



YAKIN DOĐU ÜNİVERSİTESİ
MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

BİTİRME PROJESİ
(BMM 400-BMM 402)

YENİ NESİL PET DEDEKTÖRLERİNİN
SİMÜLASYONU VE MODELLENMESİ

Talha ÖZALP

Mehmet Sadık DURGUN

Orçun CEYLAN

LEFKOĐA 2017 - 2018

Talha Özalp

Mehmet Sadık Durgun

Orçun Ceylan

YENİ NESİL PET DEDEKTÖRLERİNİN SİMÜLASYONU VE

MODELLENMESİ

YDÜ

2017-2018

YAKIN DOĐU ÜNİVERSİTESİ
MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

BİTİRME PROJESİ
(BMM 400-BMM 402)

YENİ NESİL PET DEDEKTÖRLERİNİN
SİMÜLASYONU VE MODELLENMESİ

Talha ÖZALP 20163912

Mehmet Sadık DURGUN 20111013

Orçun CEYLAN 20111625

LEFKOŞA 2017

BİLDİRGE

Tarafımızdan hazırlanıp huzuruza sunulan tez içerisinde intihal yapılmadığını, çalışmalarımızın tamamıyla edindiğimiz bilgiler doğrultusunda olduğunu bilgilerinize arz ederiz.

İsim- Soyisim: Talha Özalp

İmza:

Tarih:

İsim- Soyisim: Mehmet Sadık Durgun

İmza:

Tarih:

İsim- Soyisim: Orçun Ceylan

İmza:

Tarih:

TEŞEKKÜR

Yeni nesil pet dedektörlerinin simülasyonu ve modellenmesi adı ile bilenen projemizde dedektörünsensivitesi ve çözünürlük parametrelerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmayı hazırlama aşamasında bizden desteklerini eksik etmeyen Biyomedikal Bölüm başkanlığına, proje danışmanımız Yrd. Doç. Dr. İlker Özşahin hocamıza bizlere sunduğu öneriler ve eleştirilerle projemizde bizleri yönlendirdiği için teşekkürlerimizi sunarız.

Bizleri özveri ve sabırla yetiştiren hertürlü maddi ve manevi imkanı sunan, bugünlere gelmemizi sağlayan ailelerimize sonsuz saygı ve sevgilerimizi sunarız.

ÖZET

Pozitron Emisyon Tomografi (PET) görüntüleme yöntemi, pozitronun, elektronla birlikte çarpışması sonucunda ortaya çıkmış birbirine zıt yönde saçılan 511 keV enerjili anihilasyon fotonlarının dedeksiyonuyla elde edilen bir metottur. Şu anda kullanılan PET radyonüklidleri fiziksel yarılanma süreleri 2 sn ile 110 dakika aralığında değişmekte olan Flor-18 (^{18}F), Galyum-68 (^{68}Ga) ve Karbon-11 (^{11}C) gibi ajanlardır. Lutesyum Yitrium Silikat Oksit (LYSO) ve Lutesyum Silikat Oksit (LSO) dedektör materyalli cihazlara Time of Flight (TOF) teknolojisinin katılması ile beraber PET görüntülerinin kalitesi ve lezyon ayırımı iyileşmiştir. (LSO) dedektör materyalini kullanarak oluşturacağımız simülasyonda hedef görüntü kalitesini en üst seviyeye çıkarmaktır.

GATE uluslararası OpenGATE işbirliği tarafından geliştirilen ve tıbbi görüntüleme ve radyoterapide sayısal benzetimlere ayrılmış gelişmiş bir açık kaynaklı yazılımdır. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET), Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi (SPECT), Bilgisayarlı Tomografi (BT), Optik Görüntüleme (Biyoluminesans ve Floresans) ve Radyoterapi deneyleri simülasyonlarını desteklemektedir. Basit veya son derece sofistike deney ayarlarını yapılandırmak için kolay öğrenilebilen bir makro mekanizması kullanarak GATE, yeni medikal görüntüleme cihazlarının tasarımında, satın alma protokollerinin optimizasyonunda, görüntü yeniden yapılandırma algoritmalarının geliştirilmesinde, değerlendirilmesinde ve düzeltme tekniklerinde kullanılır.

Gate programı ile PET simülatörü yaparak görüntüyü elde etmek amaçlanmıştır.

Anahtar kelimeler: PET, LYSO, LSO, GATE, TOF

İÇİNDEKİLER

BİLDİRGE.....	3
TEŞEKKÜR.....	4
ÖZET.....	5
İÇİNDEKİLER.....	6-7
ŞEKİL LİSTESİ.....	7
TABLO LİSTESİ.....	8
KISALTMA VE SEMBOL LİSTESİ.....	9
PROJE 1.....	10
BÖLÜM 1 GİRİŞ.....	10-11
1.1.1 Pozitron Emisyon Tomografisinin Tarihçesi.....	12
1.1.2 Pozitron Emisyon Tomografisi.....	13-14
1.1.3 Time OfFlight Özelliği.....	15
1.1.4 Atenüasyon.....	16
1.1.5 PET’te Kullanılan Radyofarmasötikler.....	17
1.1.6 SintilasyonDedektörleri.....	18
1.1.7 Beyin Pozitron Emisyon Tomografi.....	22
BÖLÜM 2 PROGRAMLAR, KOD TANIMI VE GÖRÜNTÜ OLUŞUMU.....	24
1.1.8 Virtual Box	24
1.1.9 GATE.....	25
1.1.10 Kod Tanımı.....	26
1.1.11 Simülasyon Oluşturma.....	27
BÖLÜM 3 SONUÇ.....	30

PROJE 2.....	31
LSO Kristalinin İncelenmesi.....	31
CHC Kristalinin İncelenmesi.....	32
LuAPKristalinin İncelenmesi.....	33
CLLB Kristalinin İncelenmesi.....	34
SrI2 Kristalinin İncelenmesi.....	35
LGSO Kristalinin İncelenmesi.....	36
SONUÇ.....	37
KAYNAKÇA.....	38
EK.....	39-40-41-42

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1- Pozitron Emisyon Tomografisi.....	13
Şekil 2-Annihilasyon Reaksiyonu	14
Şekil 3-TOF teknolojisi olan ve olmayan PET tarayıcısı ile çekilmiş fantom görüntüsü....	15
Şekil 4-PET Koinsidansları.....	16
Şekil 5-GATE ile çalıştırılmış ve parawiev programı ile görüntülenen LSO kristali.....	19
Şekil 6-GATE ile çalıştırılmış ve parawiev programı ile görüntülenen LSO kristali.....	19
Şekil 7-PET Beyin taraması.....	22
Şekil 8-Virtual Box Programı.....	24
Şekil 9-GATE simülasyonu.....	25
Şekil 10-Virtual Box Yöneticisi.....	27
Şekil 11- GATE	27
Şekil 12-Simülasyon head kısmı.....	28
Şekil 13-Head,Modul kapalı crystal ve phantom açık simülasyon görüntüsü	29
Şekil 14- Sintilasyon kristalleri ve phantom açık simülasyon görüntüsü.....	39
Şekil 15- Warframmodunda 16 head 16 block 16 crystal(32*32) 1 Phantom simülasyon görüntüsü.....	39
Şekil 16- LSO kristali simülasyon görüntüsü.....	40
Şekil 17-LSO kristalini merkeze alınmış hali (32*32)	40
Şekil 18- LSO kristalinin dedekte ettiği gama ışınları.....	41
Şekil 19- LSO kristalleri gama ışınları grafiği.....	41
Şekil 20- LSO kristalinin eventleri ve sensivitesi.....	42

TABLO LİSTESİ

Tablo 1.....	12
Tablo 2.....	17
Tablo 3.....	20
Tablo 4.....	21
Tablo5.....	31
Tablo 6.....	32
Tablo 7.....	33
Tablo 8.....	34
Tablo 9.....	35
Tablo 10.....	36

KISALTMA VE SEMBOL LİSTESİ

PET: Pozitron Emisyon Tomografisi
LYSO:Lutesyum Yittrium Silikat Oksit
LSO:Lutesyum Silikat Oksit
GATE:GEANT4 Application Of Tomographic Emission
TOF:Time of Flight
LOR:Line of Response
FDG:Fluorodeoxyglucose
SPECT:Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi
BT:Bilgisayarlı Tomografi
F-18:Flor-18
keV: kilo elektron volt
NaI(Tl):Sodyum İyodur
CsI:Sezyum İyodur
CsI(Tl):Sezyum iyodur (Talyum)
CaF₂:Kalsiyum Florür
BGO:Bizmut Germanat Oksit
CdWO₄:Kadmiyum Tungstat
PbWO₄:Kurşun tungstat
CeF₃:Seryum Florür
GSO:Gadolinyum Silikat Oksit
BaF₂:Baryum Florür
LuAP:Lutesyum Alimünyum Perovskit
LaBr₃:Lanthanum bromür
SrI₂:Stronsiyum iyodür

PROJE 1

BÖLÜM 1

GİRİŞ VE AMAÇ

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) 511 keV enerjili anihilasyon fotonlarının dedeksiyonuolayınabağlananyeni nesil bir nükleer tıp görüntüleme yöntemidir. Bu teknikte vücuttaki biyolojik bir fonksiyonun moleküler görüntülemesi elde edilebilir. Bu sebeplePET görüntülerinin hassaslığı farklı görüntüleme tekniklerinden daha yüksektir. Pozitron Emisyon Tomografi görüntülemede, vücuda pozitron (β^+) saçanradyofarmasötikleriyollanır. Atomdan dışarı çıkıp saçıldığı andan itibaren belli bir enerjisi vardır. Örneğin; F-18 radyoizotopu parçalandığı anda 511keV enerjili pozitronlar saçılması olur. Yani salınan pozitronun hem yükü hem de kütlesi olup salındığı anda kayde değer de bir enerjisi vardır. F-18'den salınan pozitronlar işte bu enerji ile doku içinde 2-3 mm yol alabilirler. Doku içinde vurduğu hücrelerin atom ve moleküllerin öncelikle elektronları ile etkileşime girerler. Çünkü pozitron (+) yüklü, çarptığı elektron da (-) yüklü olup iki zıt yük birbirini çektiği için çarpışmagerçekleşir. Etkileşen iki zıt yüklü beta partikülünün kütlesi de olduğu için bu çarpışma sonunda kütleinin enerjiye dönüşümü olayı gerçekleşir. Yüksek hızla çarpışan iki kütle, birbirleriyle 180 derece zıt yönde yayılan iki fotona (anihilasyon fotonu) dönüşür. Bu anihilasyon fotonlarının saçılma doğrultularına konan PET dedektörleri ile deteksiyon ve görüntüleme sağlanır.

FDG-PET olarak adlandırılan tracer flor-18 (F-18) fluorodeoxyglucose (FDG) ile PET taraması, onkolojide yüksek oranda kullanılmaktadır. Onkolojik taramadaFDG'ninbir dozu 14 mSv'likyüksek bir radyasyon miktarına sahiptir.Fluorodeoxyglucose için oksijen atomu yerine F18 konulur.Tüm hücrelerde glikoz birdiğer aşama için gerek duyulduğundan FDG'de başka etkileşim oluşmaz. En önemlisi çoğu dokuhegzokinazeklenmiş fosfatı çıkaramaz. Bu olayFDG'nin, bozulana kadar onu alan her hücrede kalmasını sağlar.Çünküfosforile şekerler, iyonik yüklerinden ötürü hücrelerden çıkamazlar. Bu, yüksek glikoz almaya meğilli dokuların yoğun radyoaktif işaretlenip belirlenmesinesebep olur. Sonuca bakarsak FDG-PET, özellikle kanserlerin tanı, evreleme ve izleme tedavileri için kullanılabilir.Bazı diğeri izotoplar ve radyoterapörleri belirli nedenler doğrultusunda onkolojiye dahil edilmektedir.

GATE, Geant4 sistemini temel alan, SPECT ve PET görüntü simülasyonu ve BT görüntü simülasyonu gibi çok fazla tıbbi fizik çalışmaları için sürekli olarak kullanılan bir Monte Carlo simülasyon aracıdır. Aynı zamanda sanal makineye de kurulabilen GATE (vGATE), herhangi bir ana makine (Linux, Windows, MacOS, ...) (32 veya 64 bit) üzerinde çalıştırılabilir.

Bu çalışmanın amacı, GATE kullanarak beyin pet simülasyonunda kristal karşılaşması yapmak ve dedektör performansını artırmak için en uygun kristal seçimini gerçekleştirmektir.

1.1.1 Pozitron Emisyon Tomografisinin Tarihçesi

Pozitron saçan radyonüklidler ilk olarak 1940'lı yıllarda Kamen ve Ruben'in karbon-14'e ilgileri ile başlamıştır. 1950'li yılların son zamanlarına doğru Ter-Pogossian C, O₂, N₂ gibi vücudun temel yapı taşlarını oluşturan radyonüklidlerle bölgesel metabolik çalışma yapılabileceğinin düşünmüştür. Pozitron emisyon tomografisi (PET) Ter-Pogossian'nun Dr. Michael Phelps venükleer tıp alanında çalışan diğerler kişilerin uğraşları sonucu 1970'li yılların başında kendini göstermeye başlamıştır. 1970'li yılların başında Hounsfield ve Ambrose'nin x-ışınlı bilgisayarlı tomografiyi bulmaları ile görüntüleme tarihinde yeni bir döneme kapılarını açmış ve aynı senelerde farklı önemli tıp merkezleri siklotron kullanarak pozitron salıcısı radyonüklidlerin üretilip çoğaltılması işlemine başlaması ve üretilen radyonüklidlerin biyomedikal araştırmalara öncülük etmesi pozitron görüntülemeyi de hızlandırmış bulunmuştur. Başlangıçta bir araştırma yöntemi olarak üretilmesine rağmen, 1995'te miyokardial perfüzyonun PET ile değerlendirilmesi olmak üzere klinik uygulamalarda bulunmaya ve kullanılmaya başlanmıştır. 1998'de, soliter pulmoner nodüllerin ve akciğer kanserlerinin artması sebebiyle erken teşhis aşamasında kullanılmasıyla önü daha fazla açılmış ve gelişmesi git gide artmıştır. Ayrıca 1998'de ilk PET/BT hibrit sistemi yapılmıştır ve 2001'de bu çalışmalar doğrultusunda ticari olarak da üretilmeye ve geliştirilmeye başlanmıştır. PET enstrümantasyondaki gelişmelerle, uzun yıllardır gelişmesine rağmen son yıllarda kanser, kardiyak, nöroloji alanlarındaki teşhis ve tedavi amaçlı olarak kliniklerde çok daha fazla şekilde rol almaya başlamıştır.

1930 Pozitronun keşfi (Carl Anderson)
1934 Yapay radyoaktivitenin keşfi (Irene Curie ve Frederic Joliot) C-11, N-13, F-18 gibi pozitron salıcısı bazı radyonüklidlerin tanımlanması
1951 Beyin PET için NaI probunun ilk kullanımı (W Sweet, G Brownell)
1958 Pozitron salıcısı fizyolojik radyonüklidlerin (C-11, N-13, F-18) biyomedikal araştırmalarda efektif olarak kullanılmaya başlanması
1970 Çok dedektörlü PET tarayıcısının geliştirilmesi (Brownell ve Burnham)

Tablo 1. Pet Tarihindeki Gelişmeler

1.1.2 Pozitron Emisyon Tomografisi

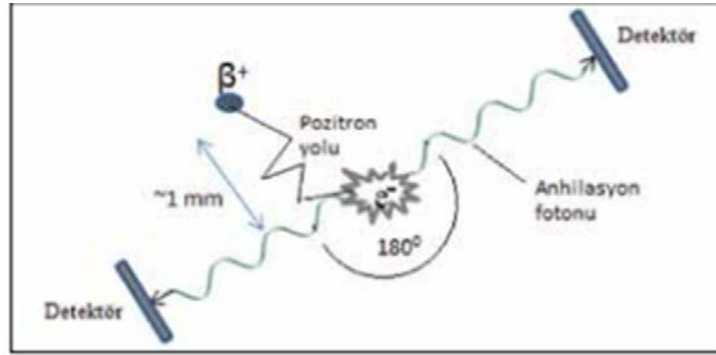
PET diğer görüntüleme yöntemlerine nazaran daha çok avantaj sağlayan görüntüleme yöntemlerindedir. PET, vücutta biyokimyasal seviyede bulunan ve radyonüklid ile işaretli radyofarmasötik molekülünden pozitron emisyonu sonrasında ikianhilasyon fotonunun hesaplamasını yapar. Biyolojik fonksiyonların moleküler görüntülemelerini sağlamaktadır ama anatomik fonksiyonların moleküler görüntülemesini yapmaz. PET transmisyon tarama yada bilgisayarlı tomografik bilgiden çok daha iyi kolimasyon ve doğru atenüasyondüzeltilmeleriyapar.



Şekil 1. Pozitron Emisyon Tomografisi

PET'in temelinde pozitron yayıcılar ismiyle bildiğimiz radyoaktif izotopların fiziksel özelliklerinden bahsedilir. Pozitron yayıcılar ismindende anlaşılacağı üzere bu radyonüklidler radyoaktif bozunuma uğradıkları andan itibaren gama fotonları yerine pozitron saçarlar. Pozitron bozunumu olarak bildiğimiz (β^+) pozitif yüklü bir partiküldür. Bu partikül bir çeşit beta bozunumu yapıp, daha dengeli hale gelebilmek için protondan zengin nükleuslarda gerçekleşmektedir. (β^+) aynı zamanda pozitif yüklü elektronlara olarakta nitelendirebiliriz. Bu gidişat β^+ partiküllerinin madde ile etkileşimlerinin açıklanmasını kolaylaştırmış olacaktır. Negatronlar ise negatif yükle beta partikülleridir. (β^- partikülleri) de elektronlara benzerlik gösterirler. Fakat aralarındaki farka bakacak olursak nükleusların çevresindeki elektron bulutları yerine nükleusorijinlidirler. (β^-)

partikülünün PET tarayıcısında görevi olmaz. PET tarayıcıları pozitronları görüntüleyememektedir. Gama yayan radyonüklidlerle uygulanan nükleer tıp görüntülemelerinden başka olarak PET' te fotonlar bozulma uğrayan nükleuslardan hemen yayılmazlar. Pozitif yüklü partiküller olan pozitronlar birkaç milimetre yol alabilirler ve negatif yüklü bir elektronla karşılaşmaları o yüzden oldukça zordur. Bir elektronla pozitron çarpıştıklarında enerji oluşur ve kütle enerji dönüşümüne uğrar. Çarpışan partiküllerin kütleleri git gide sonlanırken, 511 keV enerji bulunduran iki adet anhilasyon fotonu kendi aralarında 180 derecelik açılarla zıt yönlerde saçılırlar. Bu olaya anhilasyon yani kaybolma (yok olma) denir. Oluşan fotonlara da anhilasyon fotonları denir.



Şekil 2. Anhilasyon Reaksiyonu

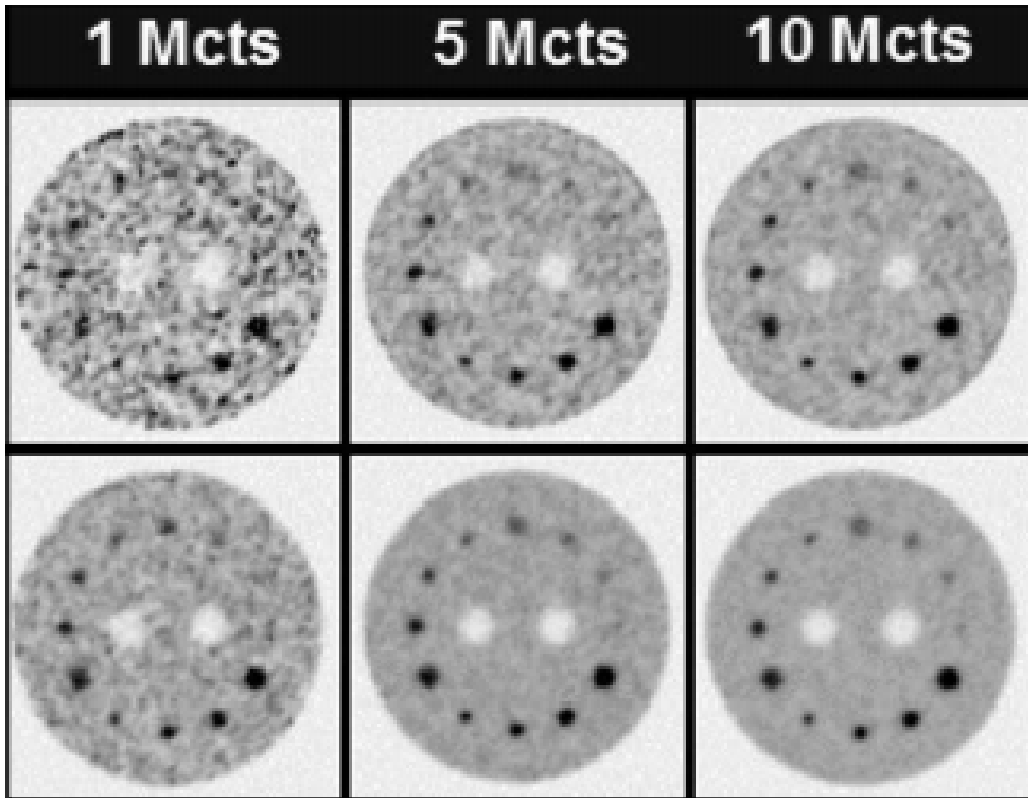
Pozitronun, salındıktan sonra bir mesafe kateder bu mesafe anhilasyon oluşuncaya kadar devam eder ve bu mesafe PET tarayıcının çözünürlüğünü değiştiren önemli bir etkidir. Bu mesafenin artması yada azalması çözünürlüğü olumsuz yada olumlu yönde etkilediği gibi kantitasyon (sayısallaştırma) hatalarında etkisi yüksektir.

Anhilasyon fotonlarının birbiri ile 180 derecelik ters yönde saçıldığı sanal hat LOR (Line of Response-eş cevap eğrisi) diye isimlendirilir. Koinsidans dedeksiyon ise aynı anda zıt yönlerde saçılan iki anhilasyon fotonunun aynı zamanda dedekte olmasına denilmektedir. PET dedektör halkasına beraberinde (birkaç nanosaniyede-ns) ve birbirine zıt yönde saçılmayan foton çiftleri PET tarayıcı bunu algılayamaz ve göz ardı edilir. Bu şekilde PET tarayıcıya belli bir zaman boşluğuna ulaşan fotonlar gerçek (true) foton denirken, bu zamandan önce veya sonra ulaşan fotonlara ise gerçek olmayan (random) foton denilmektedir.

1.1.3 TIME OF FLIGHT ÖZELLİĞİ

Time-of-Flight özelliği ile donatılan PET tarayıcılar günümüzde daha fazla kullanılmaya başlamıştır. TOF teknolojisinde anihilasyon merkezinde bulunan yani saçılan fotonların yolları dedektörlere aynı mesafede olmaz ise, fotonların detektörlere buluşma süreleri arasında bir süre farkı oluşur. Bu software ile onarılarak LOR içinde algılanmaktadır.

Özellikle vücudun merkeze uzak bölgelerinde ki lezyonların çözünürlüğünün fazla olmasında TOF teknolojisi teknik olarak kanıtlanmıştır. Aşağıdaki resimde (Şekil3.) içinde farklı büyüklüklerde lezyonlar olan bir fantomun 300 psn TOF teknolojisine sahip PET tarayıcı ile çekilmiş görüntüleriyle ve aynı fantomun farklı bir sistemde TOF özellikleri olmadan çekilmiş görüntülerinin karşılaştırılmasını yapacağız.



Şekil3. TOF teknolojisi olan ve olmayan PET tarayıcısı ile çekilmiş fantom görüntüsü

TOF özelliği olmayan PET tarayıcılardan elde edilen görüntüler üst tarafta verilmiştir.

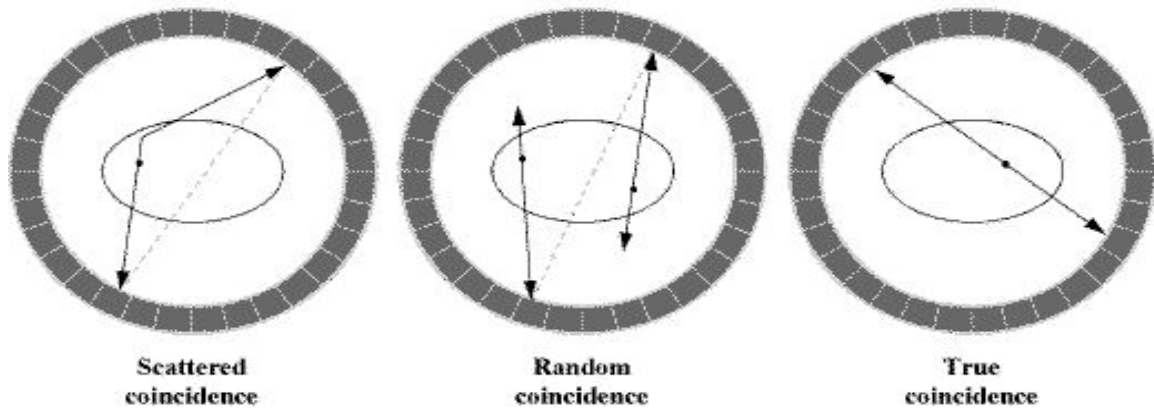
Altta ise TOF özelliği olan tarayıcıyla alınan görüntüyü göstermekteyiz.

1.1.4 DEDEKSİYON ve ATENÜASYON

Yayılan ışınların görüntüye geldikten sonraki her piksel başına eşit gelen vücut kısımlarındanyayılrken yaşadığı kayıp (atenüasyon katsayıları) belirlenerek sisteme kaydedilmelidir. Emisyon görüntülerinin işlemeleştirilmesi gerekir. Böylece PET görüntülerinde her bir piksele düşen radyoaktivite konsantrasyonunun doğru, güvenilir bir şekilde ölçüm yapmış oluruz.

PET Koinsidans

PET görüntülemesinde en önemli şeylerden biri, pozitron yok oluşundan dolayı, iki fotonun aynı zamanda gözlemlenmesini beklediğimiz noktadır. (Şekil4.)



Şekil4. PET Koinsidansları

True (Doğru)Koinsidans

True koinsidans olayında koinsidansnoktasından ters yönde salınım gerçekleştiren ikianhilasyon fotonu LOR boyunca devam ederek detektörlere gider.

Random (Rastlantı) Koinsidans

Bu olayda koinsidansnoktasından çıkan farklı iki anhilasyon fotonununkoinsidans olarak çalışan karşılıklı detektörlere düşmesi olayıdır.

Scatter (Saçılma) Koinsidans

SactterKoinsidans olayında ise koinsidansnoktasından tam ters yönde saçılan iki anihilasyon fotonundan biri saçılmaya uğrayıp geldiği doğrultuyu değiştiriyorsa ve LOR ekseninden saparsa koinsidans olarak çalışmayan farklı detektörlere ulaşmış olur

1.1.5 PET’te Kullanılan Radyofarmasötikler

Nükleer Tıp görüntüleme tekniklerinde teşhis veya tedavi amaçlı uygulanan radyoaktif ilaçlara radyofarmasötik denilmektedir. Radyofarmasötiklerin iki önemli yapısı vardır. Birincisi radyoaktif ışın yayan bir radyoaktif element yani radyonüklit olması gerekir. Diğeri ise radyonüklitin bağlı olduğu farmasötik kısımdır. Sonuç olarak radyofarmasötikler, bağlı oldukları farmasötik kısmın fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerine dayanarak belli başlı organlarda veya dokular da birikme gösterirler ve beraberinde taşıdıkları radyonüklitin yaydığı ışınlar sayesinde organların görüntüleri elde edilebilir ve teşhis için yardımcı olur. Pozitron Emisyon Tomografisinde (PET) pozitron yayan radyonüklitler ile hazırlanmış radyofarmasötikler kullanılmaktadır.

Pozitron Emisyon Tomografide kullanılan radyonüklidlerinin fiziksel yarılanma ömürleri çok kısadrlar. Bu nedenle bir yerden bir yere taşınmaları pek mümkün olmamaktadır. Pozitron emisyon tomografilerdeki radyonüklidler doğada bulunmazlar, labaratuvar ortamında oluşturulmaktadır. En çok kullanılan pozitron emisyon tomografi radyonüklidleri Flor-18, - Karbon-11,- Azot-13,- Oksijen-15, -Rupidyum-82, -Galyum-68 dir . Bu radyonüklidlerden Flor -18 en sık olarak kullanılanıdır. Flor-18 in yarılanma süresi tahminen 110 dakikadır. Diğeri radyonüklidlerin yarılanma süreleri ise ortalama olarak 2 ila 20 dakika arasında değişim göstermektedir. Bu nedenle en çok kullanılan radyonüklid Flor -18 olmaktadır.(Tablo2.)

Radyonüklid	Fizik yarı-ömür (dk)	Üretim yöntemleri
Azot-13	9,96	Siklotron
Oksijen-15	2,07	Siklotron
Flor-18	109,7	Siklotron
Rubidyum-82	1,25	Jeneratör
Karbon-11	20,4	Siklotron
Galyum-68	68,3	Jeneratör

Tablo2.Sık kullanılan radyonüklidler

Bu nükleotidlerin oluşturulduğu sistemin adına siklatron denir. Radyonüklidlerin çekirdeklerinde proton fazlalığı görülmüştür. Kararlı hale geçerken çekirdeklerinden pozitron fırlatma olayı gerçekleştirirler.

1.1.6 Sintilasyon Dedektörleri

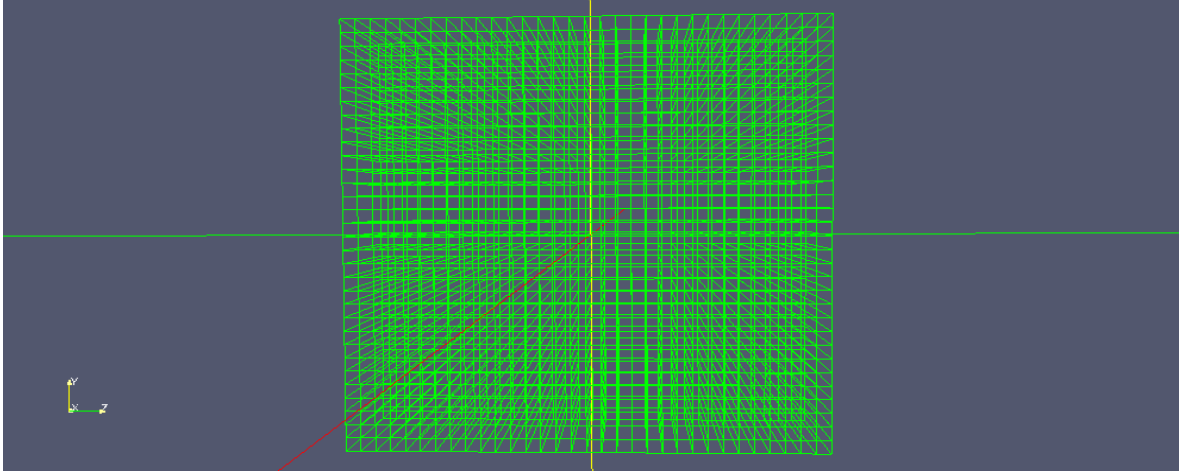
Günümüzde kullanılan çoğu PET tarayıcısında, dedeksiyon parçası olarak sintilasyon dedektörleri kullanılmaktadır. Enerji seviyesi (511 keV) foton ile etkileşime girdikten sonra görünmekte olan veya ultraviyole ışığa benzer enerji salınımı yapan sintilasyon kristallerini, sintilasyon fotonlarını bulan ve de ölçümlerini yapan foto-dedektörlerle birleştirme işlemini yaparlar. Sintilasyon kristallerinde, anihilasyon fotonu ortalama 1 eV enerjili olup çok fazla görünebilir dalga boyları üretirler. Sintilasyon fotonlarının miktarı anihilasyon fotonunda depo edilmekte olan enerjiyle birlikte belirli bir oran içerisindedir.

PET’de kullanılmakta olan sintilasyon dedektörlerinin önemli özellikler vardır.

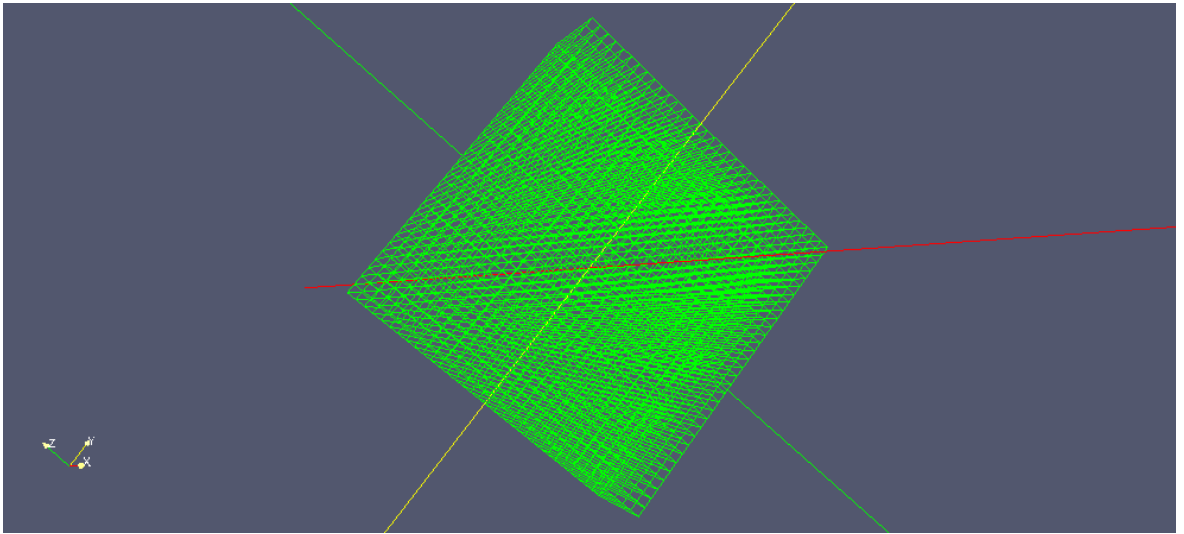
Bu özellikler;

- 1) Durdurma Gücü (stopping power): Enerji depolamadan önce fotonların kristalde ilerledikleri ortalama yolun tersine denir. Bu yolun uzunluğu materyal efektif atom ağırlı ve yoğunluğuna bağlıdır. Kısa yol gitmesi daha uygundur çünkü 511 keV fotonlarda daha çok etkileşim olur ve dedeksiyon için kristalin sabit büyüklüğünde çok miktarda kazanç sağlanır.
- 2) Bozunma sabiti (decay constant): Sintilasyon yayılımının kristalde hangi miktarda olduğunu gösterir. Kısa bozunum sabiti bizim için uygun olanıdır.
- 3) Enerji ölçümü sırasında küçük dalgalanmalar oluyor ise iyi bir enerji çözünürlüğü elde edilmiş olur. Bu olay kompton saçılma uğrayan fotonları birbirinden ayırmamızı sağlar. Bu olay kristalin intrinsik enerji çözünürlüğüne ve enerji çözünürlüğü ışık çıkışı özelliğine bağlıdır.
- 4) Fotonların ışınımıyla üretilen sintilasyon fotonlarının sayısını ifade eder. Yüksek olması gerekmektedir. Çünkü enerji çözünürlüğü ve uzaysal çözünürlük daha yüksek olur.

NaI(Tl),CsI,CsI(Tl),CaF2,BaF2,BGO,CdWO4,PbWO4,CeF3,GSO,LSO,LSYO,LuAP, LaBr3,LGSO,YAP,CSF,SrI2 gibi materyaller PET cihazında kullanılır. Bu materyaller arasında günümüz teknolojisi çapında en yaygın kullanılan LSO dur.(Şekil5.) Fakat daha öncesinde BGOmateryalide sıklıkla kullanılmıştır.



Şekil5.LSO kristali kullanılarak GATE simülasyonundan elde edilen tek bir modül.



Şekil6. Aynı modülün farklı açıdan görüntüsü ve birkaç anihilasyoneventi.

Aşağıdaki tabloda en sık görülen sintilasyon kristalleri bulunmaktadır.(Tablo3-Tablo4.)

Sintilasyon Krsitali	Yoğunluk g/cm ³	Işık verimi (%)	Işık verimi (Foton/MeV)	Dikey zamanı(ns)	Kırılma indexi	Max. Emisyon Dalga boyu(nm)	hidroskobiklik
Nal(Tl)	3.67	100	38000	250	1.9	410	EVET
CsI	4.51	---	54000	10	1.8	310	HAFİF
CsI(Tl)	4.51	---	59000	1000	1.4	565	HAFİF
CaF ₂	3.19	---	---	900	1.5	435	YOK
BaF ₂	4.88	---	---	630	2.2	310	YOK
BGO	7.13	15	8000	300	2.3	480	YOK
CdWO ₄	7.90	---	15000	5000	2.1	540	YOK
PbWO ₄	8.28	---	490	20	1.7	440	YOK
CeF ₃	6.16	---	---	20	1.9	340	YOK
GSO	6.71	30	7500	60	1.8	430	

Tablo3.Sintilasyon Kristalleri

Sintilasyon Krsitali	Yoğunluk g/cm ³	Işık verimi (%)	Işık verimi (Foton/MeV)	Dikey zamanı(ns)	Kırılma indexi	Max. Emisyon Dalga boyu(nm)	hidroskobiklik
LSO	7.4	50-75	27000	40-47	7.4	420	YOK
LYSO	7.3	---	---	41	---	420	YOK
LUAP	8.34	---	1000	18	---		YOK
LaBr ₃	5.29	---	61000	15	---	360	ÇOK FAZLA
LGSO	7.3	---	80-120	41	---	420	YOK
YAP	5.50	---		30	1.9	370	YOK
CsF	4.11	---	200	2.8	1.48	390	YOK
SrI ₂	4.6	---	---	600-1600	---		YOK

Tablo4.Sintilasyon Kristalleri

1.1.7 Beyin Pozitron Emisyon Tomografi

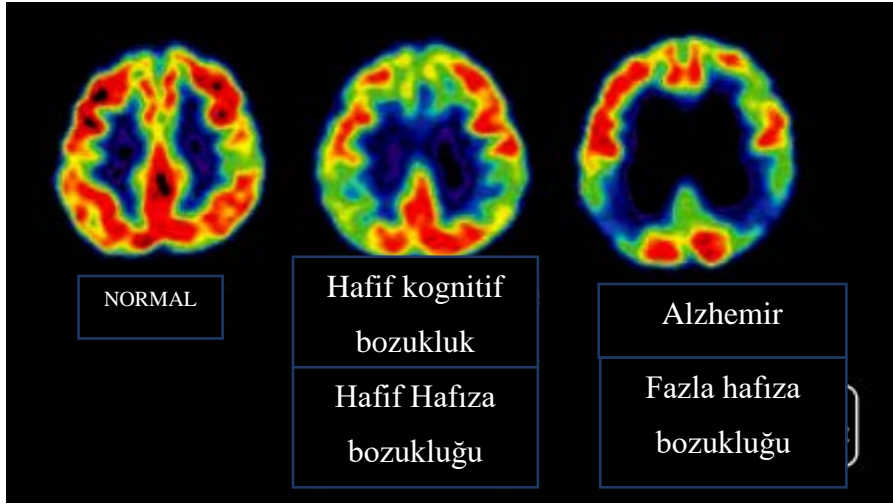
Beyin Pozitron emisyon tomografi taraması beyindeki hastalıkları ve yaralanmaları tespit etmek için kullanılır. Beyin PET taramasında diğer PET taramaları gibi radyonüklit madde kullanır.

Pozitron emisyon tomografisi (PET), kana enjekte edilen radyonüklit madde aktif kimyasallardan gelen emisyonları ölçer. Emisyon verileri, kimyasalların beyinde dağılımının çok boyutlu görüntülerini üretmek üzere bilgisayarla işlenir.

Beyin PET taraması beynin anatomik yapısından çok fonksiyonel yapısını yani beynin işleyişini ve dokuların düzgün çalışıp çalışmadığını inceler. Taramalarda genel olarak oksijen-15 kullanılır. Bunun sebeplerinden bir tanesi Oksijen-15 in yarılanma ömrünün 2 dakika gibi çok kısa bir süre olmasıdır. Kullanılan pozitron yayıcılar genellikle bir siklotron tarafından üretilir ve beyindeki kimyasallar bu radyoaktif atomlarla işaretlenir. Radyotracer olarak adlandırılan işaretli bileşik, kan dolaşımına enjekte edilir ve beyne ulaşır. PET tarayıcı dedektörleri, beynin çeşitli bölgelerinde biriken radyoaktiviteyi tespit eder. Bir bilgisayar, radyotracerin beyindeki dağılımını gösteren çok boyutlu görüntüler elde etmek için dedektörler tarafından toplanan verileri kullanır.

PET taraması, arteriovenöz malformasyonların, intrakraniyal tümörlerin ve cerrahi tedavi yöntemleriyle tedavi edilen lezyonların tedavisinde ve radyocerrahide yararlıdır. PET taraması beyin hastalıklarının teşhisi için de kullanılır; özellikle de beyin tümörleri, inme ve sinir hasarına sebep olan demanslar aydınlatan hastalıklar (Alzheimer hastalığı gibi), beyin metabolizmasında önemli değişiklikler yapar, bu da PET taramalarında çok kolay bir şekilde saptanır, teşhis ve tedavisi sağlanır. PET, bazı demans hastalıklarının erken aşamasında (Alzheimer ve Pick hastalığı başta olmak üzere) erken hasarın çok yaygın olduğu ve durumlarda çok faydalıdır. (Şekil 7.) BT taramalarına göre yumuşak doku

hassasiyetinin daha yüksek olması bu bahsedilen durumlarda PET taramalarının ne kadar kullanışlı olduğunu gözler önüne sermektedir.



Şekil7.Pet beyin taraması

PET taramasının en önemli yararlarından biri, değişik bileşiklerin, işleyen beyindeki dokularda kan akışı, oksijen ve glikoz metabolizmasını dedekte edebilmesi ve bize gösterebilmesidir. Bu ölçümler beynin değişik alanlarında ki beyin aktivitesinin miktarını yansıtır ve beynin çalışmasıyla ilgili daha fazla bilgi edinmeye imkan sağlar. PET taramaları çözünürlük ve tarama hızı bakımından diğer bütün radyolojik görüntüleme yöntemlerinden daha üstün bulunmuştur. Tarama hızı 30 saniye gibi kısa bir süredir. Geliştirilmiş çözünürlük, belirli bir komut tarafından harekete geçirilen beynin kısmıyla ilgili çok daha iyi bir çalışma yapılmasına izin verir. PET taramasındaki en büyük dezavantaj, radyoaktif maddenin bozunma hızının çok hızlı olması yani yarı ömrünün çok kısa olması nedeniyle, sadece beyindeki kısa aktiviteleri rahat bir şekilde izleme imkanı sunmasıdır.

BÖLÜM 2

PROGRAMLAR, KOD TANIMI VE GÖRÜNTÜ OLUŞUMU

1.1.8 Virtual Box

VirtualBox, çapraz platform sanallaştırma uygulamasıdır. Bir kere, Windows, Mac, Linux veya Solaris işletim sistemlerini çalıştırıyor olsak bile, mevcut Intel veya AMD tabanlı bilgisayarlarımıza yüklenebilir. Mevcut bilgisayarımızın yeteneklerini genişleterek aynı anda birden fazla işletim sistemini (birden fazla sanal makine içinde) çalıştırabilmemizi sağlar. Örneğin, Windows ve Linux'u Mac'inizde çalıştırabilir, Windows Server 2008'i Linux sunucusundan çalıştırabilir, Windows PC'nizde Linux çalıştırabilir vb. Mevcut uygulamalarımızın tamamında. İstedığımız sayıda sanal makineyi kurabilir ve çalıştırabiliriz. Yalnızca pratik sınırlar disk alanı ve bellektir.(Şekil8)



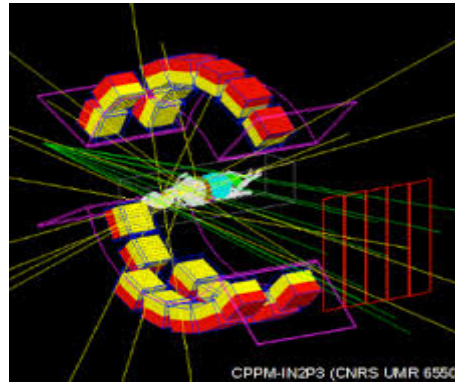
Şekil8. Virtual Box Programı

SanalBox aldatici olarak basit fakat aynı zamanda çok güçlüdür. Küçük gömülü sistemler veya masaüstü sınıfı makinelerden veri merkezi dağıtımlarına ve hatta Bulut ortamlarına kadar her yerde çalışabilir.

Şu anda, VirtualBox Windows, Linux, Macintosh ve Solaris ana makinelerinde çalışmakta ve Windows (XP, 2000, Server 2003, Vista, Windows 7, Windows 8, Windows 10) gibi çok sayıda konuk işletim sistemini desteklemektedir.

1.1.9 GATE Programı

Monte Carlo yöntemlerini kullanarak " madde yoluyla parçacıkların geçiş simülasyonu " için bir platformdur. Bu platform uluslararası OpenGATEişbirliği tarafından geliştirilen tıbbi görüntüleme ve radyoterapide sayısal benzetimlere ayrılmış gelişmiş bir açık kaynaklı yazılımdır. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) ve Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi (SPECT), Bilgisayarlı Tomografi (BT), Optik Görüntüleme (Biyoluminesans ve Floresans), Radyoterapi deneyleri simülasyonlarını ve daha bir çok tıbbi fizik uygulamalarında kullanılmaktadır. GATE programı Virtual Box yazılımı kullanılarak inşa edildiğinden, öncelikle bu yazılımı bilgisayarımıza kurmamız gerekecektir. Ve GATE'i kurmak için kullanılan Virtual Box sürümü 3.1.2 sürümü olduğundan GATE çalıştırmak için en azından bu sürümü yüklememiz gerekir.



Şekil9. GATE simülasyonu

GATE öncelikle programın en rahat çalıştığı ve en uyumlu olan işletim sistemlerinden biri linuxturve programı bizde Linux işletim sisteminde çalıştırdık. Elimizde Linux işletim sistemi bulunan bir bilgisayar bulunmadığından, yardımcı programlar kullandık. Bu programlar Virtual Box ve Ubuntu programlarıdır. Öncelikle bilgisayarımıza Virtual Box programını indirip kurduk, bu program sanal bir işletim sistemi açmamızı sağladı. Daha

sonra GATE programını indirdik ve Virtual Box ile Linux işletim sistemi kurarak GATE 'i bu işletim sisteminde çalıştırdık.

1.1.10 Terminal Kodları

Kullandığımız Başlıca Terminal Kodları

Pwd= Bu komut programda nerede olduğumuzu gösterir.

Ls = Bu komut programın hangi klasörünün içerisinde olduğumuzu gösterir.

Cd= Bu komutu bize programda klasöre girmeyi gösterir.

Cd.. =Bu komut programda bir geri gitmeyi sağlar.

Mk=Bu komut bize programda klasör oluşturur.

Cp=Bu komut bize programda kopyalama yapar.

*=Bu komut bize programda herşeyi seçer.

Rm =Bu komut programda birşeyi silerken kullanılır ancak geri dönüşü yok.

Gedit = Bu komut programda dosyanın içerisine girmek için kullanılır.

& = Bu komut program bazı komutların sonuna konarak aynı zamanda dizin açık iken işlem yapmamızı sağlar.

cd- = Bu komut programda en son kaldığımız yere gider.

Gate = Bu komut programda dosyayı çalıştırır.

Parawiev = Bu komut programda kodların simülasyonunu görmemizi sağlar.

Ls -lrt = Bu komut programda dosya boyutlarını gösterir.

Mv= Bu komut programda kes yapıştır komutudur.

1.1.11 Simülasyon Oluşturma

Bilgisayarımıza VirtualBox programımızı kuruyoruz.VirtualBox bilgisayarımızın yeteneklerini arttırarak sanal bir işletim sistemi kurmamızı sağlar.

VirtualBox programında sanal işletim sistemi kurma işlem sırası;

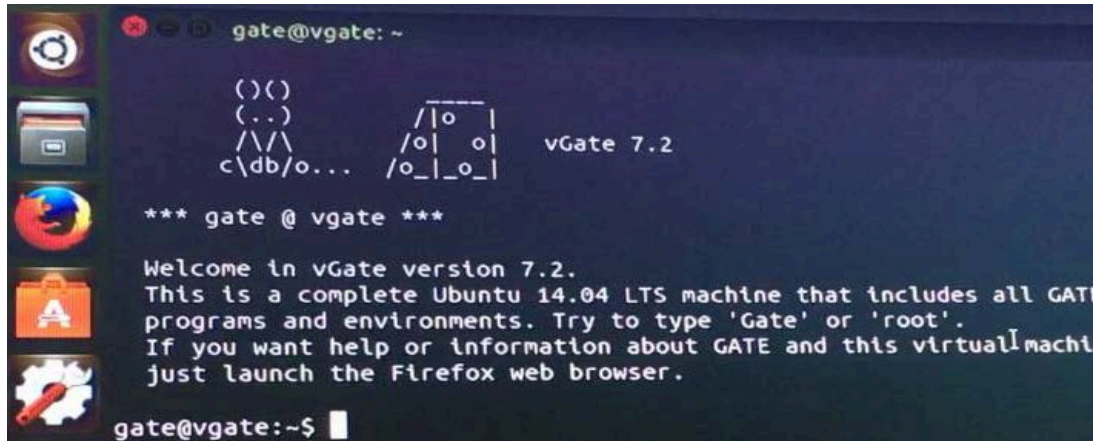
1-)



Şekil10.VirtualBox Yöneticisi

Yeni yazan butona tıklayarak Sanal makine oluşturma sayfasına ulaşırız.(Şekil10.)Yeni sanal işletim sistemimize yeni bir isim,işletim sistemi türü ve işletim sisteminin sürümünü seçtik. Daha sonra program için bir bellek boyutu seçtik. Sanal diskdevGate programını açtık.(Şekil11.) Böylece yeni işletim sistemimizi kurduk ve çalışmaya hazır hale getirdik.

2-)



Şekil11.Gate

3-)Gerekli kodları yazarak PET simülasyonunu çalıştırdık. Bu kodlardan bazıları;

```
# WORLD
/gate/world/geometry/setXLength 150. cm
/gate/world/geometry/setYLength 150. cm
/gate/world/geometry/setZLength 150. cm
/gate/world/vis/setVisible 0
```

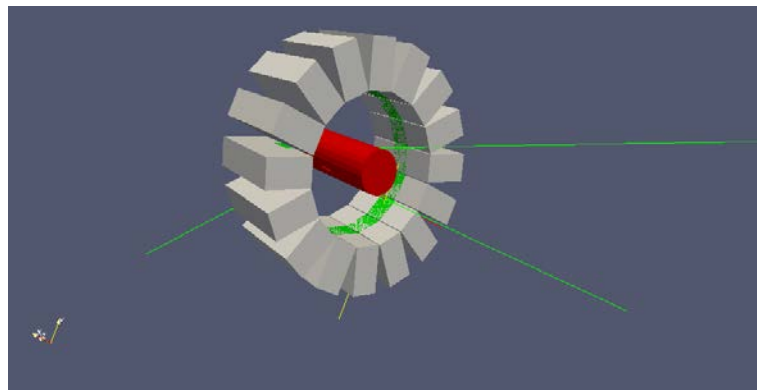
Bu kod simülasyonun kurulduğu sanal dünyayı oluşturur.

```
# CYLINDRICAL
/gate/world/daughters/name cylindricalPET
/gate/world/daughters/insert cylinder
/gate/cylindricalPET/placement/setTranslation0.0 0.0 0.0 cm
/gate/cylindricalPET/geometry/setRmax16.1 cm
/gate/cylindricalPET/geometry/setRmin8.3 cm
/gate/cylindricalPET/geometry/setHeight12.8 cm
/gate/cylindricalPET/setMaterialAir
/gate/cylindricalPET/vis/setVisible 0
#/gate/cylindricalPET/vis/forceWireframe
#/gate/cylindricalPET/vis/setColorwhite
```

Bu kod ise sanal dünyanın içerisinde dedektörü koyacağımız bir silindirik bölge oluşturur.

```
# HEAD
/gate/cylindricalPET/daughters/name head
/gate/cylindricalPET/daughters/insert box
/gate/head/placement/setTranslation11.1 0.0 0.0 cm
/gate/head/geometry/setXLength 5.6 cm
/gate/head/geometry/setYLength3.2 cm
/gate/head/geometry/setZLength12.8 cm
/gate/head/setMaterialAir
/gate/head/vis/setVisible 1
```

Oluşturduğumuz silindirik bölgede bulunur ve dedektörlerin yerleştirildiği bölgedir. Bizim simülasyonumuzda phantom çevresinde 16 tane head bulunmaktadır.



Şekil12.Simülasyon head kısmı

```

#      BLOCK
/gate/module/daughters/name block
/gate/module/daughters/insert box
/gate/block/placement/setTranslation -2.3 0.0 0.0 cm
/gate/block/geometry/setXLength 10 mm
/gate/block/geometry/setYLength 32 mm
/gate/block/geometry/setZLength 32 mm
/gate/block/setMaterialAir
/gate/block/vis/setVisible 1

```

Bu kodlar ise block bölümünü oluşturur. Block bölümü sintilasyon kristallerinin üzerine yerleştirildiği kısımdır ve her headde 4 block bulunur.

```

#      C R Y S T A L
/gate/block/daughters/name crystal
/gate/block/daughters/insert box
/gate/crystal/placement/setTranslation0.0 0.0 0.0 cm
/gate/crystal/geometry/setXLength1.0 cm
/gate/crystal/geometry/setYLength 1.0 mm
/gate/crystal/geometry/setZLength 1.0 mm
/gate/crystal/setMaterialAir
/gate/crystal/vis/setVisible 0

```

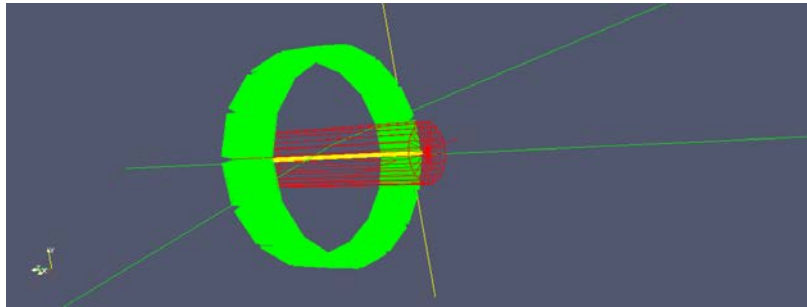
Bu kodlar ise block üzerine yerleştirdiğimiz kristallerin boyutlarını ve özelliklerini belirlememizi sağlayan kodlardır.

```

#      LSO layer
/gate/crystal/daughters/name LSO
/gate/crystal/daughters/insert box
/gate/LSO/placement/setTranslation0.0 0.0 0.0 cm
/gate/LSO/geometry/setXLength1.0 cm
/gate/LSO/geometry/setYLength 1.0 mm
/gate/LSO/geometry/setZLength 1.0 mm
/gate/LSO/setMaterial LSO
/gate/LSO/vis/setColorgreen
/gate/LSO/vis/setVisible 0

```

Bu kodlar kullanacağımız kristali belirler.



Şekil13. Head,Module kapalı crystal ve phantom açık bir simülasyon görüntüsü

BÖLÜM3. SONUÇ

PET gibi hayati önem taşıyan bir cihazın görüntü kalitesi en üst seviyeye çekilmelidir ve bu amaçla yapılan birçok çalışma vardır. Bizim de PET simülasyonumuzda tarama verilerinin en doğru şekilde alınması ve yorumlanması adına analizlerimiz oldu. Sintilasyon kristallerinin farklılıklarını analiz ederek sonuçlar elde ettik.

Elde ettiğimiz verilerde kristallerin aynı aktivasyon enerjisi için farklı eventler verdiğini ve farklı sensitivitelere olduğunu gördük. Bu farklılıklar çalışmamızın geleceği açısından bizim için önemliydi çünkü devam projemizde bu farklılıklardan yararlanarak projemizi geliştirerek beğenimize sunacağız.

PROJE 2 PLANLAMASI

Proje II de uygun sintilasyon kristallerini kullanarak True Coincidances, RandomCoincidances, ScatterCoincidances oranlarını ve sensitivitelelerini gözlemlemek. Görüntü çözünürlüğünü arttıracak çalışmalar yapmak.

PROJE 2

LSO KRİSTALİNİN İNCELENMESİ

LSO, 1990'ların başlarında geliştirilmiş ve günümüzde daha önce kullanılan sintilatörler bizmut germanat (BGO) ve gadolinyum ortosilikanın (GSO) yerini bugün pek çok pozitron emisyon tomografi (PET) sisteminde kullanılmaktadır. LSO sintilasyon kristalinin ışık çıkışı ölçülerek %10.2'lik bir enerji çözünürlüğü ve 40ns'lik bir bozulma süresi bulunmuştur. Çok hızlı bozunma süresine sahip yoğun bir sintilatördür. LSO kristalleri trigonal kristal yapıya ve 5.8Mohs sertliğine sahiptir. Performansta BGO'ya benzer, ancak daha yüksek bir ışık verimine sahiptir. Oldukça kırılgen, dikkatli kullanım ve işleme gerektirir. LSO (Ce) sintilatör kristalleri, aşağıdaki gibi çeşitli uygulamalarda kullanışlıdır: Pozitron Emisyon Tomografisi (PET), Yüksek enerji, nükleer, uzay ve tıbbi fizikte uzman uygulamaları kullanılır.

Dalga boyu (maxemission)	420nm
Yoğunluk	7.4 g/cm
Bozulma süresi	40 ns
Işık verimi	30 ftons/keV
Fotoelektron verimi	%75 Na(Tl)
Radyasyon uzunluğu	1.14cm
Etkili Atom Numarası	75
Hidrokopik	Hayır
Enerji Rezolüsyonu(511 keV)	%15

Kristal	Toplam Koinsidans	Doğru Koinsidans	Random Koinsidans	Scatter Koinsidans	Sensitiviti
LSO	2224	2074	8	142	2.2%

Tablo5. LSO Koinsidans Değerleri

CHC KRİSTALİNİN İNCELENMESİ

CHC sintilasyon kristali bir foto dedektör kullanılarak ölçüm yapıldığında 4.37 ns bozunma süresi ve 54000 MeV ışık verimi sağlanır. Maksimum dalga boyu 400 nm olarak hesaplanır. Bu ışık verimi herhangi bir katkı işlemi yapılmamış kristal için hesaplanan en yüksek ışık verimi değeridir.

Yoğunluk	3.86 g/cm
Işık Verimi	54000 foton/MeV
Bozunma Süresi	4.37 ns
Dalga Boyu	400 nm
Enerji rezolüsyonu (662 keV)	%3.3

Kristal	Toplam Koinsidans	Doğru Koinsidans	Random Koinsidans	Scatter Koinsidans	Sensitiviti
CHC	294	272	2	20	0.3%

Tablo6. CHC Kristali Koinsidans Değerleri

LuAP KRİSTALİNİN İNCELENMESİ

İtriyumun düşük ($Z=39$) atom numarasından dolayı YAP gama ışık spektroskopisi için çok uygun değil. Bunun yerine $Z=71$ olan lütesyum verilerek gama ışın spektroskopisi mümkün hale getirilir. Düşük bozunma zamanına sahiptir. Işık çıkışı Nal(Tl)'ün % 50' sinden fazla olabilmektedir.

Yoğunluk	8.34 g/cm
Işık Verimi	11000 foton / MeV
Bozunma Zamanı	16.18 ns
Dalga Boyu	305 ns
Enerji rezolüsyonu (622 keV)	%9.3
Hidrokopik	Hayır

Kristal	Toplam Koinsidans	Doğru Koinsidans	Random Koinsidans	Scatter Koinsidans	Sensitiviti
LuAP	2453	2319	21	113	2.45%

Tablo7. LuAP Kristali Koinsidans Değerleri

CLLB KRİSTALİNİN İNCELENMESİ

CLLB sintilatör kristali yüksek çözünürlüğe sahip iyi bir radyo izotop kristaldir. Bu iyi enerji çözünürlüğünün yanı sıra nötronlara karşı duyarlıdır ve nabız şekil ayrımı yapabilmektedir. Bahsedilen özelliklerin doylayı radyasyon detekte etmede gelecek için çok umut vaadedici bir kristaldir. CLLB deki nabız şekil detektesi, 1 t'lik zaman aralıklarındaki sintilasyon darbelerinin analiz edilmesi ile ortaya çıkarılır. Bu özellik, uygun bir seviyeye erişmek amacıyla düşük fotokripsiyonlu silikon fotomultipliklereimkan sağlar. Silikon fotomultipl tip ve yerleştirme pozisyonu ile birlikte kristal seryum konsantrasyonunun değişmesiyle performansı yukarı çıkaran uygun bir maliyet / verimlilik riskini tespit etmeyi amaçlayan çalışmalar yapılmıştır.

Yoğunluk	3.86 g/cm ³
Işık Verimi	54000 Foton/MeV
Bozuma Zamanı	4.37ns
Dalga Boyu	400nm
Enerji Rezolüsyonu	3.3%
Hidrokopik	Hayır

Kristal	Toplam Koinsidans	Doğru Koinsidans	Random Koinsidans	Scatter Koinsidans	Sensitiviti
CLLB	1348	1248	3	97	1.34%

Tablo8. CLLB Kristali Koinsidans Değerleri

SrI2 KRİSTALİNİN İNCELENMESİ

SrI2 sintilatör kristali yüksek ışık verimlidir. Bu yüksek ışık veriminden dolayı 622 KeV ta %4 küçük enerji rezolüsyonu vardır. SrI2 kristali 1960 lı yıllarda Hofstadter tarafından keşfedildi ve keşfedildiğinde zayıf ışık verimine sahipti. Daha sonr ABD’de Lawrence Livermore ulusal laboratuvarında yeniden keşfedilen SrI2 kristali bu kez yüksek ışık verimine sahipti. Bu kristaller tıp nükleer faaliyetler çevre gibi alanlarda kullanılabilir. kullanılabilmektedir.

Yoğunluk	4.6g/cm ³
Işık Verimi	38400 foton/MeV
Bozunma zamanı	710-77000ns
Dalga boyu	418-446 nm
Enerji rezolüsyonu	12.5%

Kristal	Toplam Koinsidans	Doğru koinsidans	Random Koinsidans	Scatter Koinsidans	Sensitiviti
SrI ₂	1000	927	8	65	1%

Tablo9. SrI2 Kristali Koinsidans Değerleri

LGSO KRİSTALİNİN İNCELENMESİ

LSO kristali ile benzer özelliklere sahip olan LGSO kristali şu anda geliştir aşamasındadır. LSO kristaline göre daha düşük ışık verimine ve enerji rezolüsyonuna sahiptir buna karşın radyasyon yayımı LSO kristaline göre çok daha düşük orandadır ve bu gelecekteki kullanımı için çok umut verici bir özelliktir.

Henüz geliştirme aşamasındaki bu kristalin bazı özellikleri aşağıdaki gibidir;

Yoğunluk	7.3 g/cm ³
Işık Verimi	24000 foton/MeV
Bozunma Zamanı	41 ns
Dalga Boyu	420 nm
Enerji Rezolüsyonu	6.5 %
Hidrokopik	Hayır

Kristal	Toplam Koinsidans	Doğru Koinsidans	Random Koinsidans	Scatter Koinsidans	Sensitivite
LGSO	2314	2159	49	106	2.3%

Tablo10. LGSO Kristali Koinsidans Değerleri

SONUÇ ve YORUM

Sonuç olarak yukarıda gördüğümüz 6 sintilasyon kristalini analiz ettiğimizde sırasıyla LSO, CHC, LuAP, CLLB, SrI2 ve LGSO kristallerinin analiz sonuçlarını inceledik.

LSO kristalinin yapılan analiz sonucunda 2224 koinsidans elde ettik. Bu koinsidans'ların 2074 tanesi truekoincidans olarak hesaplanmıştır.

LuAP kristali için yapılan analizde 1000 koinsidans'dan 942 tanesi truekoincidans olarak hesaplanmıştır.

CHC kristalinde 294 koinsidans'dan 272 tanesi truekoincidans olarak hesaplanmıştır.

SrI2 kristalinde 2667 koinsidans'dan 2459 tanesi truekoincidans olarak hesaplanmıştır.

LGSO kristalinde 2297koinsidans'dan2088 tanesi truekoincidans olarak hesaplanmıştır.

Seçtiğimiz bu kristaller yeni geliştirilmiş ve bazıları hala gelişim aşamasında olan PET görüntülenmenin geleceği olarak görülen sintilasyon kristalleridir. Bu kristallerin yüksek sensitiviteyi sayesinde güvenilir ölçümler yapılabilmektedir.

Güvenilir ölçüm yapabilme nedenlerimizden bazıları kristallerin yüksek yoğunlukları, uygun atom numaraları, yüksek ışık verimleri, uygun enerji çözünürlükleridir.

Yüksek yoğunluklu kristallerin verdiği sonuçlar genellikle daha iyidir yani yoğunluk arttıkça güvenilir ölçüm ihtimali artar. Tabii ki tek etken yoğunluk değildir. Yüksek ışık veriminde güvenilir ölçümler için dikkat etmemiz gereken bir özelliktir.

En önemli özelliklerden biride uzaysal çözünürlüktür. Uzaysal çözünürlüğü yüksek olan sintilasyon kristalleri PET ölçümlerinde daha kesin daha güvenilir görüntü almamıza yardımcı olur.

Bu çalışmada, en yüksek sensitiviteyi veren kristali bulmaya çalıştık. Günümüzde kullanılan LSO'nunsensitivitesi iyi olmakla beraber, bu parametreyi daha da geliştirmek açısından yeni kristaller arayışı devam etmektedir. GATE simülasyonunu kullanarak, son zamanlarda önerilen yeni materyallerin test edilmesi ve karşılaştırılması bu projenin ana fikrini oluşturmaktadır. Sonuçlara göre, LuAP kristali yüksek yoğunluğundan dolayı daha yüksek sensitivite sağlamaktadır. Diğer taraftan, CLLB çok düşük sensitiviteye sahiptir, fakat enerji çözünürlüğünün çok iyi olması, bu kristali daha yüksek çözünürlüklü çalışmalar için iyi bir aday yapacağı sonucunu varılabilir.

KAYNAKÇA

<https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=pet>

<http://www.healthline.com/health/pet-scan#Overview>

<http://www.mayoclinic.org/tests-procedures/pet-scan/basics/definition/prc-20014301>

http://wiki.opengatecollaboration.org/index.php/VGate#What_is_vGate_.3F

<https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=pet>

<https://link.springer.com/article/10.1007/BF01892905>

http://www.nukleon.com.tr/nukleer_tip.asp

<http://www.macports.org/>

Ishiwata K, Abe Y, Matsuzawa T, Ido T. D, L- (5-14C) ornitin ve D, L-2 diflürometil (5 - 14 C) ornitinin tümör alım çalışmaları. Int J RadApplInstrum. 1988; 15 : 119-22. [PubMed]

Phelps ME, Hoffman EJ, Mullani NA, Ter-Pogossian MM. İmha tesadüf saptamasının transaksiyel rekonstrüksiyon tomografisine uygulanması. J NuclMed. 1975; 16 : 210-24. [PubMed]

Hoffman EJ, Huang SC, Phelps ME, Kuhl DE. Pozitron emisyon tomografisinde niceleme: Kazara tesadüflerin etkisi. J Bilgisayar Yardımcısı Tomogr. 1981; 5 : 391-400. [PubMed]

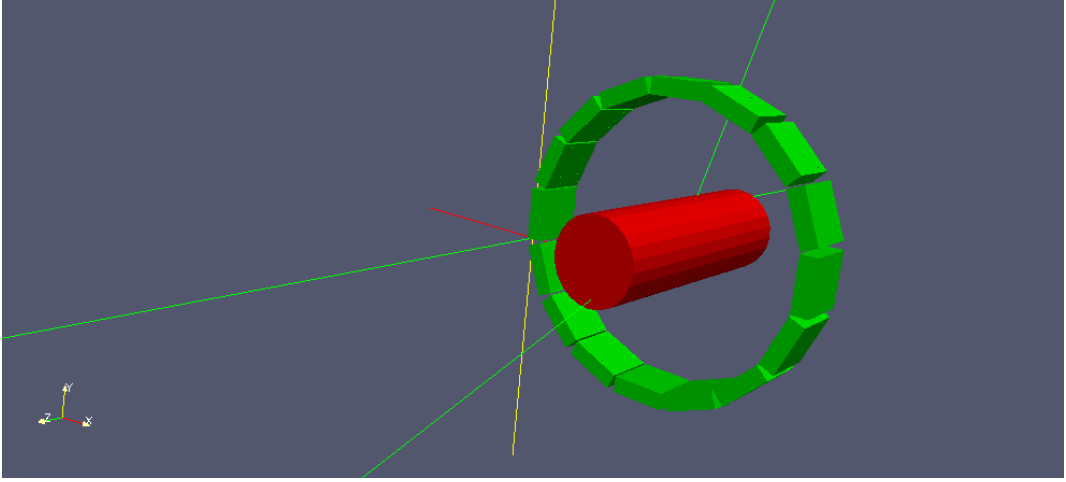
Hoffman EJ, Phelps ME, Huang SC. Beynin kantitatif pozitron emisyon tomografisi için yeni bir tomograf. IEEE Trans NuclSci. 1981; 28 : 9911-13.

Ranger NT, Thompson CJ, Evans AC. PET'deki zayıflama düzeltmesi için maskelenmiş yörünge yayın kaynağının uygulanması. J NuclMed. 1989; 30 : 1056-68. [PubMed]

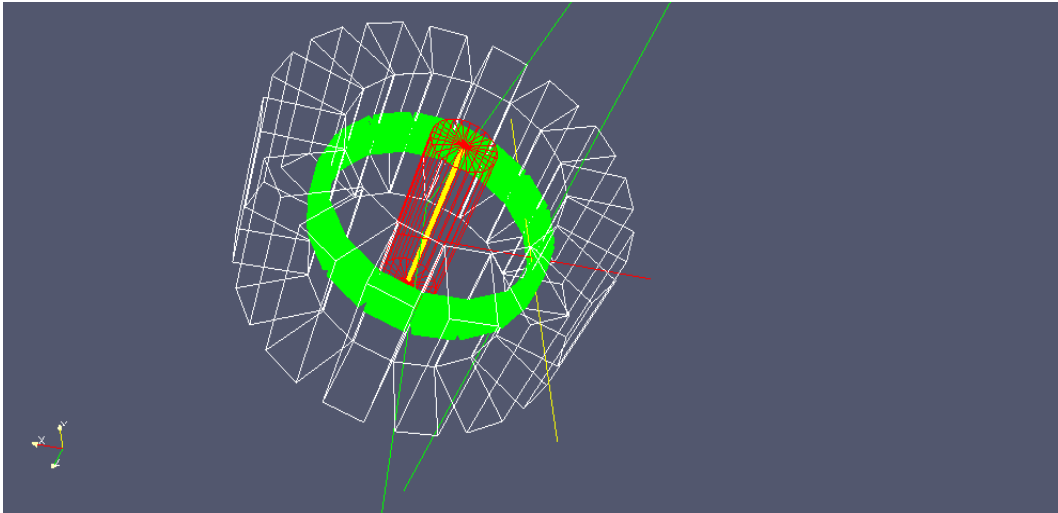
Hooper PK, Meikle SR, Eberl S, Fulham MJ. Nörolojik FDG PET çalışmalarında attenüasyon düzeltmesi için enjeksiyon sonrası iletim ölçümünün geçerliliği. J NuclMed. 1996; 37 : 128-36. [PubMed]

Melcher CL, Schweitzer JS. Seryum katkılı lutetiumoksorthosilikat: hızlı, verimli yeni bir sintilatör. IEEE Trans NuclSci. 1992; 39 : 502-5.

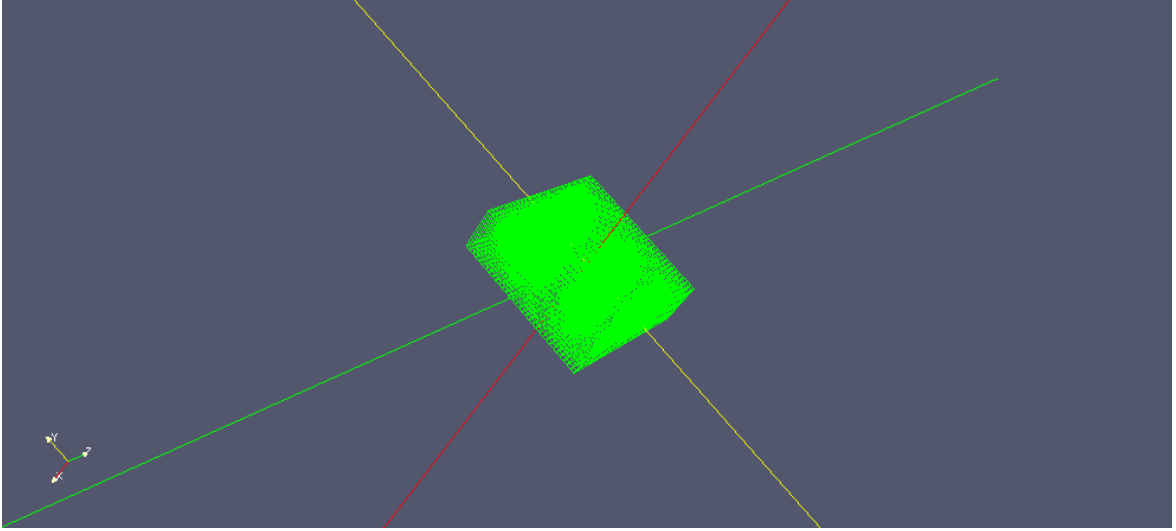
EK



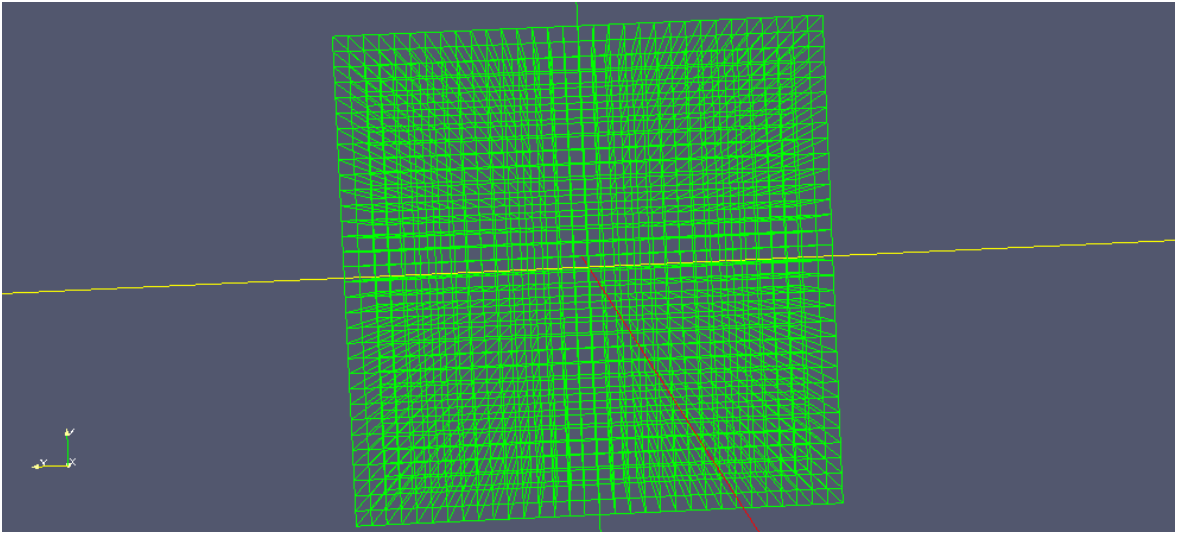
Şekil14. Sintilasyon kristalleri ve phantom açık simülasyon görüntüsü



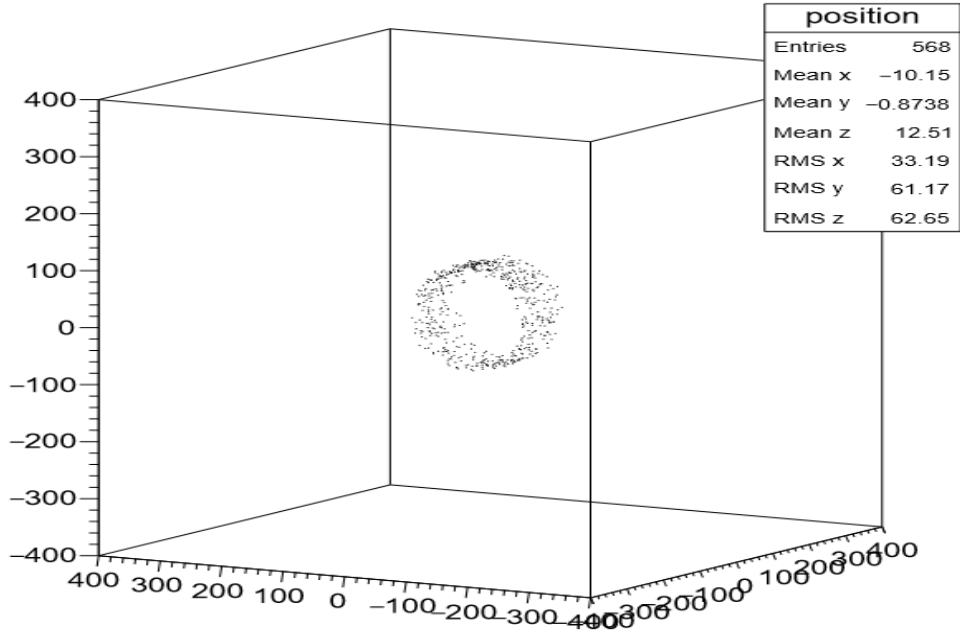
Şekil15. Warframe modunda 16 head 16 block 16 crystal(32*32) 1 Phantom simülasyon görüntüsü



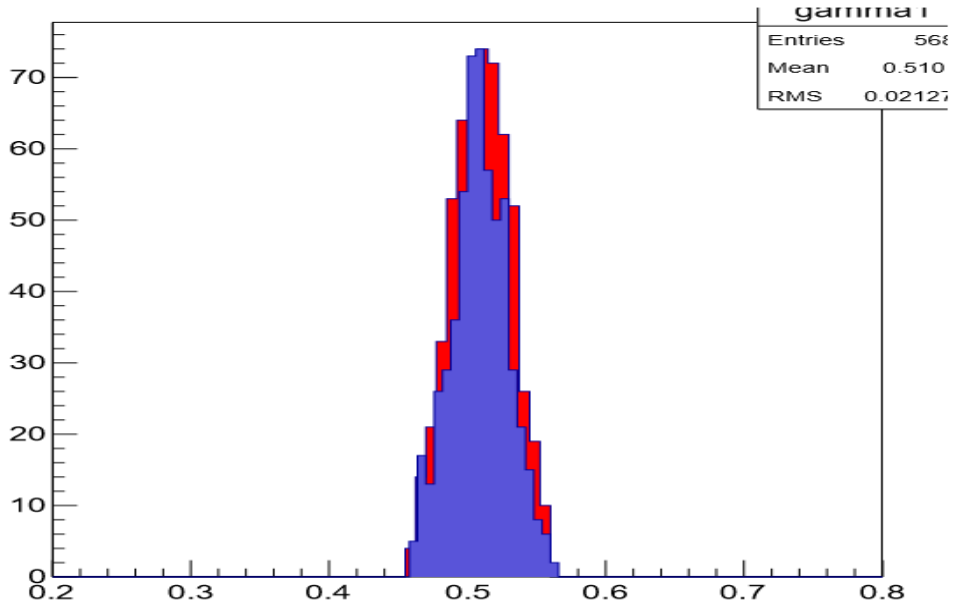
Şekil16. LSO kristali simülasyon görüntüsü



Şekil17. LSO kristalini merkeze alınmış hali (32*32)



Şekil18. LSO kristalinin ucukta tuttuğ gamma ışınları



Şekil19. LSO kristalleri gama ışınları grafiği

```
gate@vgate: ~/Progs/Gate/gate_v7.2/Bitirme
gate@vgate:~/Progs/Gate/gate_v7.2/Bitirme$ gedit PET.mac &
[2] 13662
gate@vgate:~/Progs/Gate/gate_v7.2/Bitirme$ gedit PETanalysis.C &
[3] 13672
[2] Done
gate@vgate:~/Progs/Gate/gate_v7.2/Bitirme$ root -l
root [0] .L PETanalysis.C
root [1] PET_Analyse()
nentries: 427

# PROMPTS = 427 Cps
# TRUES = 371 Cps
# RANDOMS = 0 Cps
# SCATTER = 0 Cps

TOTAL SENSITIVITY : 0.00427 %

root [2]
```

Şekil20. LSO kristalinin eventleri ve sensivitesi