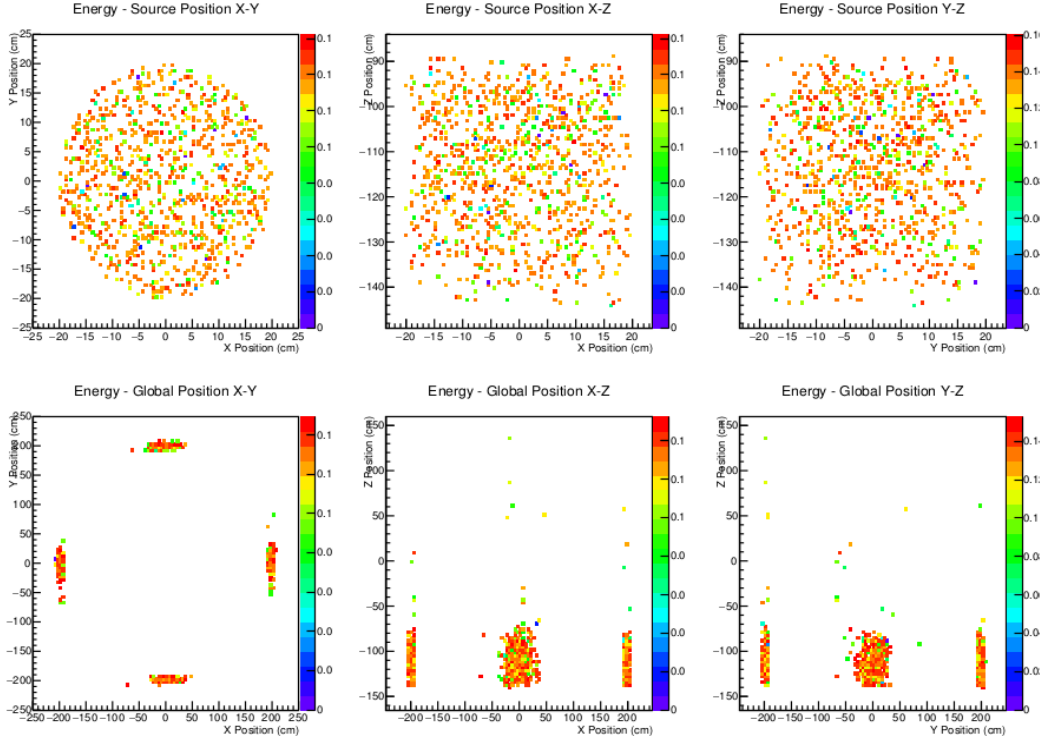


Şekil 5.12: Aktivite verilerinin Hacim – Doz grafiği

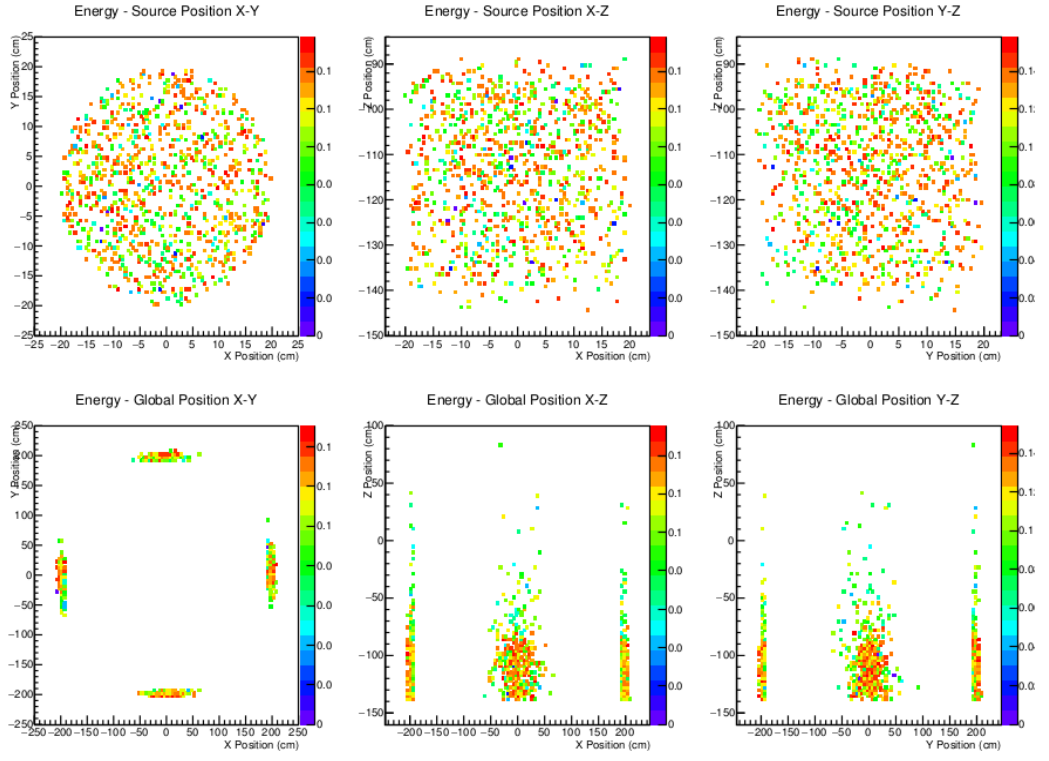
Sırasıyla 40000 Bq, 35000 Bq, 30000 Bq, 25000 Bq, 20000 Bq ve 15000 Bq' de XY-XZ-YZ şeklindeki profil görünüşleri Şekil 5.6, 5.7, 5.8, 5.9, 5.10 ve 5.11 de verilmiştir.

Aktivite değişimlerinin yer aldığı doz hacim eğrisi Şekil 5.12 ile verilmiştir. SPECT ile hesaplanan dozun aktivite ile ilişkisi görülmektedir.

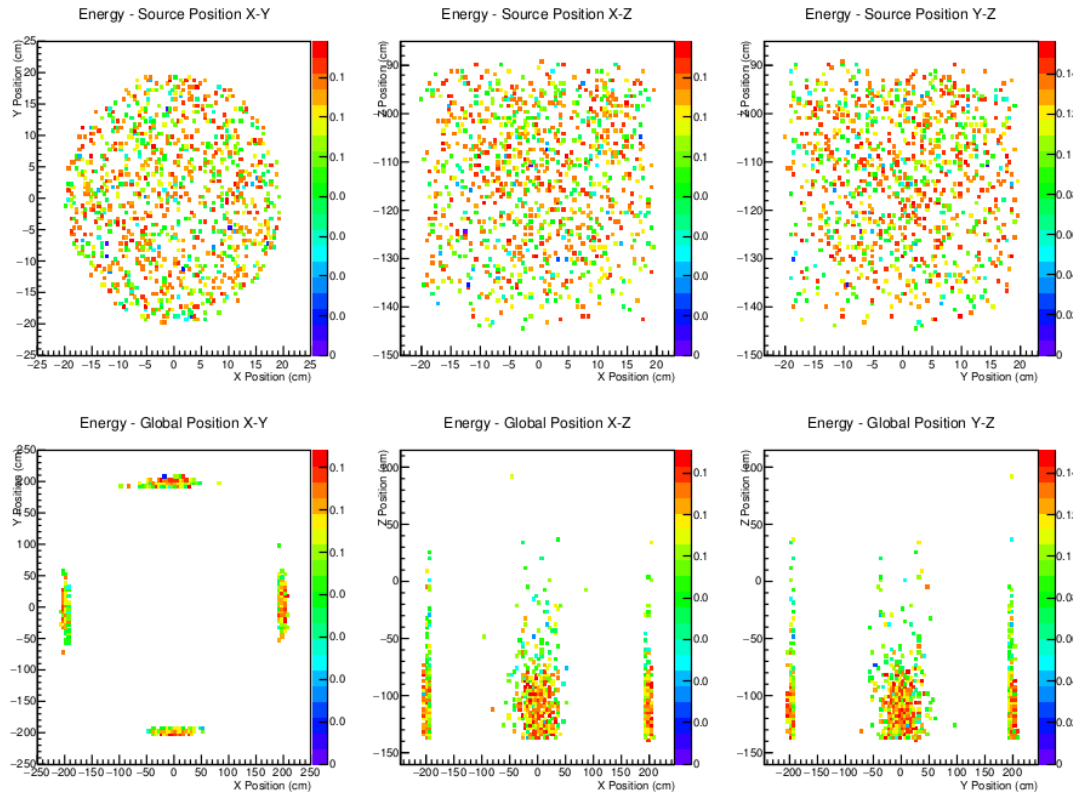
### 5.3 Doku Verileri



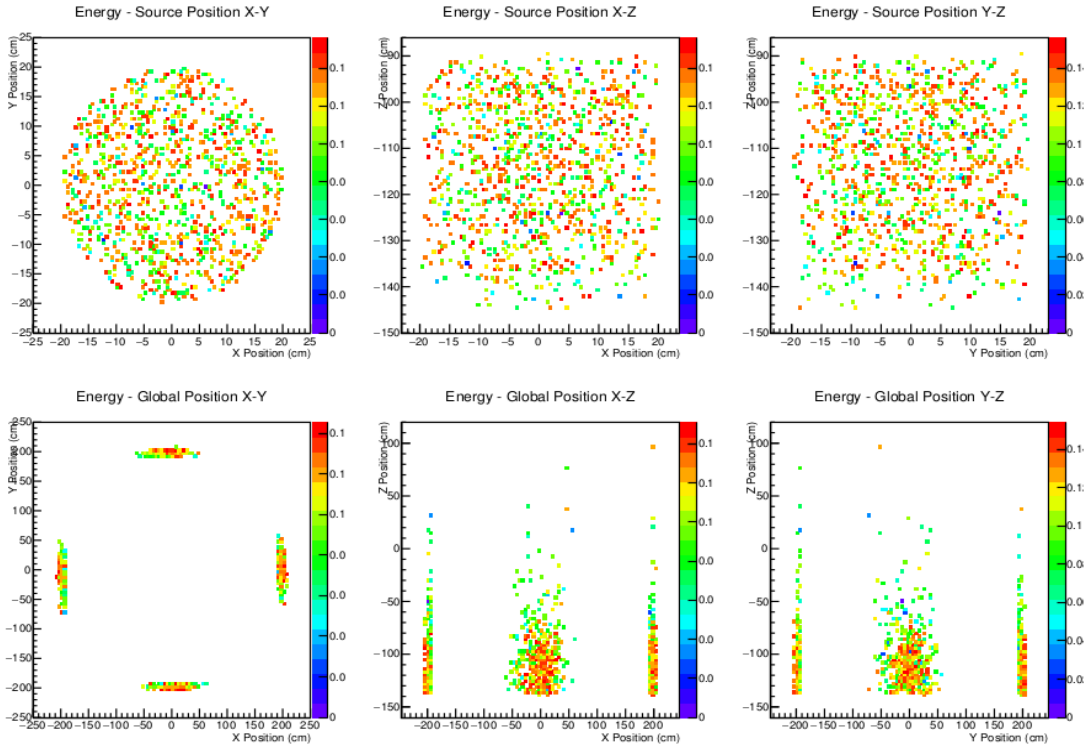
Şekil 5.13: Hava Dokusu İçin Alınan Veri



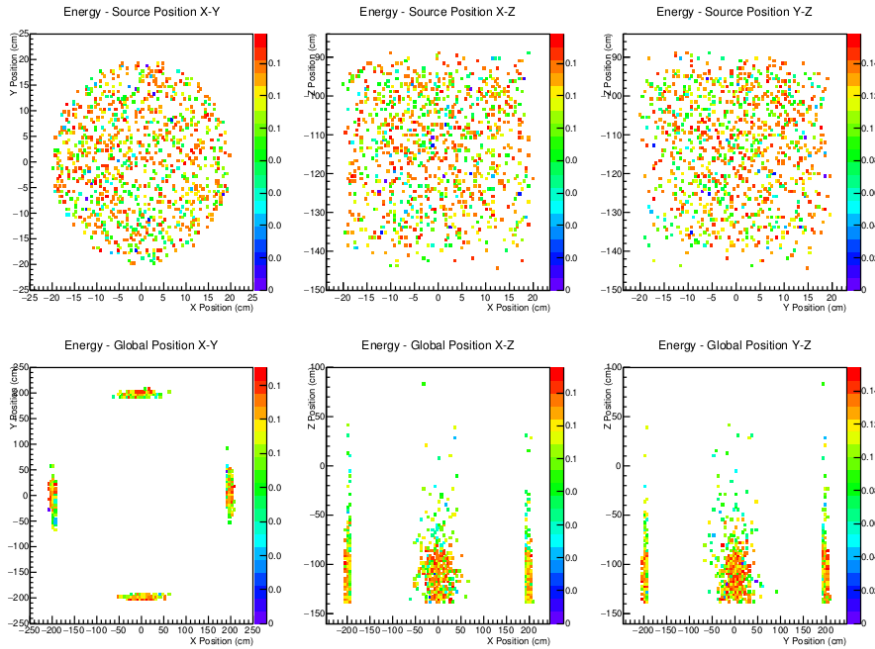
Şekil 5.14: Kan dokusu için alınan veri



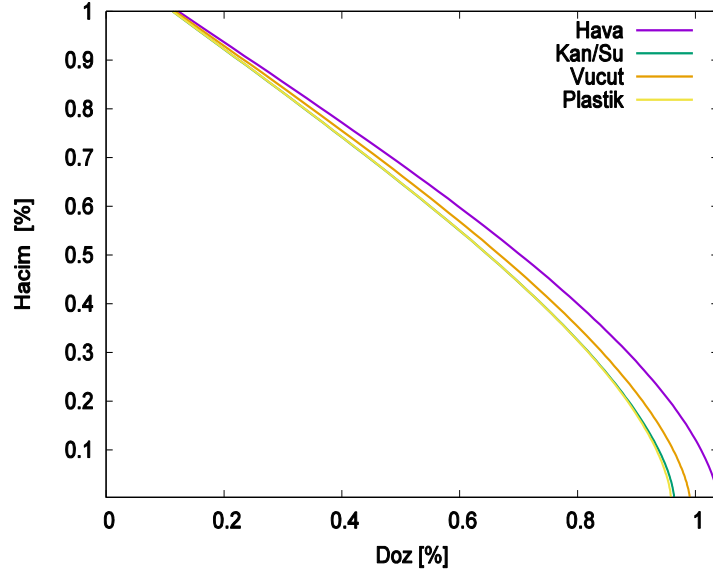
Şekil 5.15: Vücut Dokusu İçin Alınan Veri



**Şekil 5.16:** Plastik Dokusu İçin Alınan Veri



**Şekil 5.17:** Su Dokusu İçin Alınan Veri



**Şekil 5.18:** Doku verilerinin Hacim – Doz grafiği

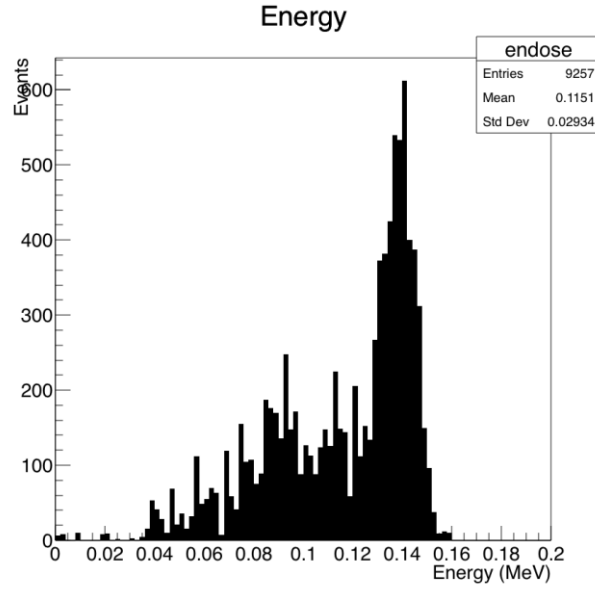
Sırasıyla Hava, Kan, Vücut, Plastik ve Su gibi dokular için XY-XZ-YZ şeklindeki profil görünüşleri Şekil 5.13, 5.14, 5.15, 5.16 ve 5.17’ de verilmiştir.

Farklı dokular için SPECT benzetimi ile hesaplanan doz eğrileri Şekil 5.18 üzerinde gösterilmiştir.





## 6. ANALİZ



**Şekil 6.1:** SPECT benzetimi ile olay üretimi sonucu elde edilen enerji dağılım histogramı

Bu çalışmada; GATE yazılım paketi dâhilinde oluşturulmuş 4 gama kameralı SPECT cihazı benzetimini ve 5 cm çapında, 20 cm uzunluğunda silindirik fantom kullanarak elde ettiğimiz verilerin analizini gerçekleştirdik. Benzetim parametrelerini hazırladığımız macro yoluyla farklı ve dinamik durumlar için inceleyerek; SPECT benzetiminin GATE çalışma çerçevesinde kabul edilebilirliğini gözlemledik. Uygulanan dinamik değişimler klinik çalışmalarda SPECT cihazı ile gözlemlenebilecek şekilde; **i.)** Kaynağın ötelenmesi **ii.)** Aktivite Değişimi **iii.)** Doku değişimi kaynaklı perdeleme etkisidir.

SPECT benzetim 3. Bölüm'de yer alan SPECT.mac macrosu ile birlikte 0 – 20 s. aralığında 5 s' lik kayma (Time slice) ile çalıştırıldığında kullandığımız kaynağın kaynağın 140 keV'lik enerjisine bağlı olarak Şekil 6.1 ile verilen enerji dağılım histogramı elde edilmiştir. Elde edilen veriler, şekil 4.2 ile gösterilen akış diyagramında yer aldığı gibi 2 aşamalı olarak hazırlanan ROOT kodu ile incelendi; **i.)** Fantomun X, Y, Z düzlemlerindeki profil histogramları (ProfileAnalysis.C) **ii.)** DVH için doz eğrileri (Dose Analysis.C).

Verilerin istatistik hesaplarında ki-kare yöntemi kullanılarak sıfır ve alternatif hipotezlerimiz aşağıdaki gibi oluşturuldu:

$H_0$ : Öteleme / Aktivite / Doku değişimi etkisinin doz değerlerine etkisi yoktur.

$H_1$ : Öteleme / Aktivite / Doku değişimi etkisinin doz değerlerine etkisi vardır.

Kaynağa veri alımı sırasında Şekil 5.1, 5.2, 5.3, 5.4 üzerinde gösterildiği gibi X eksenini boyunca sırasıyla 0.5, 1, 1.5, 2 cm'lik yer değiştirmeler uygulandığında, ancak kaynak maksimum 25 cm'lik hedeften çıkmayacak şekilde sıkıştığında, Şekil 5.5 ile gösterilen doz eğrileri yoluyla etkisi gözlemlendi. Verilerin Ki-kare analizleri, toplam doz üzerinden ki-kare değerleri hesaplanarak Çizelge 6.1 ile gösterilmiştir. Bu değerlere göre  $\alpha = 0.9$  anlamlılık seviyesinde; öteleme değerlerinin 0.58 çizelge değerinin altında kaldığı gözlemlenmiştir. Bu nedenle  $H_0$  hipotezi öteleme verileri için kabul edilmiştir. Ancak tüm değerler üzerinden oluşturulmuş doz eğrileri üzerindeki farklılık SPECT cihazının sonuçlarıyla da elde edilebilir ki bu durumda; 1,5 cm derecesindeki ötelemelerde %10 hacim değerinden itibaren doz eğrilerinde ötelemenin olmadığı duruma göre daha düşük doz değerleri gözlemlenmektedir. Çünkü kaynak bu veriden itibaren alınan hedefin dışına doğru ötelenmektedir. Benzer bir durum, 2 cm derecesindeki ötelemelerde %40 hacim değerinden itibaren doz eğrilerinde anlamlı bir değişimin gözlemlenmemesinde yaşanmıştır.

Aktivite değişimleri, SPECT/BT görüntülenmesi sırasında kullanılan radyonükleinin dokulara –çeşitli nedenlerle- yeterince tutunamaması ile gerçekleşebilir. Şekil 5.6, 5.7, 5.8, 5.9, 5.10 ve 5.11 ile sırasıyla 40, 35, 30, 25, 20 ve 15 KBq aktivite değerleri için histogramlar elde edilerek Şekil 5.12 ile elde edilen doz eğrileri gösterilmiştir. Çizelge 6.1 ile gösterilen toplam doz değerleri üzerinden ki-kare verilerine göre; aktivite 40 KBq iken 15, 20 ve 25 KBq değerine düştüğünde  $\alpha = 0.9$  anlamlılık seviyesinde  $H_0$  hipotezi red edilir. Dolayısıyla SPECT/BT benzetiminde elde edilen doz değerlerine göre 15, 20 ve 25 KBq verilerinde anlamlı bir farklılık vardır.

Kullandığımız silindirik fantom örneğinin içinde kaynak dışına yerleştirdiğimiz farklı dokular için (Hava, Kan, Vücut, Plastik ve Su) elde ettiğimiz profil histogramları ve doz eğrileri sırasıyla Şekil 5.13, 5.14, 5.15, 5.16, 5.17 ve 5.18 ile gösterilmiştir. Bu dokuların bileşimleri GATE veritabanında aşağıda gösterildiği gibi tanımlanmıştır. Temel elementler (Hidrojen, Karbon, ...vs.) aynı veritabanı içinde öntanımlıdır.

Hava: d=1.29 mg/cm<sup>3</sup> ; n=4 ; state=gas  
+el: name=Nitrogen ; f=0.755268  
+el: name=Oxygen ; f=0.231781  
+el: name=Argon ; f=0.012827  
+el: name=Carbon ; f=0.000124  
Kan: d=1.06 g/cm<sup>3</sup> ; n=11  
+el: name=Hydrogen ; f=0.102  
+el: name=Carbon ; f=0.11  
+el: name=Nitrogen ; f=0.033  
+el: name=Oxygen ; f=0.745  
+el: name=Sodium ; f=0.001  
+el: name=Phosphor ; f=0.001  
+el: name=Sulfur ; f=0.002  
+el: name=Chlorine ; f=0.003  
+el: name=Potassium ; f=0.002  
+el: name=Iron ; f=0.001  
+el: name=Cobalt ; f=0.0  
Vücut: d=1.00 g/cm<sup>3</sup> ; n=2  
+el: name=Hydrogen ; f=0.112  
+el: name=Oxygen ; f=0.888  
Plastik: d=1.18 g/cm<sup>3</sup> ; n=3; state=solid  
+el: name=Carbon ; n=5  
+el: name=Hydrogen ; n=8  
+el: name=Oxygen ; n=2  
Su: d=1.00 g/cm<sup>3</sup>; n=2 ; state=liquid  
+el: name=Hydrogen ; n=2  
+el: name=Oxygen ; n=1

Çizelge 6.1 ile toplam doz değerleri üzerinden hesaplanan ki-kare verilerden anlaşıldığı gibi  $\alpha = 0.9$  anlamlılık seviyesinde  $H_0$  hipotezi kabul edilir. Dolayısıyla doz eğrilerinde gözlemlenen farklılığa rağmen doz değerlerinde anlamlı bir farklılık yoktur.

**Çizelge 6.1:** Ki-kare verileri

	0,5	1	1,5	2
Öteleme	0,047589171	0,013579486	0,003415479	0,007990304
	15000 Bq	20000 Bq	25000 Bq	30000 Bq
Aktivite	1,479903273	1,022865282	0,769869405	0,292722778
	Kan	Vücut	Plastik	Su
Dokular	0,086638438	0,035719066	0,091939931	0,086638438

Tüm verilerden yapılan istatistik analizler yoluyla elde ettiğimiz sonuçları özetlersek ;

#### ÖTELEME - SIKIŞMA VERİLERİ ( $\alpha = 0,9$ için anlamlılık seviyesinde)

1. 0,5 cm için doz değerleri üzerinde etkili değildir.
2. 1 cm için doz değerleri üzerinde etkili değildir.
3. 1,5 cm için doz değerleri üzerinde etkili değildir.
4. 2 cm için doz değerleri üzerinde etkili değildir.

#### AKTİVİTE VERİLERİ ( $\alpha = 0,9$ için anlamlılık seviyesinde)

1. 40000 - 15000 Bq değişim için doz değerleri üzerinde etkilidir.
2. 40000 - 20000 Bq değişim için doz değerleri üzerinde etkilidir.
3. 40000 - 25000 Bq değişim için doz değerleri üzerinde etkilidir.
4. 40000 - 30000 Bq değişim için doz değerleri üzerinde etkili değildir.
5. 40000 - 35000 Bq değişim için doz değerleri üzerinde etkili değildir.

#### DOKU VERİLERİ ( $\alpha = 0,9$ için anlamlılık seviyesinde)

1. Kan / Su için doz değerleri üzerinde etkili değildir.
2. Vücut için doz değerleri üzerinde etkili değildir.
3. Plastik için doz değerleri üzerinde etkili değildir.

## 7. SONUÇ VE TARTIŞMA

Önceki bölümlerde (Bölüm 5-6) ile sunduğumuz çalışma ve analizler bilimsel literatürde henüz kullanılmaya başlanan GATE yazılımının SPECT/BT kullanımını içeren öncül sonuçlardır. Bununla birlikte SPECT/BT görüntüleme dinamik kaynak etkilerini içeren Monte-Carlo benzetimlerine dayalı çalışmalar geçmiş zamanlarda yapılmıştır.

Barna ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada [27]; Monte-Carlo benzetimleri yoluyla Dinamik SPECT görüntülerinin yeniden oluşturulması ile ilgili sonuçlar yayınlanmıştır. Çalışmalarında görüntülerin yeniden inşasında dinamik regülasyon metodu 4D SPECT uygulamasında kullanılarak iki eş merkezli küreden oluşan matematiksel bir fantom üzerinde test edilmiştir. Yapılan test sonucunda elde edilen istatistiksel değerler karşılaştırılmış ve uygulanan metoda uyan en iyi parametreler elde edilmiştir. Ancak; dinamik yeniden yapılandırmanın potansiyel faydaları açıkça gösterilememiş, bununla birlikte daha düşük istatistiklere sahip projeksiyon görüntüleri durumunda, önerilen algoritmanın avantajlarının ölçülebileceği not edilmiştir.

Keenan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada [28]; NURBS ve GEANT4 yazılımlarıyla modelledikleri gerçekçi voxel fare fantomlar üzerinde çeşitli dokularda SPECT ve PET ışınlanması gerçekleştirerek spesifik absorbe edilen doz (SAF) eğrilerini ve miktarlarını tespit etmişlerdir.

Ayrıca literatürde farklı doku özelliklerinin dinamik değişimlerini SPECT/BT yoluyla inceleyen çok sayıda çalışma mevcuttur.

Obayomi-Davies ve arkadaşlarının çalışmasında [29]; Erken Evre Meme Kanseri İçin Stereotaktik Hızlandırılmış Kısmi Işınlama üzerine çalışılmış, hedef PTV ve normal dokular için elde edilen DVH eğrilerinde doz değişimleri gösterilmiştir.

Velec ve arkadaşlarının çalışmasında [30]; akciğer kanseri hastaları üzerinde BT alımı sırasında solunum hareketinin abdomendeki doz birikimi araştırılmıştır. Solunum hareketi modellemesi yoluyla elde edilen verilerde 3 farklı tip dozimetrik hesaplama üzerinde durulmuştur. Birim olarak 1 Gy'den fazla doz değerleri potansiyel olarak önemli kabul edilmiş ve 1 cm'den fazla akciğer hareketine sahip hastalarda doz eğrilerinde önemli farklılıklar gözlenlenmiştir. Benzer farklılıklar elde ettiğimiz doz eğrilerinde mevcuttur ancak farklı istatistik anlamlılık seviyelerinde incelenmiştir.

Farr ve arkadaşlarının çalışmasında [31]; doz sınırlayıcı komplikasyonlar, radyasyona bağlı normal doku toksisitesi ve radyasyon pnömonisi (RP) incelenmiştir. RP gelişiminin, NSCLC hastalarının sağ kalımı için bağımsız bir negatif progresif faktör olmasına dayanarak; klinik uygulamada, RP riskini tahmin etmek için çeşitli klinik ve doz-hacim parametreleri kullanılmıştır. RP'nin tahmini için birçok hasta ile ilgili özellik kullanılmıştır.

Sonuç olarak; çalışmanın önemi GATE yazılımının SPECT/BT gibi doğrudan cihaz benzetimlerinde ayrıntılı doz hesaplamasında kullanılabileceğinin gösterilmesi noktasında ortaya konulmaktadır. Bilimsel literatürde; Monte-Carlo benzetimleri yoluyla Avrupa Nükleer Araştırmalar Merkezi (CERN) tarafından geliştirilen Geant4 tabanlı GATE yazılımının henüz son yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Ve hızlı gelişimi, kaynak kodunun açık olması, analiz kolaylığı, geliştirilebilir olması gibi etkenler sayesinde medikal alanda bilimsel çalışma yapan araştırmacılara yeni imkanlar sunmaktadır. Bununla birlikte bu çalışmada elde edilen SPECT/BT çalışmalarının klinik çalışmalarda elde edilen sonuçlarla uyumluluğu söz konusu benzetim ve analiz yöntemlerinin gelecekte kullanılması açısından umut vericidir.

## KAYNAKLAR

- [1] **Çelebioğlu B., Kurtman C.** (2000). Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı, Cilt 1, Sayı 1.
- [2] **Cherry, Simon R., James A. Sorenson, ve Michael E.** (2012). *Phelps. Physics in Nuclear Medicine E-Book.* Elsevier Health Sciences.
- [3] **Cengiz, K., Binnaz, Ç.** (2000). *Radyoterapi ve Radyasyonun Tarihçesi,* Ankara Üniversitesi
- [4] **Anger, H.O.** (1958). *Scintillation Camera, Review of Scientific Instruments,* 29,27.
- [5] **Tsui, Benjamin MW. ve ark.** (1988). "Implementation of simultaneous attenuation and detector response correction in SPECT." *IEEE Transactions on Nuclear Science* 35.1 778-783.
- [6] **Tunçman, D., Kovan, B., Poyraz, L., Çapalı, V., Demir, B., & Türkmen, C.** (2015). *Gama Kameraların Kalite Kontrol Testleri.* SDÜ Fen Dergisi, 10(1)
- [7] **Bor, D.** (1992). *Anger Gama Kamera Teknolojisindeki Gelişmeler,* TSNM, 1, 13-18.
- [8] **Kuhl, D., Edward, R.** (1976). *The Mark-4 System for radionuclide computed tomography of the brain,* Radiol, 121:405
- [9] **Beckers, C. Hustinx, R.** (2014). *SPECT/CT work flow and imaging protocols.* *European journal of nuclear medicine and molecular imaging,* 41(1), pp.137-145
- [10] **Kuş, K.** (2011). *Radyasyon nedir.*
- [11] **Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Yayınları** - *Günlük Yaşantımızda Radyasyon*
- [12] **Dirican, B.** (2001). *1. Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi,* TAEK, ANKARA
- [13] **Beenen E, Zuidewijn DB.** (2005). *Patients blue on patent blue. An adverse reaction during four sentinel node procedures.* *Surgical Oncology;* 14:151-15)
- [14] **Değer, M.** (2015). *SPECT/BT XV Ulusal Medikal Fizik Kongresi,* TRABZON
- [15] **Sharp, PF., Goatman, KA.** (2004). *Medicine.* 3th ed. London: Springer; (1-20)
- [16] **Gündoğdu, E.** (2017). *Nükleer Tıpta Görüntüleme Tedavide Kullanılan Radyofarmasötikler* Ege Üniversitesi Eczacılık Fakültesi, Radyofarmasi AD, İzmir – 56434
- [17] **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.
- [18] **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 TEZİ)*

- [19] **Digenisa GA, Sandefera EP, Pagea RC, Dollb WJ.** (1998). Gama Scintigraphy: An Evolving Technology In Pharmaceutical Formulation Nuclear Medicine Imaging. *Pharmaceutical Science & Technology Today*;1(3):100-108
- [20] **Çavdar İ.** (2011). " Sintigrafik Görüntülerde Kısmi Hacim Etkisinin İncelenmesi " (Doktora Tezi)
- [21] **Bor, D.** (1990). Gama Kameralarının Çalışma Prensipleri ve Kalite Kontrolü Yöntemleri. *Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) yayını*, 112, Ankara)
- [22] **Yazgan, E.** (1992). Tıbbi Görüntüleme Teknikleri İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektrik Elektronik Fakültesi
- [23] **Fahey, FH.** (2002). Data Acquisition in PET Imaging, *Nucl. Med. Technol.*, 30: 39-49
- [24] **Nişli, S.** (2010). SPECT/BT'nin Sintigrafik Görüntüleme Yöntemlerinde Kullanımı, Uzmanlık Tezi, İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı
- [25] **S jan et al.** "GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT ", *Phys. Med. Biol.* 49 (2004) 4543–4561
- [26] **Kuntner C, Auffray E, Lecoq P, Pizzolotto C and Schneegans M** 2002 Intrinsic energy resolution and light output of the Lu0.7 Y0.3 AP:Ce scintillator *Nucl. Instrum. Methods A* **493** 131–6
- [27] **Zsófia Barna, Ákos Szlávecz, Gábor Hesz, Balázs Benyó,** A Direct Method for Reconstructing Dynamic SPECT Images, *IFAC-PapersOnLine*, Volume 50, Issue 1, 2017.
- [28] **Keenan MA, Stabin MG, Segars WP, Fernald MJ.** RADAR realistic animal model series for dose assessment. *J Nucl Med.* 2010 Mar;51(3):471-6. doi: 10.2967/jnumed.109.070532. PubMed PMID: 20197451; PubMed Central PMCID: PMC2929767.
- [29] **Obayomi-Davies O, Kole TP, Oppong B, Rudra S, Makariou EV, Campbell LD, Anjum HM, Collins SP, Unger K, Willey S, Tousimis E and Collins BT** (2016) Stereotactic Accelerated Partial Breast Irradiation for Early-Stage Breast Cancer: Rationale, Feasibility, and Early Experience Using the CyberKnife Radiosurgery Delivery Platform. *Front. Oncol.* 6:129. doi: 10.3389/fonc.2016.00129
- [30] **Michael Velec, Joanne L. Moseley, Cynthia L. Eccles, Tim Craig, Michael B. Sharpe, Laura A. Dawson, Kristy K. Brock** *International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics*, Vol. 80, Issue 1, p265–272
- [31] **Katherina P. Farr, Jesper F. Kallehauge, Ditte S. Møller, Azza A. Khalil, Stine Kramer, Henrik Bluhme, Anni Morsing, Cai Grau** *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 117, Issue 1, p9–16

### İnternet Kaynakları:

- Url\_1** < [https://www.nobelprize.org/nobel\\_prizes/physics/laureates/1903/marie-curie-bio.html](https://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1903/marie-curie-bio.html)> alındığı tarih: 05.10.2017
- Url\_2** <<https://www.britannica.com/biography/Enrico-Fermi>>alındığı tarih: 23.10.2017
- Url\_3** < <http://hps.org/publicinformation/ate/faqs/whatisradiation.html> > alındığı tarih: 13.09.2017
- Url\_4** < <http://www.taek.gov.tr/ogrenci/r02.htm> > alındığı tarih: 02.11.2017
- Url\_5** < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK11475/>> alındığı tarih: 26.11.2017
- Url\_6**<[https://www.researchgate.net/publication/320757937\\_Nukleer\\_Tipta\\_Goruntu\\_lemede\\_ve\\_Tedavide\\_Kullanilan\\_Radyofarmasotikler](https://www.researchgate.net/publication/320757937_Nukleer_Tipta_Goruntu_lemede_ve_Tedavide_Kullanilan_Radyofarmasotikler) > alındığı tarih: 13.12.2017



**Url\_7** < <http://web.stanford.edu/group/scintillators/scintillators.html> > alındığı tarih: 05.03.2018  
**Url\_8** < <http://www.megep.meb.gov.tr/> > alındığı tarih: 13.05.2018  
**Url\_9** < <http://www.opengatecollaboration.org/Members> > alındığı tarih: 22.01.2018  
**Url\_10** < <http://www.cern.ch/geant4> > alındığı tarih: 13.02.2018

## ÖZGEÇMİŞ



**Ad-Soyad** : Büşra AYNACI  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 12.10.1989  
**E-posta** : busraynaci@hotmail.com

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lise** : 2006, Trabzon Lisesi ,Fen Bilimleri
- **Lisans** : 2013, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü  
2013 , Erasmus - Ovidius Universty-Facultatea de Fizică, Chimie, Electronică și Tehnologia petrolului
- **Yüksek Lisans** : 2018, İstanbul Aydın Üniversitesi , Sağlık Fiziği Tezli

### DERECELERİ:

- Lisans Öğrenimi - Eskişehir Osmangazi Üniversitesi - Bölüm 3.sü

### STAJ BİLGİLERİ:

- Karadeniz Teknik Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi, 2010
- İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp, 2013

### SERTİFİKALAR VE KURSLAR:

- Akciğer Kanseri Multidisipliner Eğitim Kursu /16.12.2017 İstanbul Radisson Blu Şişli
- Best of Astro Meeting Turkey/ 9-10 .12.2017 The Marmara Taksim İstanbul
- IAEA Absorbe Doz Protokolleri & Klinik Uygulamaları/ 30.09.2017 NEOLİFE Tıp Merkezi
- Çalışma ve Sosyal Güvenlik Bakanlığı C Sınıfı İş Sağlığı ve Güvenliği Uzmanlığı Sertifikası/ 2015
- Milli Eğitim Bakanlığı Muhasebe ve Finansman Kursu - Temel Muhasebe / 12.01.2015
- Ovidius Universty Certificate Of Acceptance / 15.02-07.06.2013 Romanya-Köstence
- Türk Fiziği Derneği 8.Uluslararası Katılımlı Parçacık Hızlandırıcıları ve Dedektörleri Yaz Okulu / 15.09.2012
- İstanbul Üniversitesi 2.Fizik Çalıştayı / 17.02.2012