



**GATE SİMÜLASYONU İLE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE FARKLI
DEDEKTÖRLERLE GÖRÜNTÜ ELDE EDİLMESİ**

VOLKAN DİNÇ

YÜKSEK LİSANS

**FİZİK ANA BİLİM DALI
DOÇ. DR. HÜSEYİN TOPAKLI**

Ağustos - 2019

Her hakkı saklıdır

**T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANA BİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS

**GATE SİMÜLASYONU İLE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE FARKLI
DEDEKTÖRLERLE GÖRÜNTÜ ELDE EDİLMESİ**

VOLKAN DİNÇ

**TOKAT
Ağustos - 2019**

Her hakkı saklıdır

Volkan DİNÇ tarafından hazırlanan “**Gate Simülasyonu İle Bilgisayarlı Tomografide Farklı Dedektörlerle Görüntü Elde Edilmesi**” adlı tez çalışmasının savunma sınavı 7 AĞUSTOS 2019 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen Jüri tarafından Oy Birliği / ~~Oy Çekluğu~~ ile Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim dalında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

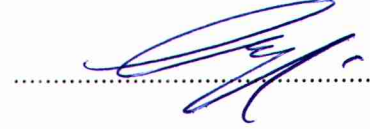
Jüri Üyeleri

İmza

Danışman
Doç.Dr. Hüseyin TOPAKLI



Üye
Doç.Dr. Sertaç ÖZTÜRK
Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi



Üye
Doç.Dr. Ahmet Alper BİLLUR
Sivas Cumhuriyet Üniversitesi



ONAY



Prof. Dr. Çetin ÇEKİÇ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

04.09/2019

TEZ BEYANI

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin içerdiği yenilik ve sonuçların başka bir yerden alınmadığını, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.



Volkan DİNÇ

2019

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GATE SİMÜLASYONU İLE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE FARKLI DEDEKTÖRLERLE GÖRÜNTÜ ELDE EDİLMESİ

VOLKAN DİNÇ

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANA BİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI: Doç. Dr. HÜSEYİN TOPAKLI

Günümüzde birçok hastalığın tedavi ve tanısında tıbbi görüntüleme sistemleri kullanılmaktadır. Bu sistemlerden en yaygın kullanılanı Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile görüntülemedir. BT ile görüntülemeye kaynak olarak belirli enerjide x-ışınları kullanılır. X-ışınlarının başlangıçtaki ve dedektör tarafından ölçülen enerjileri karşılaştırılarak bilgisayar algoritmaları yardımıyla görüntü oluşturulur. Görüntünün kalitesi kullanılan dedektöre ve x-ışını enerjisine bağlıdır. Tezimizde Geant Application for Emission Tomography (GATE) simülasyon programını kullanarak BT’de farklı malzemeden yapılmış dedektör kullanarak görüntü üretmeye çalışacağız. Ürettiğimiz görüntülerdeki farklılıkları araştıracağız.

2019, 41 sayfa

ANAHTAR KELİMELER: Bilgisayarlı Tomografi, X-İşınları, Gate, Dedektör

ABSTRACT

MASTER THESIS

IMAGE OBTAINING WITH DIFFERENT DETECTORS IN COMPUTED TOMOGRAPHY USING GATE SIMULATION

VOLKAN DİNÇ

**TOKAT GAZIOSMANPASA UNIVERSITY
GRADUE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES**

DEPARTMENT OF PHYSICS

SUPERVISOR: ASSOC. PROF. Dr. HÜSEYİN TOPAKLI

Today, medical imaging systems are used in the treatment and diagnosis of many diseases. The most commonly used of these systems is computed tomography (CT) imaging. CT imaging uses X-rays of specific energy as the source. By comparing the energies of the X-rays at the beginning and measured by the detector, the image is generated with the help of computer algorithms. The quality of the image depends on the used detector materials and the x-ray energy. In our thesis, we will try to produce an image using a detector made of different materials in CT using the Geant Application for Emission Tomography (GATE) simulation program. We will study the differences between images which produced different detector materials..

2019, 41 page

KEYWORDS: Computed Tomography, X-Rays, Gate, Detector

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu tezin hazırlanmasında ilgi ve desteğini esirgemeyen, çalışmanın her türlü aşamasında karşılaştığım zorluklarda bana yol göstererek ilerlememi sağlayan çok değerli tez danışmanım Sn Doç. Dr. Hüseyin TOPAKLI'ya teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Ayrıca bana sabır gösterip her türlü maddi ve manevi desteklerinden dolayı aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.



Volkan DİNÇ

2019

| | |
|---|-----------|
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 1.1. X-ışınları ve Keşfi | 1 |
| 2. KAYNAK ÖZETLERİ | 3 |
| 2.2. Fotoelektrik Olay | 3 |
| 2.3. Compton Saçılması | 4 |
| 2.3. Thomson - Rayleigh Saçılması | 5 |
| 2.4. Bremsstrahlung(frenleme) Işınımı | 5 |
| 2.5. Çift Oluşum | 5 |
| 3. MATERYAL VE YÖNTEM | 8 |
| 3.1. X-ışınları Enerji Değişimi ve Zayıflatma Kat Sayısı | 8 |
| 3.2. Radyasyon Dedektörleri | 9 |
| 3.2.1. Gazlı Dedektörler | 9 |
| 3.2.2. Sintilasyon Dedektörleri | 10 |
| 3.2.3. Yarı İletken Dedektörler | 10 |
| 3.3. Godfrey Newbold Hounsfield Ve Hounsfield Değerleri | 11 |
| 3.4. X-ışını Kullanılan Görüntüleme Teknikleri | 14 |
| 3.4.1. Röntgen | 14 |
| 3.4.2. Dijital Röntgen | 14 |
| 3.5. Bilgisayarlı Tomografi(BT) | 15 |
| 3.6. Simülasyon Programı Gate | 20 |
| 3.7. Root | 21 |
| 4. BULGULAR VE TARTIŞMA | 22 |
| 5. TARTIŞMA VE SONUÇ | 38 |
| 6. KAYNAKLAR | 39 |
| 7. ÖZGEÇMİŞ | 41 |

SİMGELER ve KISALTMALAR

| Simge | Açıklamalar |
|--------------|---------------------------------|
| Bq | Becquerel, radyoaktivite birimi |
| E | Enerji (MeV) |
| μ | cm^{-1} |
| γ | gamma |

| Kısaltmalar | Açıklamalar |
|--------------------|---|
| BT | Bilgisayarlı Tomografi |
| GATE | Geant Application for Emission Tomography |
| HU | Hounsfield Değerleri |
| LSO | Lutesyum Okzosilikat |
| NaI | Sodyum İyodür |
| Si | Silikon |
| PMT | Foto çoğaltıcı tüp |

ŞEKİL LİSTESİ

| Şekil | Sayfa |
|---|-------|
| Şekil 1.1. Elektromanyetik Spektrum..... | 1 |
| Şekil 2.1. Fotoelektrik olay..... | 2 |
| Şekil 2.2. Compton saçılması..... | 2 |
| Şekil 2.3. Bremsstahlung ışınımı..... | 3 |
| Şekil 2.4. Çift Oluşum..... | 4 |
| Şekil 2.5. Fotoelektrik olay, Compton olayı, Çift oluşum Enerji Dağılımı..... | 5 |
| Şekil 3.1. Yukardaki şekilde bazı organlar için Hounsfield Değerleri verilmiştir..... | 11 |
| Şekil 3.2. Birinci jenerasyon cihazlarda tüp ve dedektör dağılımı..... | 15 |
| Şekil 3.3. İkinci jenerasyon cihazlarda tüp ve dedektör dağılımı..... | 16 |
| Şekil 3.4. Üçüncü jenerasyon cihazlarda tüp ve dedektör dağılımı..... | 17 |
| Şekil 3.5. Dördüncü jenerasyon cihazlarda x-ışını tüpü ve dedektör..... | 17 |
| Şekil 4.1. BT simülasyon düzeni omurga kemiği için..... | 21 |
| Şekil 4.2. BT simülasyon düzeni PVC için..... | 21 |
| Şekil 4.3. Simülasyon sırasında oluşan x-ışını parıldamaları..... | 22 |
| Şekil 4.4. Simülasyon çalışma süresi..... | 22 |
| Şekil 4.5. Simülasyonda gerçekleşen fiziksel olaylar..... | 23 |
| Şekil 4.6. Fantom omurga kemiği enerji dağılımı..... | 24 |
| Şekil 4.7. Fantom PVC enerji dağılımı..... | 26 |
| Şekil 4.8. Dedektörümüz NaI, fantom omurga kemiği..... | 28 |
| Şekil 4.9. Dedektör NaI, fantom PVC..... | 30 |
| Şekil 4.10. Dedektörümüz LSO, fantom omurga kemiği..... | 32 |
| Şekil 4.11. Dedektörümüz LSO, fantom PVC..... | 34 |

ÇİZELGE LİSTESİ

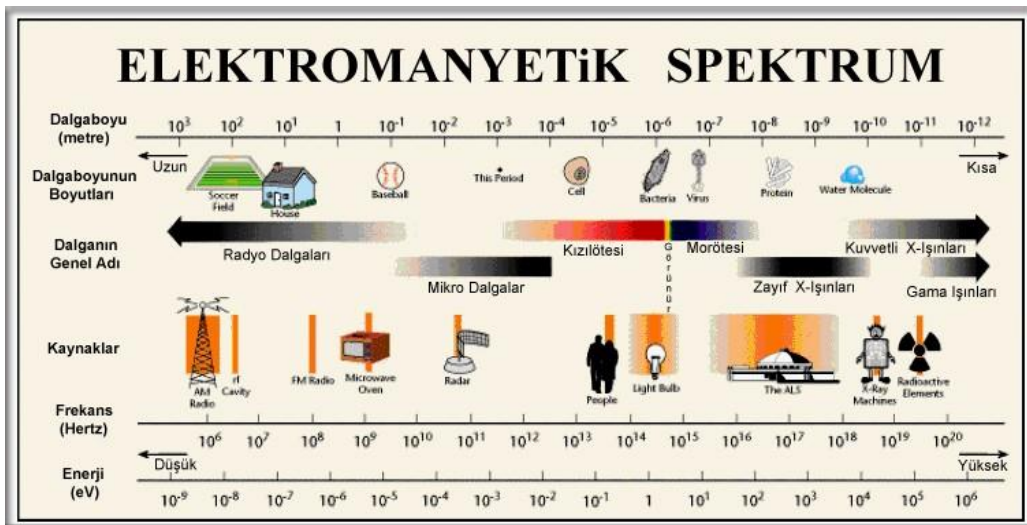
| <u>Çizelge</u> | Sayfa |
|---|-------|
| Çizelge 3.1. Bazı Organlar için HU Değerleri..... | 7 |
| Çizelge 4.1. Birinci simülasyon Omurga kemiği verileri(Si)..... | 25 |
| Çizelge 4.2. İkinci simülasyon omurga kemiği verileri (Si)..... | 25 |
| Çizelge 4.3. Birinci simülasyon PVC verileri(Si)..... | 26 |
| Çizelge 4.4. İkinci simülasyon PVC verileri(Si)..... | 27 |
| Çizelge 4.5. Birinci simülasyon omurga kemiği verileri (NaI)..... | 28 |
| Çizelge 4.6. İkinci simülasyon omurga kemiği verileri(NaI)..... | 29 |
| Çizelge 4.7. Birinci simülasyon PVC verileri(NaI)..... | 30 |
| Çizelge 4.8. İkinci simülasyon PVC verileri(NaI)..... | 31 |
| Çizelge 4.9. Birinci simülasyon omurga kemiği verileri(LSO)..... | 32 |
| Çizelge 4.10. İkinci simülasyon omurga kemiği verileri(LSO)..... | 33 |
| Çizelge 4.11. Birinci simülasyon PVC verileri(LSO)..... | 34 |
| Çizelge 4.12. İkinci simülasyon PVC verileri(LSO)..... | 35 |
| Çizelge 4.13. Omurga kemiği için veriler..... | 35 |
| Çizelge 4.14. PVC için veriler..... | 35 |

1. GİRİŞ

1.1. X-ışınları ve Keşfi

X-ışınlarını 1895 yılında Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen yaptığı deneysel çalışmalar sonucunda bulmuştur (Anonim). Bu keşif tıp biliminde yeni bir dönem başlatmıştır. Conrad RÖNTGEN: bir crooks tüpünü indüksiyon bobinine bağlayarak, yüksek gerilimli akım geçirdiğinde tüpten bir hayli uzakta duran bir cam kavanoz içinde baryumlu platinsiyandır kristallerinde bazı parıltıların olduğunu gözlemledi. Bu parıltıların nedeninin bilinmemesinden dolayı bu parıltılara “X-ışını” adını vermiştir.

Röntgen, yaptığı deneysel çalışmalar sonucunda “x-ışınlarının” cisimleri çeşitli derecelerde geçebildiğini fakat kurşun plaklar aracılığıyla tutulduğunu gözlemlemiştir. Röntgen deneysel çalışmalarını incelerken kendi parmak kemiklerinin de gölgesini görmüştür. Bu olay üzerine içinde kurşun plak bulunan bir fotoğraf kasedinin üstüne karısının elini koymuştur. Bu olay üzerine karısının parmak kemiklerinin hatta yüzüğünün görüntüsünü elde etmiştir (Uyanık, 2011). Böylece Röntgen, 22 Aralık 1895 günü beşeriyet tarihinin ilk röntgen filmini çekmiş oldu (Roentgen, 1995).



Şekil 1.1. Elektromanyetik Spektrum (Seyrek,2007)

Atomların iç yörüngelerinde ki elektron geçişleri veya yüksek enerjili elektronların aniden yavaşlatılması sonucu x-ışınları elde edilir. Dalga boyları 0.1-100 Å arasında değişen elektromanyetik dalgalarıdır. X-ışınlarının dalga boyları küçük olduğundan dolayı girginlik mertebeleri fazladır. Radyolojide kullanılan x-ışını dalga boyları 0.5-1 Å aralığındadır (Arslan, 2010).



2. KAYNAK ÖZETLERİ

2.1. X-ışınlarının Madde ile Etkileşimi

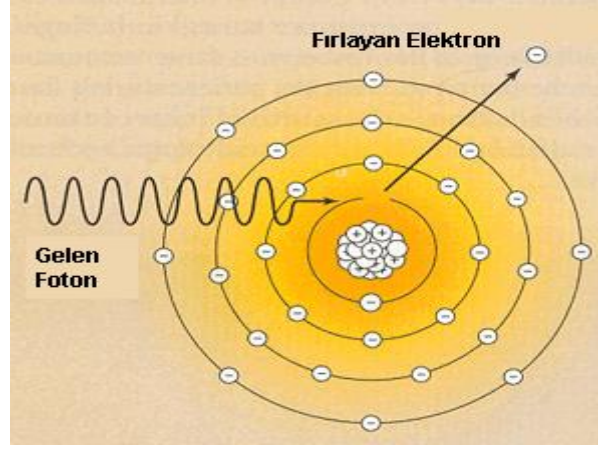
Madde içinden geçen x-ışınları madde ile etkileşirler. Bu etkileşimler:

- I) Fotoelektrik Etki
- II) Compton Saçılması
- III) Thomson - Rayleigh Saçılması
- IV) Bremsstrahlung(frenleme) Işınımı
- V) Çift Oluşum

fiziksel süreçlerdir.

2.2. Fotoelektrik Olay

X ve γ ışınları elektromanyetik dalga tipi radyasyonlardır. Fakat γ ışını çekirdekten yayınlanırken x-ışını atomun yörünge elektronları arasında ki seviye değişiklikleri veya hızlandırılmış elektronların birden durdurulması ile gerçekleşir. Yapay x-ışınları röntgen tüpünden yararlanılarak oluşturulur. Elektron demeti yüksek potansiyel farkı altında hızlandırılarak anot'a çarptırılır. Bu elektronlar metal yüzeyden elektron koparılır. Bu kopan elektronlara fotoelektron denir. Boşalan elektronların yerine yüksek enerji seviyelerinden elektronlar geçerken fazla enerjilerinden kurtulmak için dışarı elektromanyetik dalga yayımlar. Bu elektromanyetik dalgalara X-ışını adı verilir. Kütlesiz olduklarından giricilikleri yüksektir (Demir, 2008).

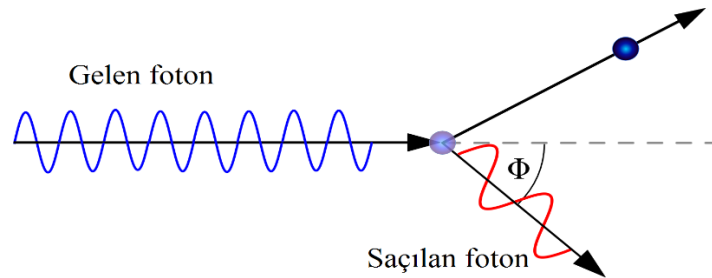


Şekil 2.1. Fotoelektrik olay (Anonim)

2.3. Compton Saçılması

Yeterli enerjiye sahip foton atomun bağ enerjisi düşük olan dış yörüngelerinde ki elektronlardan biri ile saçılarak etkileşir. Foton enerjisinin bir kısmını etkileştiği elektrona aktarır ve elektronu yörüngeden koparır kendisi de daha düşük enerji de saçılır. Bu olaya “**compton saçılması**” denir (Krane , 1987).

Aktarılan enerji radyasyonu soğuran maddenin atom numarasına, yoğunluğuna veya farklı özelliklerine bağlı değildir. Compton saçılması sadece foton elektron etkileşimine bağlıdır (Demir, 2008).



Şekil 2.2. ComptonSaçılması (Anonim)

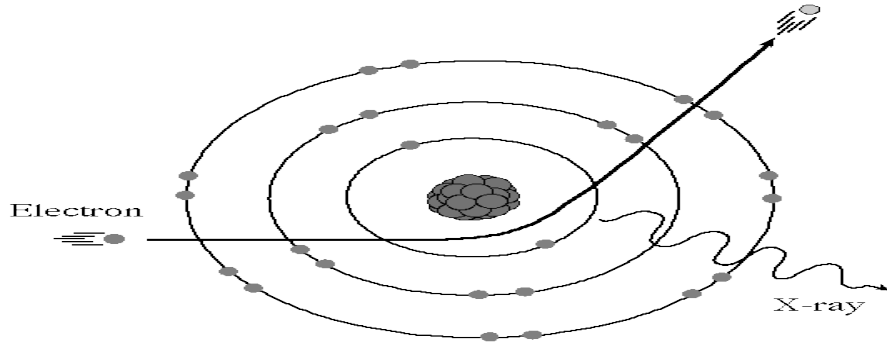
2.3. Thomson - Rayleigh Saçılması

Serbest bir elektronun foton ile yaptığı etkileşimler sonucu esnek saçılmasıdır. Foton enerji kaybetmez atom iyonize edilmez veya uyarılmaz. Çekirdek yada atom momentum geri tepmesini emer ve fotondan ihmal edilebilir miktarda enerji alır (Anonim).

Thomson saçılmasında tesir kesiti ortamın atom numarası ile doğru orantılıdır. Rayleigh saçılmasında ise Z^2 ile doğru orantılıdır (Anonim).

2.4. Bremsstahlung(frenleme) Işınımı

Yüksek hızlı elektron çekirdeğin yakınından geçiyorsa, çekirdeğin çekim kuvveti sebebi ile bir kuvvete maruz kalır. Bu sebepten dolayı elektron yolundan saptırılır. Bu saptırılma olayı gerçekleşirken elektron bir ivmelenmeye sahip olmaktadır. İvmelenen bu elektron foton salar yani ışınım yapar. Gerçekleşen bu olaya “**bremsstahlung ışınımı**” denir (Anonim).



Şekil 2.3.Bremsstahlung Işınımı (Anonim)

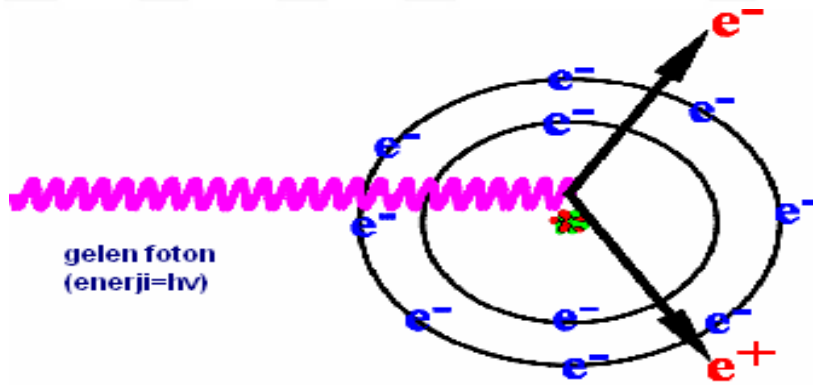
2.5. Çift Oluşum

Elektronun durgunluk kütle enerjisi $0.511 \text{ MeV}/c^2$ olduğundan bu olayın gerçekleşebilmesi için fotonun en az $1.022 \text{ MeV}/c^2$ 'lik bir enerjiye sahip olması gerekmektedir (Yener, 2006). Foton 1.022 MeV 'den daha büyük enerjilere de sahip olabilir. Bu enerjiye sahip foton ağır yüklü bir çekirdeğin çok yakınından geçiyorsa, çekirdek yakınında biri + diğeri - yüklü iki parçacık meydana gelir. Bu parçacıklardan

+ olan pozitron, - olan ise elektrondur. Gerçekleşen bu olaya çift oluşum denir (Yener, 2006). Foton enerjisinin fazlasını oluşan bu parçacıklara kinetik enerji olarak aktarır.

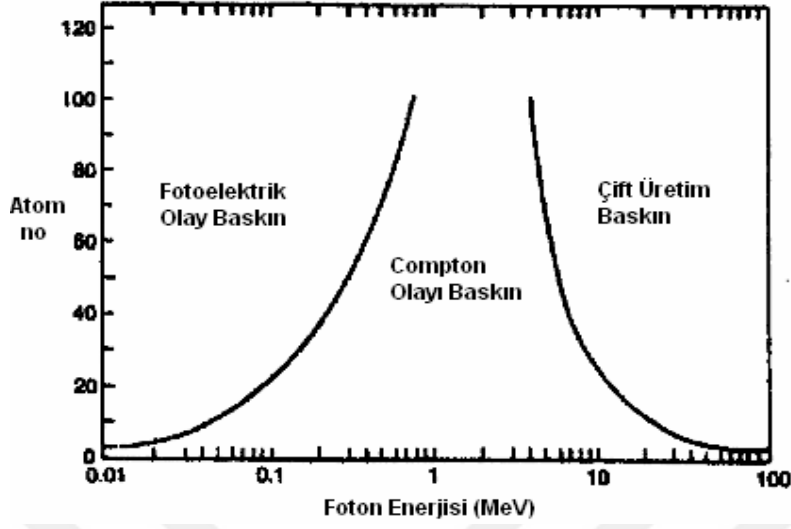
Çift oluşum olayının ardından gerçekleşen başka bir durum ise çift yok olma olayıdır. Oluşan pozitron ortamların coulomb etkisine maruz kaldığından enerjisini yaptığı etkileşimler sonucu kaybeder. Pozitif yük negatif yükü çektiğinden dolayı bir elektron ile birleşerek yok olurlar. Bu durum zıt yönlerde enerjileri 0.511 MeV olan iki tane foton meydana getirir (Delbeke, 1999).

Bu durum pozitron kinetik enerjisinin neredeyse tamamını kaybettiğinde olur. Birleşen pozitron - elektron çifti yok olmadan önce hidrojene benzer ve yarı ömrü 10^{-10} sn olan pozitronyum olarak isimlendirilir. Pozitronyum atomunun kinetik enerjisi yok denecek kadar az olduğu için momentumu da sıfır olarak kabul edilir. Momentumun korunumu yasası için meydana gelen iki fotonun momentum toplamalarının sıfır olabilmesi için zıt yönlerde hareket etmeleri gerekmektedir. Fotonlar oluşuktan sonra bu sebeple zıt yönlerde hareket ederler.



Şekil 2.4. Çift oluşum (Anonim)

Yukarda anlattığımız bu etkileşimleri grafikte gösterecek olursak eğer:



Şekil 2.5. Fotoelektrik olay, Compton olayı, Çift oluşum Enerji Dağılımı (Krane, 2001)

Fotonun düşük enerjilerde ve büyük atom numaralarında gerçekleşmesi mümkün olan olay fotoelektrik olaydır. Foton enerjisi arttıkça Compton olayı gerçekleşme olasılığı daha fazladır. 5 MeV ve üzerinde ki foton enerjilerinin de ise çift oluşum olayının gerçekleşme olasılığı daha fazladır (Akkoyun, 2006).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. X-ışınları Enerji Değişimi ve Zayıflatma Kat Sayısı

Bu etkileşimler sonucunda X-ışını Beer-lambert kanunu ile modellenir. Bir E enerjisinde ki tek dalga boylu bir x-ışını olsun ve bu x-ışını L kalınlığında ki homojen bir maddeyi geçsin. Eğer bu x-ışınının başlangıç şiddeti I_0 ve L kalınlığında ki bir maddeyi geçtikten sonra ki şiddeti I ise:

$$I = I_0 \exp(-\mu L) \quad (1)$$

İfadesi ile tanımlanır. Burada μ enerjiye bağlı malzemenin zayıflatma katsayısıdır ve cm^{-1} ile ifade edilir. Burada

$$I = \frac{N \cdot h\nu}{S \cdot t} \quad (2)$$

ile hesaplanır. Burada N foton sayısını, $h\nu$ bir fotonun enerjisini, S kesit alanı ve t zamanı gösterir. (1) denkleminde

gerekli işlemler yapıldığında

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \mu \cdot L \quad (3)$$

bağıntısı elde edilir. (3) nolu denklemde I_0 ve I dedektörler tarafından ölçülür. L kalınlığı da bilindiğine göre μ kolayca hesaplanır. μ parametresi birim kalınlıkta soğurulan x-ışını oranını verir. μ malzemenin yoğunluğuna ve bileşimine bağlıdır.

BT sisteminde, μ zayıflatma katsayısı aşağıdaki bağıntıda kullanılarak tam sayılara dönüştürülür. Bu sayılar Hounsfield Birimleri olarak bilinir ve

$$HU(x, y) = 1000 \frac{(\mu(x, y) - \mu_{su}(x, y))}{\mu_{su}(x, y)} \quad (4)$$

ile hesaplanır.

Suyun HU' su sıfır, yağın ve akciğerlerin HU değerleri negatif, kemik ve kireçlenmiş organların HU değerleri yüksektir. HU değeri -1024 ile 3071 arasında değerler alabilir. Çizelge 3.1. de bazı organlar için HU değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.1. Bazı Organlar için HU Değerleri (Marjolein van der Glas, 2000. Principles of Computerized Tomography).

| Organ | HU Değer Aralığı |
|---------|------------------|
| Akciğer | -500 – (-200) |
| Yağ | -200 – (-50) |
| Kas | 25-40 |
| Kemik | 200-1000 |

3.2. Radyasyon Dedektörleri

Radyasyon enerjisinin dedektör ortamında soğurulması ve elektrik pulslarına dönüştürülmesi için farklı düzenekler vardır. Bu düzenekleri şöyle sıralayabiliriz; radyasyon enerjisinin iyon çiftlerine dönüştürülmesi, ışık fotonlarına dönüştürülmesi ve elektron-deşik çiftlerine dönüştürülmesi olarak tanımlanabilir.

3.2.1. Gazlı Dedektörler

İyonizasyon gazları olarak da bilinirler. Radyasyonun bir gaz içerisinden geçerken iyonizasyon yaparak oluşturacağı elektronların toplanması ile gerçekleşir. Dedektörün yapısı birkaç santimetre çapında ve 7-8 santimetre boyunda, silindirik cam bir tüpün iç çeperi özel bir malzeme ile kaplanır. Tüp içine düşük basınçlı asal gaz veya gaz karışımı oluşturur (Yener, 2006).

Karışım genel olarak iyonik mobilitesi yüksek argon, helyum gazı ile yaklaşık 1/10 oranında organik moleküllü bir gaz veya halojen buharından oluşur. Bu gaz anot ve katot olarak bilinen iki elektrot arasında sıkıştırılır. Zıt yüklü olan elektrotlar arasında manyetik alan oluşturulur (Saha, 2001).

İyonlayıcı radyasyon gaz molekülleri ile etkileşerek gazı iyonlarına ayrıştırır. Pozitif yüklü iyonlar katoda, negatif yüklü iyonlar anoda doğru hareket eder (Yener, 2006).

3.2.2. Sintilasyon Dedektörleri

Radyasyon enerjisini önce ışık fotonlarına ve daha sonra foto çoğaltıcı tüp sayesinde elektrik pulslarına dönüştüren dedektörler sintilasyon dedektörleri olarak adlandırılır. Radyasyonu ışık fotonlarına dönüştürmek için kullanılan madde sintilatör olarak bilinir. Bir sintilatör içine giren radyasyon, ortamdaki atomları uyardığı için enerjisini kaybeder.

Uyarılan atomlar, sintilatörü temsil eden fotonlar salarak temel hallerine geri dönerler. Bu işlemin sonucu oluşan fotonlar, ışık yönlendirici katman tarafından odaklanarak foton çoğaltıcı tüpe (PMT) yansıtılırlar. PMT çıkışında elektrik sinyallerine dönüşen sintilasyonlar şekillendirilmek için ardışık elektronik ünitelere gönderilir.

3.2.3. Yarı İletken Dedektörler

1945 yılında Van Heer yarı iletken kristallerin dedektör olarak kullanılabilceğini ortaya sürdü. Yaklaşık olarak 15 yıl sonra ise dedektör olarak kullanılmaya başlanmıştır. Yarı iletken dedektörlerin çalışma düzenekleri gazlı dedektörlerde olduğu gibi doğrudan yük toplama kuralına dayanır. Gönderilen gama ışını yarı iletken dedektör malzemesine çarptığında enerjisini bırakarak yok olur. Gama ışını çarptığı atomdan yüklü bir elektron koparır. Böylelikle yarı iletkende iyonizasyonla iki çeşit taşınır yük oluşur. Bunlar elektronlar ve hollerdir. Bu zıt yüklerin negatif ve pozitif uçlara doğru çekilmesini sağlamak için dedektöre yönlendirici voltaj uygulanır. Bu sebeple elektronlar pozitif elektroda, holler ise negatif elektroda çekilirler. Yarı iletken malzeme üzerine düşen her bir gama ışını için bu olay tekrar edilir. Böylelikle gama ışını direkt olarak elektronik sinyal haline dönüşmüş olur (Early ve ark. 1985).

Yarı iletken dedektörler bir p-n eklem olarak düşünülebilir. Ters besleme altında dedektörde elektron ve deşik çiftlerinden arındırılmış bir duyar bölge oluşturulur. Dedektör veriminin yüksek olması için derin bir duyar bölge, derin duyar bölgenin oluşabilmesi için ise oldukça saf bir materyal gerekmektedir.

Biz tezimizde Si(Silikon), NaI(Sodyum İyodür) ve LSO(Lutesyum Okzosilikat) materyallerini dedektör malzemesi olarak kullandık. Bilindiği üzere Silikon bir yarı iletken kristal olup bizim dedektör malzemesi olarak da kullanabildiğimiz bir malzemedir. NaI ve LSO birer sintilasyon dedektörleridir. Biz bu çalışmamızda GATE simülasyon programını kullanarak BT’de Si, NaI ve LSO dedektör malzemesi olarak kullanıldığında enerji ölçümlerinde ne gibi farklar olabileceğini araştırdık.

3.3. Godfrey Newbold Hounsfield Ve Hounsfield Değerleri

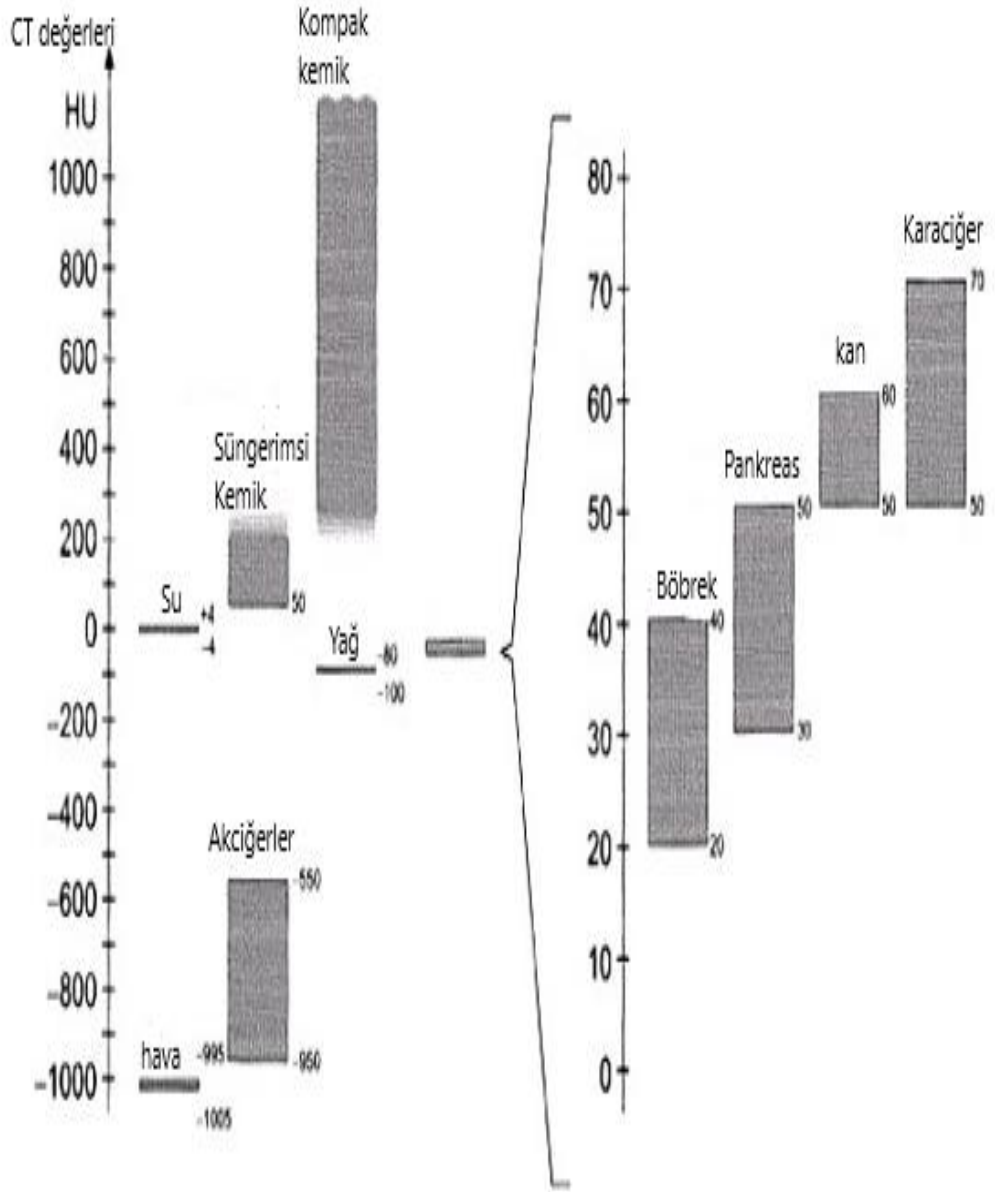
Röntgen, karısının parmak kemiklerinin görüntüsünü elde ettikten sonraki süreçte(70-80 yıl) konvansiyonel röntgen tekniğinde bir gelişme yaşanmadı. 20. yy başlarında çekilen kafa grafileri ile 1970’lerde çekilen filmlerde sella tursica ve mastoid hücreler gibi yapıların görüntülenmesinde bir değişiklik olmamıştır. X-ışını tüplerinin kalitelerinin geliştirilmesi, odaklanmanın ayarlanması ve ekspozur zamanının kısaltılması gibi yapılan ayarlamalara rağmen hatta röntgen filmlerinin daha fazla duyarlaştırılmasına karşın elde edilen görüntülerin kalitesinde çok az ilerleme kaydedildi. İnsan gözü, gümüş emilsiyonda oluşan görüntüleri ayırt etmekte yetersizdi. Göğüs ve kafa filmlerinde birkaç doku ayırt edilebilirken, kafa filmlerinde beyin görünmüyordu (Türk Nöroşirürji Dergisi, 2006).

Sonunda çözüm BT ile Sir Godfrey Newbold Hounsfield tarafından gerçekleştirildi (Gawler, 1975). Hounsfield, Röntgenin 1895’te x-ışınlarını keşfinden sonra görüntüleme de en büyük icadı geliştirdi (Hounsfield, 1973).

Hounsfield elektronik mühendisi olup İngiliz bilim adamıdır. 1967 yılında EMI şirketinin laboratuvarlarında “bilgisayar yöntemleri” ile ilgili çalışmalarda bulundu. Çalışma konuları “bir yapıda ki bilgiyi tanıma, bilginin bir yerden ötekine taşınması, bilgisayar depolama metodları ve bilgileri yeniden ortaya koyma tekniklerin etkinliği” idi. Hounsfield yaptığı gözlemler sonucunda birçok işe yarar malumatın, bunları ortaya koyacak cihazların yetersizliği nedeni ile yitirildiğini fark etti. Bu tekniklerden biri de konvansiyonel röntgen tekniği idi. Bu teknikte üç boyutlu vücudun içinden geçen x-ışınları, iki boyutlu filme resmedilirken bütün dokular üst üste önden arkaya gelecek şekilde kaydediliyor. Fakat dokular arasından farklı olan görülmekteydi. Vücut bir seri küçük küplere bölünebilse ve depoladığı x-ışını miktarları hesap edilse dokular

hakkında daha fazla bilgi sahibi olabilirdik. Yani üst üste gelen dokulardan hangisinin ne dokusu olduğunu bilebilirdik (Hounsfield, 1973).

Hounsfield 1967-1971 yılları arasında yaptığı çalışmalar ile, bir organa gönderilen x-ışınlarından dokunun soğurduğu x-ışın miktarlarını hesap edebilen ve bunları sayısal verileri kullanarak organın matematiksel şemasını yapan bir sistem gerçekleştirdi. Bu deneysel çalışmalar için yetersiz röntgen filmleri yerine, x-ışınına ondan daha duyarlı kristal dedektörler kullandı. Ardından bilgisayarın bu karmaşık işlemleri çözümleyebileceği fikrini ortaya attı (Türk Nöroşirürji Dergisi, 2006). Hounsfield kendi adıyla anılan bağıntıyı kullanarak gözün ayırt edemediği değerlerin bilgisayarlar tarafından ayırt edilebilecek olan değerleri üretti.



Şekil 3.1. Yukardaki şekilde bazı organlar için Hounsfield Değerleri verilmiştir (Anonim).

3.4. X-ışını Kullanılan Görüntüleme Teknikleri

3.4.1. Röntgen

Röntgen makineleri x-ışını kullanılarak tıbbi görüntüleme yapan tanı ve tedavi cihazlarıdır. Röntgen makinelerinde x-ışınının istediğimiz miktarda ve kalitede elde edebiliriz. Röntgen makineleri iki gruba ayrılır. Bunlar radyografi ve radyoskopi cihazlarıdır (MEB Ankara, 2011).

Her iki cihazda benzer özellikler göstermektedir. Radyografi cihazları ile durgun bir görüntüleme yapılabilirken, radyoskopi cihazları ile hareketli görüntüleme yapılır. Radyografi ve fluoroskopi aygıtları, geliştirilen bilgisayar teknolojilerinin entegrasyonu ile dijital hale getirilmiştir. Buna göre hastanın içinden geçen x-ışınları, röntgen filmi veya fluoroskopi ekranına değil, x-ışını miktarlarının ölçülebildiği bir düzenek üzerine düşürülür. Elde edilen görüntüler bilgisayar aracılığı ile bu ölçümlerin değerlendirilmesi sonucu oluşturulur.

3.4.2. Dijital Röntgen

Gelişen bilgisayar teknolojileri ile radyografi ve fluoroskopi uyumlandırılarak dijital röntgen ortaya çıkmıştır. Bu cihazda x-ışınları hastayı geçtikten sonra bir film üzerine değil görüntü alıcılarının olduğu bir düzenek üzerine düşer. Böylelikle elde edilen bu veriler önce rakamsal değerlere sonra ise görüntüye dönüştürülür.

Dijital röntgende, film yerine dedektör zinciri yada görüntü alıcıları vardır. Piksel adı verilen küçük noktalardan görüntü oluşturulur. Görüntüyü oluşturan piksel sayısına o görüntünün matriksi denir.

Matriks elde edilen görüntünün birbirine dik olan iki kenarındaki piksellerin çarpımı ile hesaplanır. Örneğin; 1024*1024 ya da 2048*2048 gibi bir çarpımla belirlenir. Sistemin matriksi ne kadar büyük olursa elde edilen görüntünün kalitesi o kadar iyi olur (MEB Ankara,2011).

Dijital röntgenin avantajları:

- Görüntüler bu teknikte bilgisayar aracılığı ile elde edildiği için görüntü küçültülebilir veya büyütülebilir.

- Dijital görüntüleme de görüntüler istenen gri tonlarda elde edilebilir. Yani bir ekstremite radyogramında kemikler veya yumuşak dokular daha iyi görünecek şekilde ayarlanabilir. Böylece hastanın gereksiz ışın alması önlenir.
- Çekim sırasında görüntüde ayarlar yapılabildiği için yeniden film çekme sayısında azalma olur. Hasta gereksiz radyasyona maruz kalmaz.
- Elde edilen görüntü ağ ortamında bağlı bulunan bilgisayarlara gönderilebilir ve zamandan tasarruf sağlanır (MEB Ankara, 2011).

3.5. Bilgisayarlı Tomografi(BT)

Bilgisayarlı Tomografinin daha iyi anlaşılabilmesi için bazı terimleri bilmemiz gerekmektedir. Bu terimler:

“Dedektör: Gaz, mayın, radyoaktif mineral, manyetik dalgayı algılamak için kullanılan cihazdır.

Kesit: Bir şeyin enlemesine veya boylamasına kesildiğinde ortaya çıkan yüzeydir.

İnkrement: Artırma miktarın çoğalması

Gantri: İçerisinde x-ışını tüpü ve dedektörlerin bulunduğu, dikdörtgen şeklinde büyük bir kutudur.

Algoritma: Bir problemin ideal çözümüne giden yola denir.

Rezolüsyon: Fark edilebilen en küçük değişimin ölçüsüdür.

Skenogram: Klavuz görüntüdür.

Matriks: Dijital görüntüde ki yatay ve düşey sıradaki toplam piksel sayısıdır.

Pencereleme: Dijital görüntü üzerinde insan gözünün görebileceği gri ton ayarlamasını ifade eden terimdir.

Piksel: Dijital görüntüyü oluşturan en küçük resim hücresidir.

Voksel: Bir pikselin üç boyutlu karşılığıdır. Piksel bir noktayı iki boyutlu tanımlarken voksel bir noktayı üç boyutlu tanımlayan grafik bilgisidir. Piksel görüntü elemanının kısaltmasıdır. Voksel hacim elemanının veya hacim pikselinin kısaltmasıdır.

Hounsfield skalası /Hounsfield Units(HU): Her pikselin bir sayısal karşılığı vardır. Bu sayıları suyun zayıflama değerini sıfır kabul eden bir ölçeğe göre düzenlenmiştir. -1000'den +1000'e kadar uzanan bu ölçeğe "Hounsfield Skalası" denir.

Attenüasyon: X-ışını demetinin maddeden geçerken absorpsiyon veya sapma sonucu şiddetinde ki azalma demektir.

Window with(Pencere Genişliği): İnceleme esnasında görmek istenilen oluşumların, hounsfield değerini içine aldıktan sonra görmek istenilmeyen oluşumları dışarda bırakacak şekilde seçilen hounsfield skalası bandına denir.

Window level(Pencere Seviyesi): Pencere genişliğinin tam ortasıdır.

Noise: Genel olarak gürültü, parazit, istenmeyen sestir.

FOV(Field Of View): Görüntü alanı.

Pitch: BT tüpünün 360 derece dönüşünü tamamladığı süre içerisinde, masanın ilerleme mesafesinin kolimasyona bölünmesiyle elde edilen değerdir.

Zoomlama: Görüntü alanının küçültülmesi, görüntünün büyümesidir.

Reformasyon- Rekontrüksiyon: Mevcut plandaki kesitlerin, istenilen başka bir planda yeniden oluşturulmasıdır.

Hipederns: BT de beyaz görülen alanlara denir.

Hipodens: BT de siyah görülen alanlara denir.

İzodens: BT de gri tonda olup referans dokuya eş yoğunluk gösteren alanlara denir" (MEB Ankara, 2011).

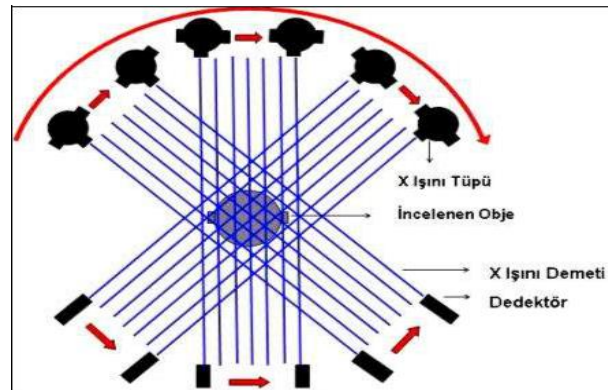
Bilgisayarlı Tomografi (BT) vücudun kesitsel bölgesini görüntülemeye yarayan ve bu olayı x-ışınının vücudun içinden geçirilerek elde edilen bir radyolojik teşhis cihazıdır. BT cihazı x-ışınlarının keşfinden yaklaşık 70 yıl sonra 1963 yılında Cormack aracılığı ile

teorize edilmiş ve tıp biliminde yeni bir dönem başlatan bir radyolojik görüntüleme cihazıdır. Hounsfield Bilgisayarlı Tomografi ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalarını 1967 yılında gerçekleştirmiştir. Ülkemizde BT'nin ilk uygulandığı yer Hacettepe Üniversitesi hastanesinde 1976 yılında gerçekleştirilmiştir. O yıllarda yapılan Bilgisayarlı Tomografi cihazlarında tek bir kesit görüntüleyebilmek için verilerin hazırlanması beş dakikadan fazla sürebiliyordu (MEB Ankara,2011).

Bu olay Bilgisayarlı Tomografi cihazının kullanılmasına engel oluşturmuştur. Bu sebeple Bilgisayarlı Tomografi uygulaması sadece beyin incelemelerinde sınırlı kalmıştır. Gerekli verilerin toplanması için süre uzun olduğundan diğer görüntüleme bölgelerinde gecikmeye neden olmuştur. Örneğin: batın, toraks, solunum gibi bölgeler (MEB Ankara,2011). Bilgisayarlı Tomografi yapılan çalışmalar sonucunda geliştirilmeye başlanmıştır. Diğer organları görüntülenmesine engel olan olumsuzluklardan arındırılmaya çalışılmıştır.

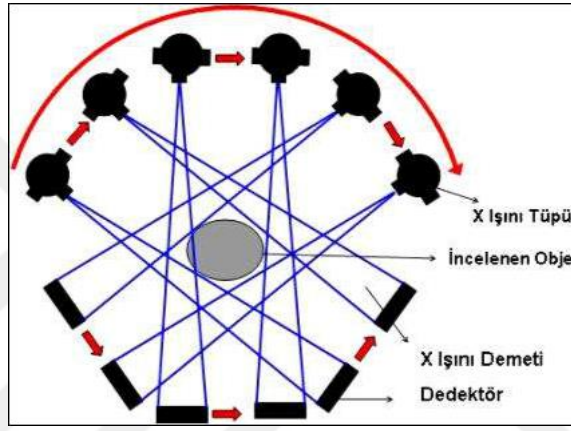
Bilgisayarlı Tomografi makinelerini gelişim sürecini beş aşamada inceleyebiliriz

Birinci jenerasyon cihazlarda, bir tane dedektör kullanılmaktaydı. Gönderilen x-ışınları dedektörü görece kadar çubuk şeklinde kolime edilmiştir. Bu jenerasyondaki cihazlar tüp ve dedektör birbirine karşılıklı olacak şekilde dizayn edilmiştir. Tarama işlemi başlatılır. Tarama bittikten sonra tüpe 1 derecelik açı verilir ve bu işlem tekrarlanır. Hasta sabit tutulur dedektör ve x-ışını tüpü hastanın etrafında 180 derecelik açı tamamlanana kadar döner. Bu işlemin süresi dört veya beş dakika sürebilir. Bu süre kesit görüntüsü almak için oldukça uzun bir zamandır (MEB Ankara, 2011).



Şekil 3.2. Birinci jenerasyon cihazlarda tüp ve dedektör (MEB Ankara, 2011).

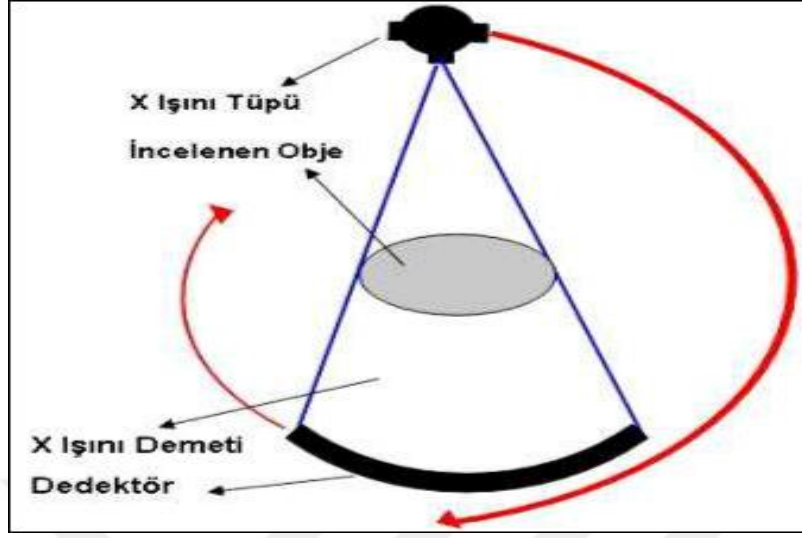
İkinci jenerasyon cihazlar, lineer olarak dizilmiş üç tane dedektör ve üç tane de x-ışını dedektör kullanılmaktadır. X-ışınları dedektörlerle karşılıklı dizilmiştir. Bu cihazda da x-ışını ve dedektörler karşılıklı olacak şekilde tarama yapılır. Tarama bittikten sonra tüpe 10 derecelik açı verilir ve işlem tekrarlanır. Bu işlem tüp ve dedektör 180 derecelik açı tamamlanana kadar devam eder. Bu cihazlarda istenilen kesitsel görüntüye daha hızlı bir şekilde ulaşıldığı ve birden fazla dedektör tarafından incelendiği için daha ayrıntılı görüntü elde edilir (MEB Ankara, 2011).



Şekil 3.3. İkinci jenerasyon cihazlarda tüp ve dedektör (MEB Ankara, 2011).

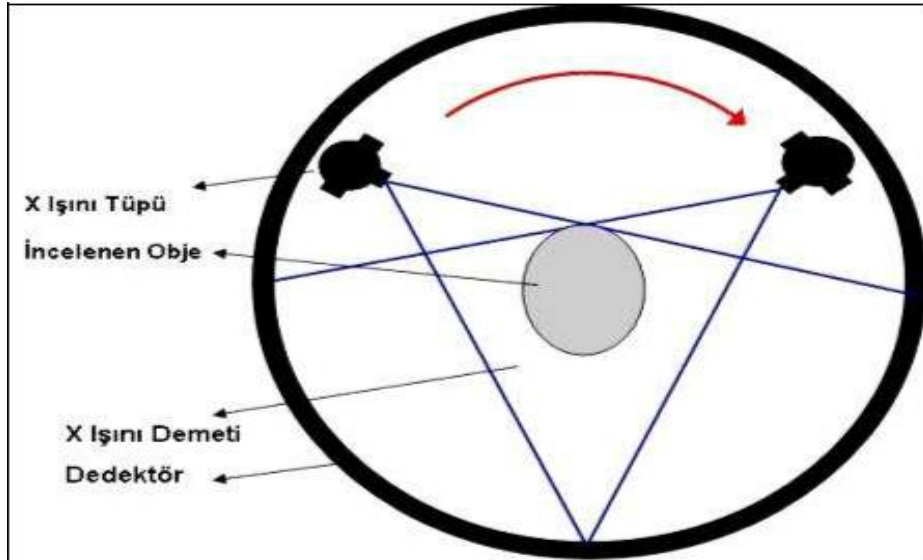
Üçüncü jenerasyon cihazlar, x-ışını demeti yelpaze şeklindedir. Dedektör x-ışını demetini karşılayacak şekilde konveks biçimde dizayn edilmiştir. Dedektör sayısı yaklaşık 300-600 arasındadır. X-ışını tüpü ve dedektörler birbirleri ile uyumlu olarak hasta etrafında 360 derecelik açı yapacak şekilde döner (MEB Ankara, 2011).

Birinci ve ikinci jenerasyon cihazlarda incelenebilen organ beyin olarak sınırlandırılmıştır. Fakat üçüncü jenerasyon cihazlarda tüm vücut bölgeleri incelenebilmektedir. Üçüncü jenerasyon cihazlarda kesit alma süresi 5 sn gibi kısa bir sürede görüntülenebilir ve daha fazla kesit incelenebilmektedir (MEB Ankara, 2011).



Şekil 3.4. Üçüncü jenerasyon cihazda x-ışını tüpü, x-ışını demeti ve dedektör (MEB Ankara, 2011).

Dördüncü jenerasyon cihazlarda, dedektör 360 derecelik açılarla gantri boşluğunun etrafında yerleştirilmiştir. Bu cihazlarda hastanın etrafında yalnızca x-ışını tüpü döner. Dedektör sabittir. Bu jenerasyon cihazlarda kesit alma süresi 1-2 sn'ye kadar indirilmiştir.



Şekil 3.5. Dördüncü jenerasyon cihazlarda x-ışını tüpü ve dedektör (MEB Ankara, 2011).

Beşinci jenerasyon cihazlar, ultrafast Bilgisayarlı Tomografi olarak da isimlendirilmektedir. Bu cihazlarda tüp ve dedektör hareketleri ortadan kaldırılmıştır. Dedektör halka şeklindedir.

Bu tip cihazlarda düşük ve yüksek çözünürlüklü olmak üzere iki ayrı çalışma modülü vardır. Düşük çözünürlükte saniyenin yarısı kadar bir sürede 8 ayrı kesit görüntüsü elde edilebilir. Yüksek çözünürlük modülünde ise 0.1-0.4 sn gibi bir sürede bir kesit görüntüsü elde edilir (MEB Ankara, 2011).

3.6. Simülasyon Programı Gate

GATE(Geant Application for Emission Tomography), uluslararası OpenGATE işbirliğiyle geliştirilen tıbbi görüntüleme ve radyoterapideki sayısal simülasyonlar için geliştirilmiş bir açık kaynaklı yazılımdır. Basit yada oldukça sofistike deneysel ayarları yapılandırmak için öğrenmesi kolay bir makro mekanizması kullanan GATE, yeni tıbbi görüntüleme cihazlarının tasarımında, edinim protokollerinin optimizasyonunda ve görüntü yapılandırma algoritmalarının geliştirilmesinde ve değerlendirilmesinde önemli rol oynamaktadır.

Düzeltilme teknikleri radyoterapi deneylerinde doz hesaplama için kullanılır.

GATE, programı içinde vGate adı verilen dosya uzantısını kullanacağız. Çalıştıracağımız Bilgisayarlı Tomografi (BT)'nin simülasyonu vGate dosyasında. Bizim kullandığımız vGate2.0 da GATE6.2 yi kullandık. GATE'in içinde kurulu olan BT dosyalarının örnekler(examples) dosyasında classic uzantısının içinde açıp çalıştırdık.

GATE programında çalıştırılan BT genellikle şu kısımlardan oluşturulur.

- Görüntüleme ayarları dosyası
- Sistem geometrisi tanımlama dosyası
- Oluşacak fiziksel süreçleri belirleme dosyası
- Kaynak belirlenmesi
- Çıkış verileri
- Simülasyonu başlatma

Görüntüleme ayarlarında BT sisteminin bilgisayar ekranında nasıl görüntüleneceği belirlenir. Sonra sistemin geometrisi tanımlanır. Sistemi oluşturan her bileşenin geometrik şekli ve boyutları belirlenir. Sonra fiziksel süreçler belirlenir. Bu işlemde parçacık madde etkileşimlerinde hangi fiziksel süreçlerin gerçekleşeceği(fotoelektrik olay, compton saçılması, bremsstahlung, Rayleigh saçılması, iyonizasyon) belirlenir. Bu işlemden sonra gönderilecek x-ray ışınının enerjisi, açısı ve tipi belirlenir. Çıkış verileri tanımlanır. Son olarak ise simülasyon başlatılır.

3.7. Root

Gate programının içinde tanımlı olan root programının temeli C++ programlama diline dayanmaktadır. Bu program GATE programı içinde elde edilen verilerin üzerinde matematiksel işlem yapılmasını izin verir.

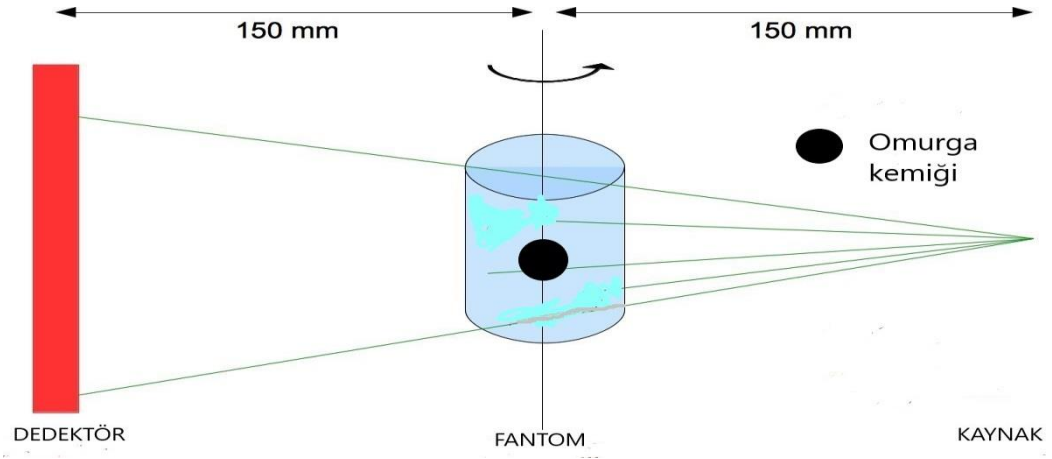
4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında ilk olarak sistemin geometrisini belirledik. Sistemin geometrisi bir x-ışını kaynağı, kaynaktan belirli bir uzaklıkta silindir şeklinde bir su tankı ve tankın içinde x-ışını ile etkileşecek olan bir malzeme tanımladık. Su tankından belirli bir uzaklıkta bulunan bir dedektör tanımladık. Dedektörümüz küçük ardışık piksellerden oluşmaktadır. Piksellerin malzemesini Si, NaI ve LSO olarak tanımladık. Silindirin içine küre şeklinde ayrı ayrı PVC ve omurga kemiği (spinebone) yerleştirdik. Bu iki işlem içinde simülasyonu ayrı ayrı başlattık ve verileri kaydettik.

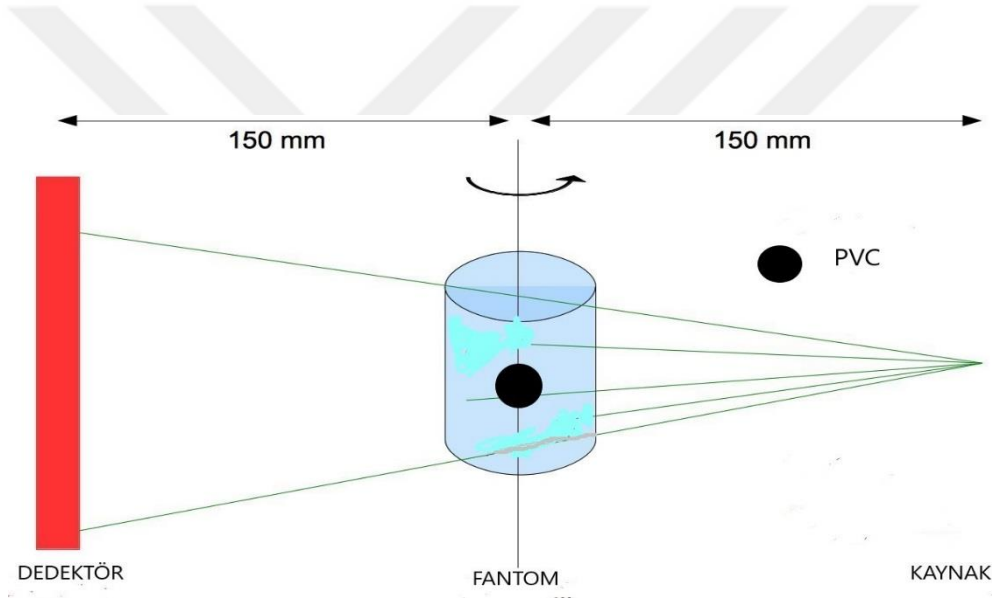
Kaynak olarak x-ışını tabancası kullandık. Simülasyon programında x-ışının aktivitesini 500000 Bq olarak belirlendi. Simülasyon da x-ışını enerjisi 10-40 keV olarak belirlenmişti. Bizde gerçek hayattaki BT çekimleri ile uyumlu olsun diye 100-130 keV olarak tanımladık. Gönderilen x-ışını açısını 0 ile 6.8 derece olarak tanımladık. Açı tipi varsayılan olarak belirledik. Son olarak simülasyonu başlattık.

Deneyde Çalıştırılan BT Örneği:

- X-ışını kaynağı konik bir kaynak olup, 0-6.8⁰ açı ile yayılıyor.
- Tarayıcıyı CTScanner olarak tanımladık.
- Tarayıcı 100*100 piksel'den oluşuyor.
- Bir piksel: 0.5*0.5*1 mm³'tür.
- Piksel'in malzemesini Si, NaI ve LSO olarak belirledik. Her bir malzemeyi tek başına çalıştırdık.
- Bir fantom tanımlandı
 - İçi su dolu bir silindir olarak tanımladık.
 - Silindirin içine bir tane küre şeklinde malzeme belirledik. İlk olarak Omurga Kemiği daha sonra ise omurga kemiğinin yerine silindirin içinde materyalini PVC olarak belirlediğimiz bir küre yerleştirdik ve simülasyonu çalıştırdık.
 - Silindirin yarıçapını 8 mm, yüksekliğini ise 20 mm olarak tanımladık. İçine yerleştirdiğimiz malzemeler küre şeklinde ve içi dolu, yarıçapı ise 3 mm'dir. Materyalleri silindirin merkezine yerleştirdik.

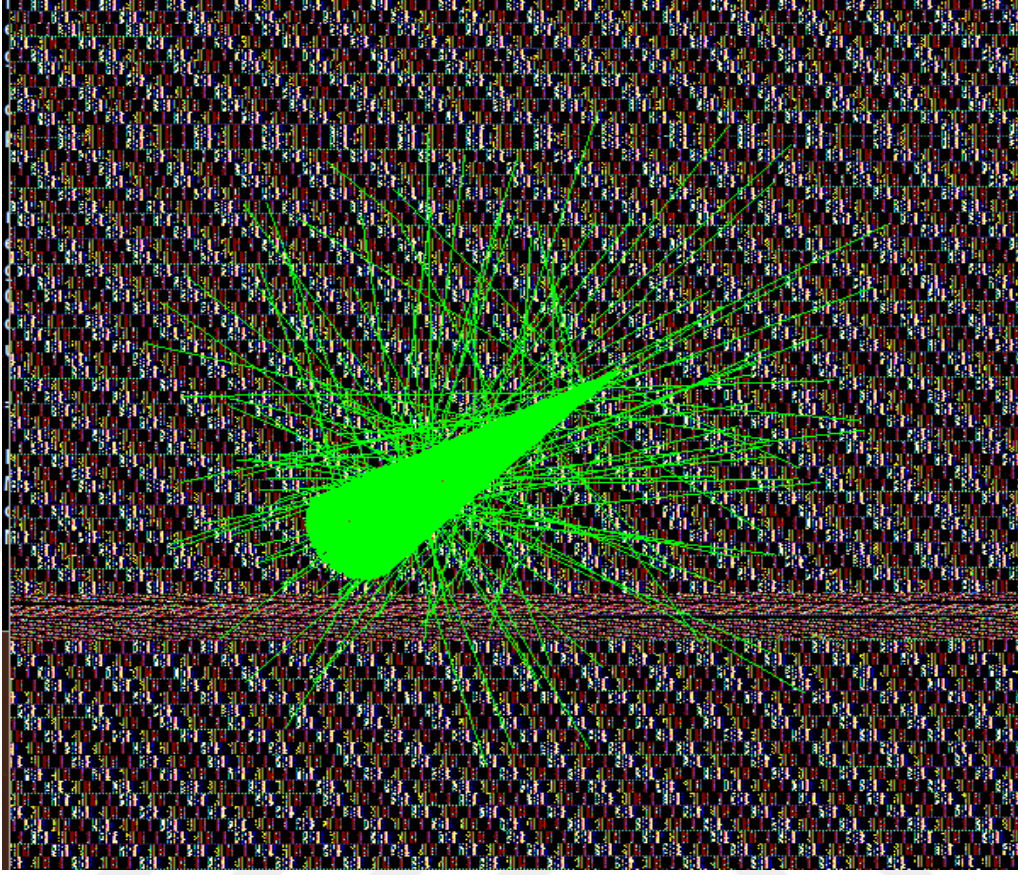


Şekil 4.1. BT simülasyon düzeni omurga kemiği için



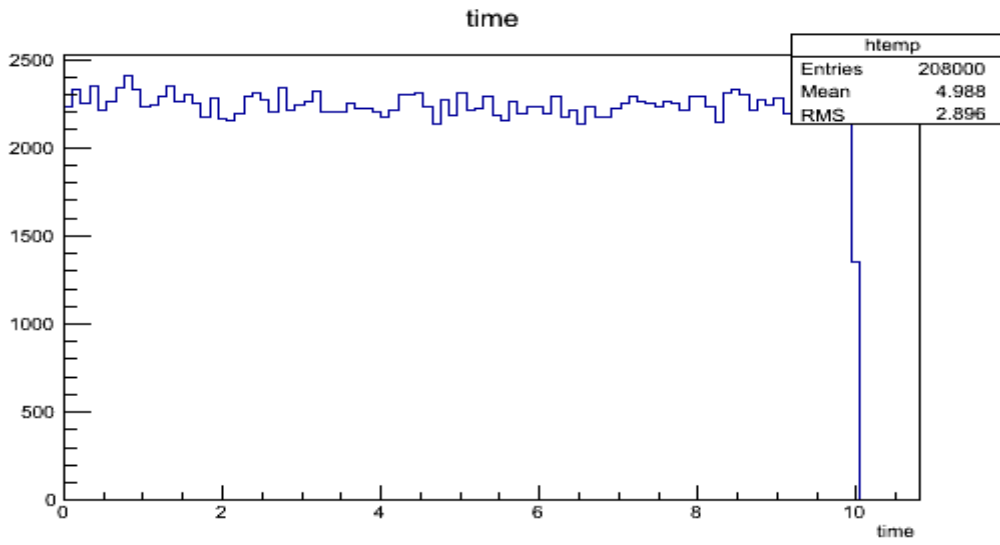
Şekil 4.2. BT simülasyon düzeneği PVC için

Simülasyon çalıştırılırken gönderilen x-ışının yaptığı etkileşimler aşağıda ki resimlerde verilmiştir.



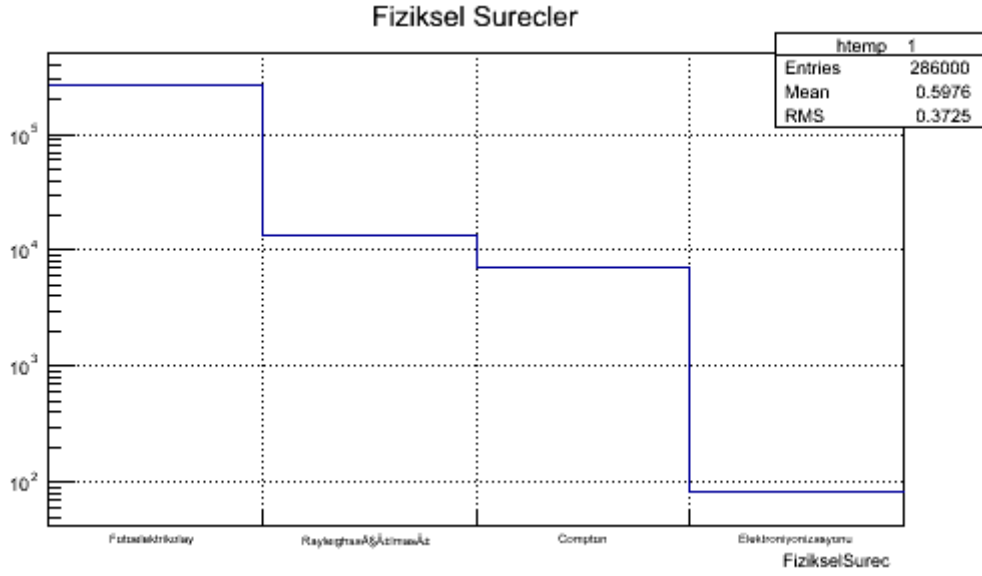
Şekil 4.3. Simülasyon sırasında oluşan x-ışını parıldamaları

İki tur çalışma var. İlk olarak 0-5sn arası ikinci çalışma 5-10sn arası.



Şekil 4.4. Simülasyonun çalışma süresi

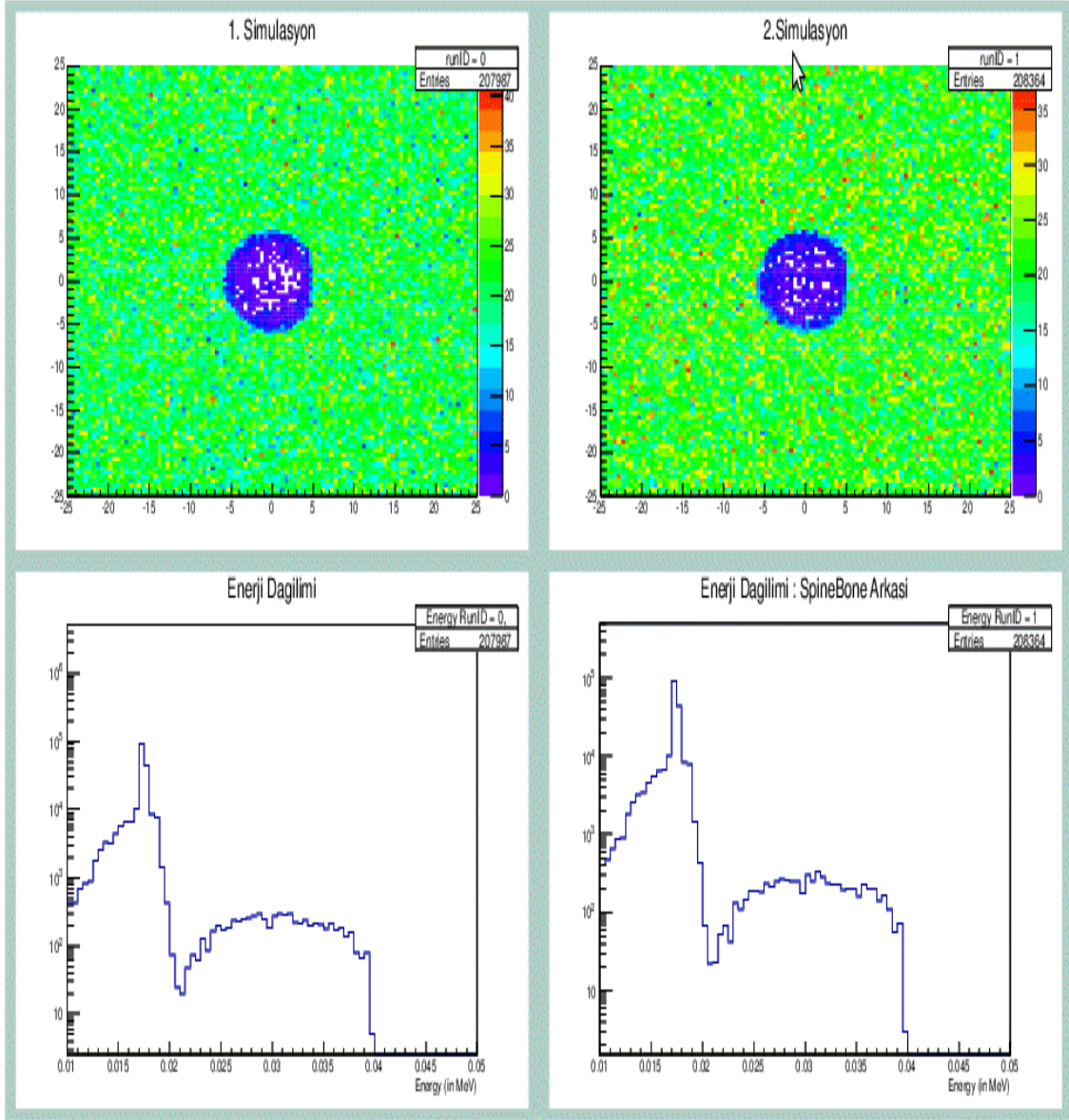
Gerçekleşen fiziksel olayların grafikte gösterimi aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.5. Simülasyonda gerçekleşen fiziksel süreçler

Yukarıda ki grafiği açıklayacak olursak eğer yaklaşık olarak 10^6 fotoelektrik olay gerçekleşmiştir. Yaklaşık 10^4 adet Compton saçılması, 10^4 adet Rayleigh saçılması ve 10^2 elektron iyonizasyonu fiziksel süreçleri gerçekleşmiştir. Simülasyonu sırası ile Si, NaI ve LSO için gerçekleştirdik. Bu element ve bileşikleri dedektör olarak kullandık. Kaynaktan çıkan x-ışınını fantomun içindeki malzemeyi geçip x-ışınının bir kısmı malzeme tarafından soğurulduktan sonra belirlediğimiz bu dedektör çeşitleri ile geçen x-ışınlarını tuttuk. Fantom malzemelerini ise sırası ile omurga kemiği ve PVC olarak tanımladık. Root programı yardımı ile dedektörde ne kadar enerji depolandığını gösteren grafikleri ürettik. Deneyimiz üç aşamadan oluşmaktadır

Birinci aşama: Dedektör malzememizi Silikon olarak tanımlayıp PVC ve omurga kemiği için elde ettiğimiz görüntüleri ve enerji dağılımını inceleyelim.



Şekil 4.6. Fantom omurga kemiği enerji dağılımı

Fantom materyalimiz omurga kemiği olarak simülasyon çalıştırılmıştır. Omurga kemiğinde birinci simülasyonda 207987 girdi kaydedilmiştir. İkinci simülasyonda 208364 girdi kaydedilmiştir. Elde edilen girdiler aşağıdaki tablolarda gösterilmiştir.

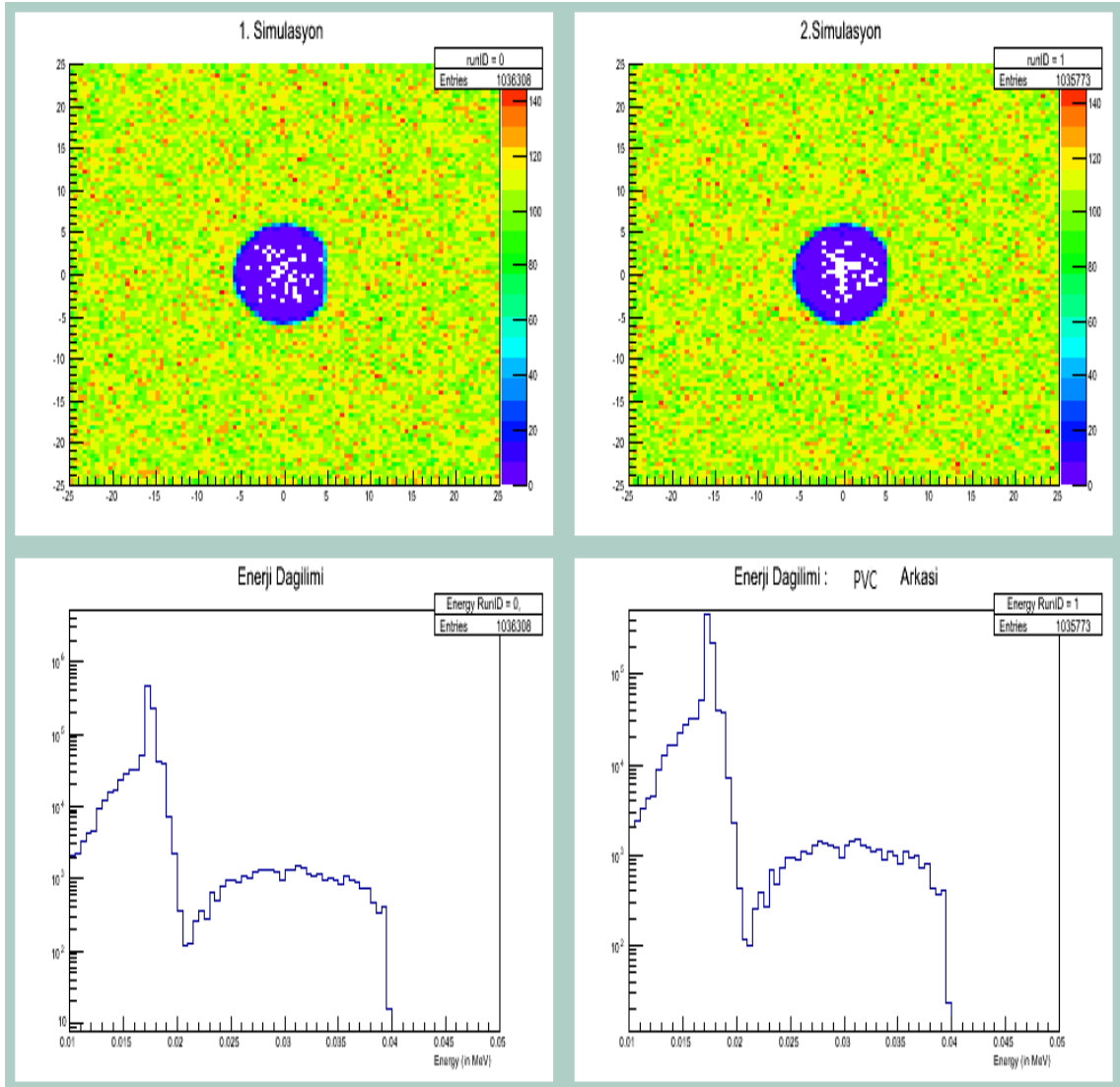
Çizelge 4.1. Birinci simülasyon omurga kemiği verileri (Si)

| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-------------|
| 0.01 | 10^2-10^3 |
| 0.015 | 10^3-10^4 |
| 0.017 | 10^5 |
| 0.02 | 10^2 |
| 0.025 | 10^2-10^3 |
| 0.03 | 10^2-10^3 |
| 0.035 | 10^2-10^3 |
| 0.04 | 10^2-0 |

Çizelge 4.2. İkinci simülasyon omurga kemiği verileri (Si)

| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-------------|
| 0.01 | 10^2-10^3 |
| 0.015 | 10^3-10^4 |
| 0.017 | 10^5 |
| 0.02 | 10^2 |
| 0.025 | 10^2-10^3 |
| 0.03 | 10^2-10^3 |
| 0.035 | 10^2-10^3 |
| 0.04 | 10^2-0 |

Şimdi ise fantom materyalimizin PVC olduğu durumu inceleyelim.



Şekil 4.7. Fantom PVC enerji dağılımı

Çizelge 4.3. Birinci simülasyon PVC verileri (Si)

| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|---------------|
| 0.01 | 10^3-10^4 |
| 0.015 | 10^4-10^5 |
| 0.017 | 10^5-10^6 |
| 0.02 | $10^2 - 10^3$ |
| 0.025 | 10^2-10^3 |
| 0.03 | 10^3 |

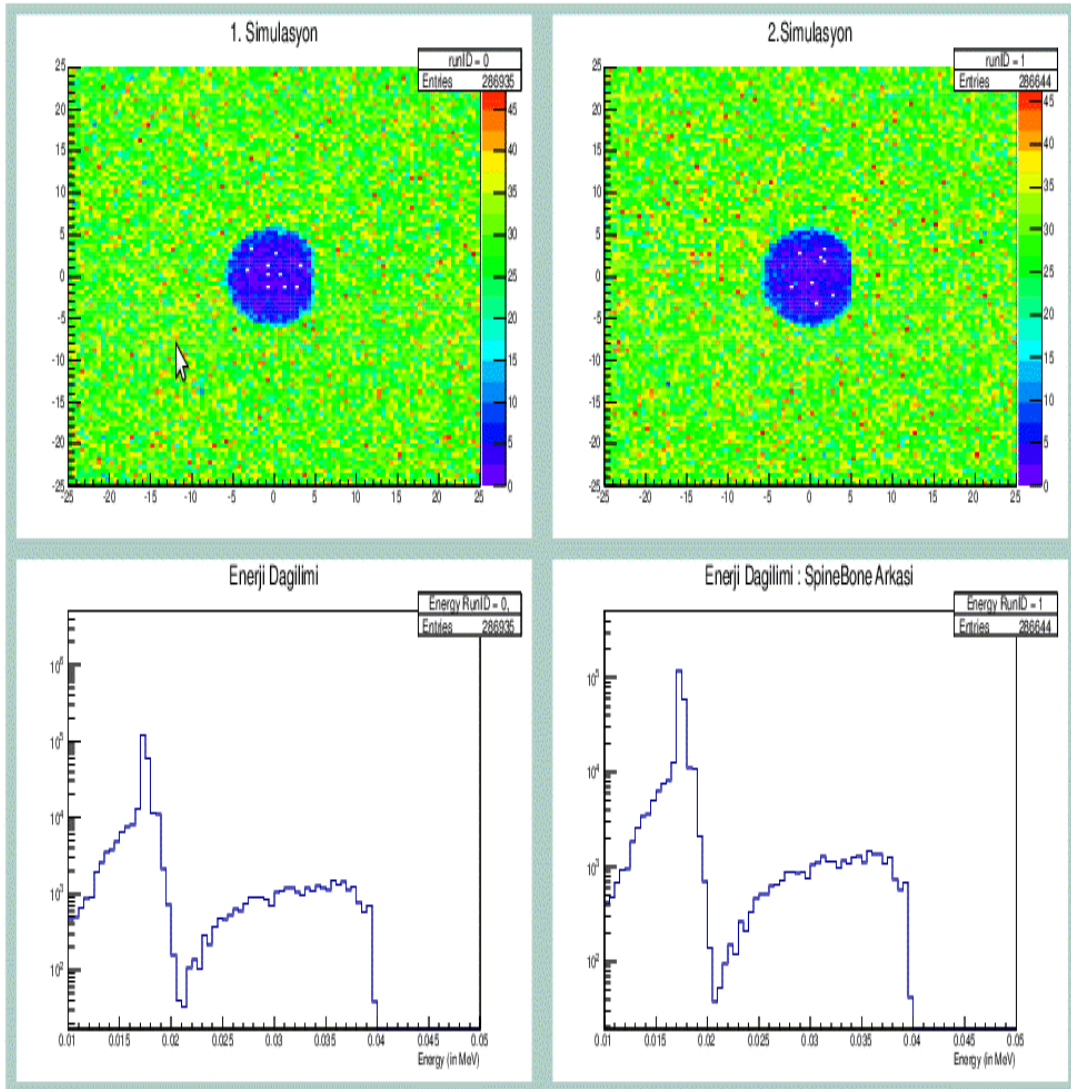
| | |
|-------|-------------|
| 0.035 | 10^2-10^3 |
| 0.04 | $10 - 0$ |

Çizelge 4.4. İkinci simülasyon PVC verileri (Si)

| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-------------|
| 0.01 | 10^2-10^3 |
| 0.015 | 10^3-10^4 |
| 0.017 | 10^5 |
| 0.02 | 10^2 |
| 0.025 | 10^2-10^3 |
| 0.028 | 10^3 |
| 0.03 | 10^2-10^3 |
| 0.035 | 10^2-10^3 |
| 0.04 | $10^2 - 0$ |

Yukarda oluşturulan tablolar dedektör malzemesinin Silikon olarak tanımladığımızda elde ettiğimiz verilerdir.

İkinci aşama: Dedektör malzememizi NaI olarak tanımlayıp simülasyonumuzu başlatalım. Bir önceki deney düzeneği ile aynı olup simülasyonda sadece dedektörün malzemesini değiştirdik. Fantomu omurga kemiği olup birinci simülasyonda 286935 adet girdi kaydedilmiştir. İkinci simülasyonda ise 286644 adet girdi saptanmıştır.



Şekil 4.8. Dedektörümüz NaI, fantom omurga kemiği

Çizelge 4.5. Birinci simülasyon verileri omurga kemiği verileri (NaI)

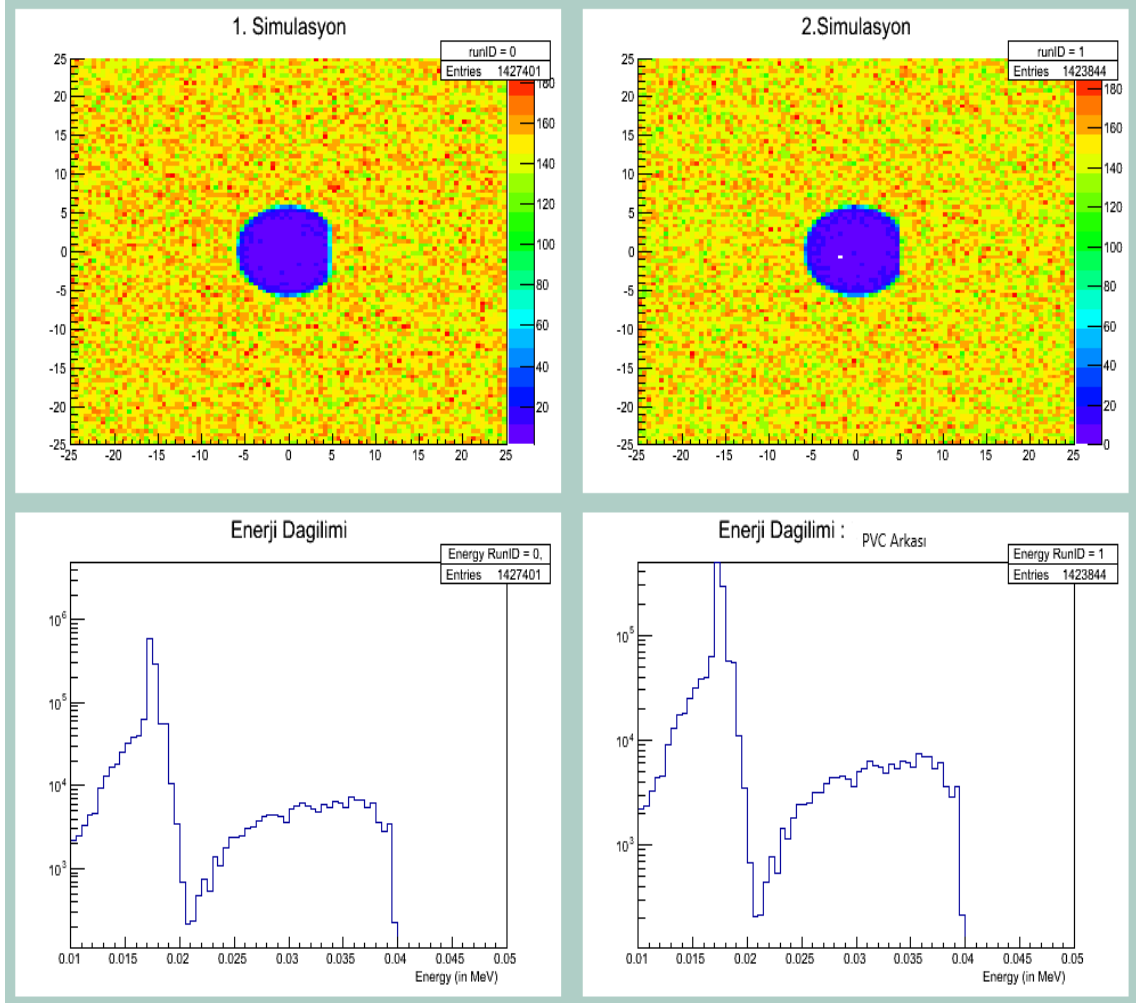
| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-----------------|
| 0.01 | 10^2 - 10^3 |
| 0.015 | 10^3 - 10^4 |
| 0.017 | 10^5 |
| 0.02 | 10^2 |

| | |
|-------|-------------|
| 0.025 | 10^2-10^3 |
| 0.03 | 10^2-10^3 |
| 0.035 | 10^2-10^3 |
| 0.04 | $10^2- 0$ |

Çizelge 4.6. İkinci simülasyon verileri omurga kemiği (NaI)

| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-------------|
| 0.01 | 10^2-10^3 |
| 0.015 | 10^3-10^4 |
| 0.017 | 10^5 |
| 0.02 | 10^2 |
| 0.025 | 10^2-10^3 |
| 0.03 | 10^2-10^3 |
| 0.035 | 10^2-10^3 |
| 0.04 | $10^2- 0$ |

Birinci simülasyonda 1427401 adet, ikincisinde ise 1423844 adet girdi elde edilmiştir.



Şekil 4.9. Dedektör NaI, fantom PVC

Çizelge 4.7. Birinci simülasyon PVC verileri (NaI)

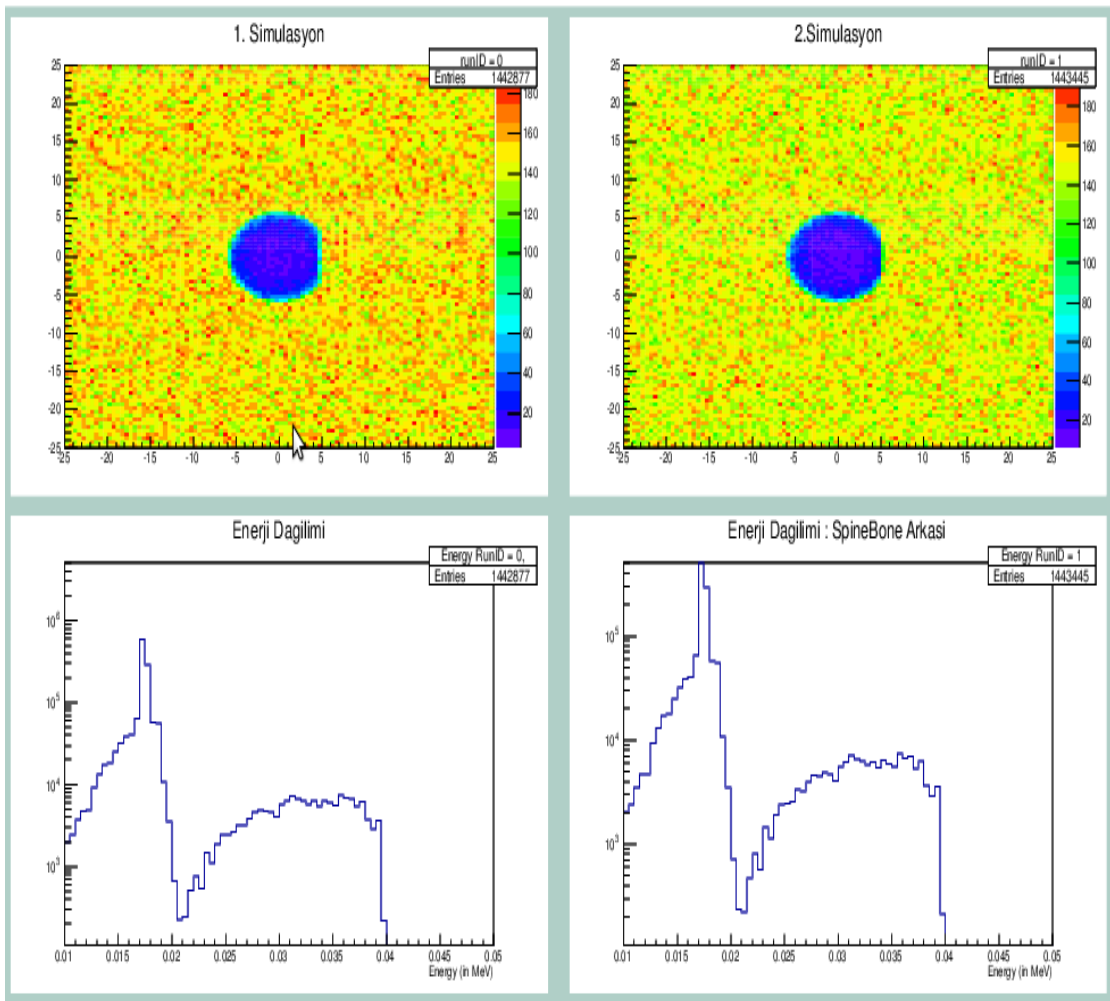
| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-------------|
| 0.01 | 10^3-10^4 |
| 0.015 | 10^4-10^5 |
| 0.017 | 10^5-10^6 |
| 0.02 | 10^3 |
| 0.025 | 10^3-10^4 |
| 0.03 | 10^3-10^4 |

| | |
|-------|-------------|
| 0.035 | 10^3-10^4 |
| 0.04 | 10^2-0 |

Çizelge 4.8. İkinci simülasyon PVC verileri (NaI)

| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-------------|
| 0.01 | 10^3-10^4 |
| 0.015 | 10^4-10^5 |
| 0.017 | 10^5-10^6 |
| 0.02 | 10^3 |
| 0.025 | 10^3-10^4 |
| 0.03 | 10^3-10^4 |
| 0.035 | 10^3-10^4 |
| 0.04 | 10^2-0 |

Üçüncü aşama: Dedektörümüzün malzemesini LSO olarak belirledik. Deney düzeneğini değiştirmedik dedektörümüz ve fantomumuz değişti. Fantomumuzun omurga kemiği olduğu birinci simülasyonda 1442877 adet girdi saptandı. İkinci simülasyonda ise 1443445 adet girdi saptanmıştır.



Şekil 4.10. Dedektörümüz LSO, fantom omurga kemiği

Çizelge 4.9. Birinci simülasyon omurga kemiği verileri (LSO)

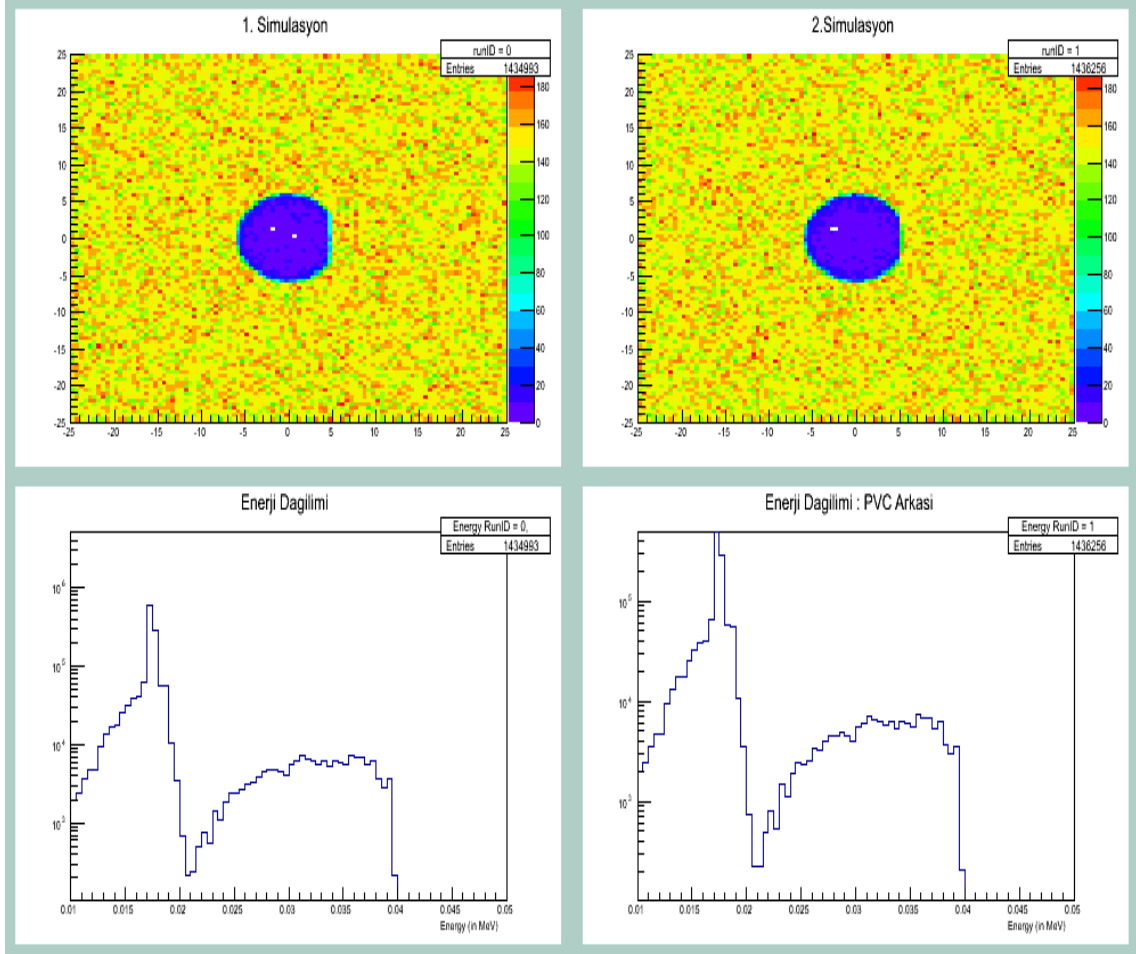
| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-------------|
| 0.01 | 10^3-10^4 |
| 0.015 | 10^4-10^5 |
| 0.017 | 10^5-10^6 |
| 0.02 | 10^2 |

| | |
|-------|-------------|
| 0.025 | 10^3-10^4 |
| 0.03 | 10^3-10^4 |
| 0.035 | 10^3-10^4 |
| 0.04 | 10^2-0 |

Çizelge 4.10. İkinci simülasyon omurga kemiği verileri (LSO)

| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-------------|
| 0.01 | 10^3-10^4 |
| 0.015 | 10^4-10^5 |
| 0.017 | 10^5-10^6 |
| 0.02 | 10^2 |
| 0.025 | 10^3-10^4 |
| 0.03 | 10^3-10^4 |
| 0.035 | 10^3-10^4 |
| 0.04 | 10^2-0 |

Birinci simülasyonda 1434993 adet, ikinci simülasyonda ise 1436256 adet girdi saptandı.



Şekil 4.11. Dedektörümüz LSO, fantom PVC

Çizelge 4.11. Birinci simülasyon PVC verileri (LSO)

| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-------------|
| 0.01 | 10^3-10^4 |
| 0.015 | 10^4-10^5 |
| 0.017 | 10^5-10^6 |
| 0.02 | 10^2 |
| 0.025 | 10^3-10^4 |
| 0.03 | 10^3-10^4 |
| 0.035 | 10^3-10^4 |
| 0.04 | 10^2-0 |

Çizelge 4.12. İkinci simülasyon PVC verileri (LSO)

| Enerji(MeV) | Olay sayısı |
|-------------|-------------|
| 0.01 | 10^3-10^4 |
| 0.015 | 10^4-10^5 |
| 0.017 | 10^5-10^6 |
| 0.02 | 10^2 |
| 0.025 | 10^3-10^4 |
| 0.03 | 10^3-10^4 |
| 0.035 | 10^3-10^4 |
| 0.04 | 10^2-0 |

Çizelge 4.13. Omurga kemiği için veriler

| Enerji(MeV) | Si Olay sayısı | NaI Olay sayısı | LSO Olay sayısı |
|-------------|-------------------|--------------------|--------------------|
| 0.01 | 10^2-10^3 | 10^2-10^3 | 10^3-10^4 |
| 0.017 | 10^5 | 10^5 | 10^5-10^6 |
| 0.02 | 10^2 | 10^2 | 10^2 |
| 0.03 | 10^2-10^3 | 10^2-10^3 | 10^3-10^4 |

Çizelge 4.14. PVC için veriler

| Enerji(MeV) | Si Olay sayısı | NaI Olay sayısı | LSO Olay sayısı |
|-------------|-------------------|--------------------|--------------------|
| 0.01 | 10^3-10^4 | 10^3-10^4 | 10^3-10^4 |
| 0.017 | 10^5-10^6 | 10^5-10^6 | 10^5-10^6 |
| 0.02 | 10^2-10^3 | 10^3 | 10^2 |
| 0.03 | 10^3 | 10^3-10^4 | 10^3-10^4 |

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Yapılan bu çalışmada standart bir BT sisteminde kullanılabilecek dedektör malzemesi olarak NaI, LSO ve Si kullandık. Silikon (^{14}Si) yarı iletken dedektör sınıfına girer. Diğer ikisi NaI ve LSO dedektörleri sintilasyon dedektörleri sınıfına girer. Yaptığımız simülasyon çalışmalarında GATE programında BT için hazırlanmış olan bir örneği kendi amacımıza uygun olarak değiştirdik. Simülasyon sonuçlarının gösterdiği üzere, kullanılan bu üç dedektör içinde enerji dağılımı ve detektörlerde varlanan foton sayılarında çok büyük bir farkın olmadığını bulduk. Sonuç olarak, GATE programının parçacık etkileşimlerini daha iyi simüle eden yeni versiyonları hazırlanıp kullanıcılara sunulmaktadır ve benzer simülasyonlar yeni GATE versiyonları ile de tekrarlanıp eski ve yeni versiyonlar arasındaki farklılıklar bulunabilir. Ayrıca kullandığımız bu üç dedektör malzemeleri bizim kullandığımız x-ışını enerji aralığı için tepkileri benzer olabilir.

6. KAYNAKLAR

- Akkoyun S., 2006. Uzayda Gama Işını Ölçümleri- Bir Geant Simülasyonu. Yüksek Lisans Tezi ANKARA Üniversitesi Fizik Anabilim Dalı
- Ambrose J., 1973. Computerized transverse axial scanning (tomography):Part2. Clinical application. British J of Radiology. 46:1023-1047
- Anonim: <https://www.kozmikanafor.com/compton/>
- Anonim: <https://www.physics.queensu.ca/~phys352/lect17.pdf>
- Anonim: (<http://physicsopenlab.org/2017/08/02/bremsstrahlung-radiation/>)
- Anonim:<https://slideplayer.com/slide/10709768/37/images/25/Hounsfield+units+of+tissues.jpg>
- Anonim: https://science.nasa.gov/ems/11_xrays
- Anonim: <http://physicsopenlab.org/2017/08/02/bremsstrahlung-radiation/>
- Anonim: <http://www.opengatecollaboration.org/>
- Carlo L, Giulia F., Carlo M., 2015. Emerging clinical applications of computed tomography, <http://dx.doi.org/10.2147/MDER.S70630>.
- Delbeke, D., 1999. Oncological application of FDG PET imaging, J Nucl Med, 1706-15p.
- Demir, M., 2008, Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları, Bayrak Ofset Matbaacılık Ltd. Şti. İstanbul.
- D.R. Dance, Christofides S., Maidment A.D.A., McLean I.D., Ng K.H., 2014. Diagnostic Radiology Physics.
- Francoise P., Klaus E. 2012. CT Imaging: Basics and New Trends. DOI:10.1007/978-3-642-13271-1_36.
- Gawler J, Bull JWD., Du B. G., Marshall J. 1975. Computerized axial tomography with the EMI-scanner. Advances and Technical Standarts in Neurosurgery: 2:3-32
- Hounsfield GN., 1973 Computerized transverse axial scanning (tomography):Part I. Description of system.British J of Radiology. 46:1016-1022.
- Hounsfield GN., 1973 Computerized transverse axial scanning (tomography):Part I. Description of system.British J of Radiology. 46:1016-1022
- Krane, S.K., 1987. Introductory Nuclear Physics. John Wiley, 3 Ed. Printed in the United States of America Çeviri Editörü: Başar Şarer, 1999. Nükleer Fiziğe Giriş, Cilt 1, 2. Baskı, Palme Yayıncılık, 2006, Ankara.
- John O. P., Paul L, 2012. Radiation-Based Medical Imaging Techniques: An Overview. DOI:10.1007/978-3-642-13271-1_35.
- Knoll G. F., 2010. Radiation Detection and Measurement, Third Edition
- Krane, K.S., 2001. Nükleer Fizik. Palme.

- Luc S., Daniel S., 2004. Simulation of time curves in small animal PET using GATE, doi:10.1016/j.nima.2004.03.118.
- Maher K., 1997. DEXA: Radiation Safety. https://tp.physique.usherbrooke.ca/experiences_fichiers/GammaTomographie/Sites%20Web%20de%20reference/Interaction%20of%20XRays%20with%20Matter.htm- (07.05.2018)
- Marjolein van der G., 2000. Principles of Computerized Tomographic Imaging.
- N. D'Ascenzo, V.Saveliev, 2012. Study of silicon photomultipliers for the medical imaging systems, doi:10.1016/j.nima.2011.11.091.
- Robert L. Harrison, 2012. Simulation of Medical Imaging Systems: Emission and Transmission Tomography, DOI:10.1007/978-3-642-13271-1_44.
- Riesz PB. The life of Wilhelm Conrad Roentgen. AJR 1995;165(6):1533-1537.
- Saha, G.P., 2001. Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine, Second Edition.
- Seyrek E., 2007. Radyoizotopların Üretimi ve Radyoterapide Kullanılması. Gazi Üniversitesi Fizik Eğitimi Anabilim Dalı
- Simon I. Eidelman, Boris A. Shwartz, 2012. Interactions of Particles and Radiation with Matter. DOI:10.1007/978-3-642-13271-1_1.
- Swindell W. and Webb S., 1999. X-Ray Transmission Computed Tomography, Medical Science Series.
- T.C. MİLLİ EĞİTİM BAKANLIĞI., 2011. RADYOLOJİ RÖNTGEN CİHAZLARI 725TTT062 ANKARA.
- T.C. MİLLİ EĞİTİM BAKANLIĞI., 2011. RADYOLOJİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ CİHAZLARI 725TTT082 ANKARA.
- Tugçe A . 2010. X-ışınları ve Kullanım Alanları. Bitirme ödevi. Gazi Üniversitesi. Fizik Anabilim Dalı
- Uyanık C., 2011 X-ışınları kristalografisi
- Yener G., Erees F.S., Salk M., Özbal Ö., 2006. Measurements of radon content in soil gas and thermal waters in Western Turkey, Radiation Measurements Vol 41 (3), 354-361 March

7. ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Giresun ilinin Dereli ilçesinde doğdum. İlk ve orta öğretimimi Ş.İ.Y. ilköğretim okulunda tamamladım. Liseyi Giresun lisesinde okudum. Üniversiteyi 2009 yılında Gaziosmanpaşa Üniversitesi Fizik bölümüne başladım ve 2014 yılında mezun oldum. 2014-2015 yılları arasında pedagojik formasyon eğitimimi tamamladım aynı yıl içinde de Gaziosmanpaşa Üniversitesinde Yüksek Enerji ve Plazma Fiziğin’de yüksek lisans eğitimime başladım.

E-mail: volkandinç28@hotmail.com

