

T.C.
BİTLİS EREN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

YENİ NESİL POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ (PET)
CİHAZLARINDA KULLANILABİLİNECEK SİNTİLASYON
DEDEKTÖR SİSTEMLERİNİN GEANT4 TABANLI GATE
SİMÜLASYON PROGRAMINDA ARAŞTIRILMASI

Mehmet Sabri BUDAK

AĞUSTOS 2022

FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

YENİ NESİL POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ (PET)
CİHAZLARINDA KULLANILABİLİNECEK SİNTİLASYON
DEDEKTÖR SİSTEMLERİNİN GEANT4 TABANLI GATE
SİMÜLASYON PROGRAMINDA ARAŞTIRILMASI

Hazırlayan
Mehmet Sabri BUDAK

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Nuray YAVUZKANAT

Jüri Üyeleri
Doç. Dr. Şule KARATEPE ÇELİK
Dr. Öğr. Üyesi Menekşe ŞENYİĞİT
Dr. Öğr. Üyesi Nuray YAVUZKANAT

AĞUSTOS 2022

ONAY

Mehmet Sabri BUDAK tarafından hazırlanan ”Yeni Nesil Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Cihazlarında Kullanılabilecek Sintilasyon Dedektör Sistemlerinin GEANT4 Tabanlı GATE Simülasyon Programında Araştırılması” adlı tez çalışması 05/08/2022 tarihinde yapılan sınavla aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ile Bitlis Eren Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Juri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Menekşe ŞENYİĞİT
(Başkan)

Dr. Öğr. Üyesi Nuray YAVUZKANAT
(Danışman)

Doç. Dr. Şule KARATEPE ÇELİK
(Üye)

İmza

Bu tezin kabulü, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun .../.../...gün ve .../... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Doç. Dr. Mehmet Bakır ŞENGÜL

Enstitü Müdürü

BİTLİS EREN ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZ ÇALIŞMASI
ETİK BEYANI

Bitlis Eren Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü tez yazım kılavuzuna göre hazırlamış olduğum **”Yeni Nesil Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Cihazlarında Kullanılabilecek Sintilasyon Dedektör Sistemlerinin GEANT4 Tabanlı GATE Simülasyon Programında Araştırılması”** adlı tezimin özgün bir çalışma olduğunu, tez hazırlanırken tüm aşamalarda bilimsel etik ilkelerine uygun davrandığımı, tez kapsamında sunulan tüm verileri bilimsel etik ilkelerine uygun elde ettiğimi, tezde faydalandığım tüm eserlere atıf yaptığımı ve kaynaklar kısmında bu eserleri gösterdiğimi beyan ederim.

05/08/2022

Mehmet Sabri BUDAK

İmza

ÖZET

YENİ NESİL POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ (PET) CİHAZLARINDA KULLANILABİLİNECEK SİNTİLASYON DEDEKTÖR SİSTEMLERİNİN GEANT4 TABANLI GATE SİMÜLASYON PROGRAMINDA ARAŞTIRILMASI

Mehmet Sabri BUDAK

Yüksek Lisans Tezi

Bitlis Eren Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Nuray YAVUZKANAT

Ağustos 2022, 51 sayfa

Sintilasyon dedektörleri nükleer, parçacık ve medikal fizikte radyasyon spektroskopisi olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir. Bu dedektör sistemleri radyasyon güvenliği açısından nükleer santrallerde, deney ve araştırma laboratuvarlarında da tercih edilen dedektör sistemleridir. Bu tez çalışmasında Geant4 simülasyonunda yeni nesil sintilasyon malzemeleri ile halkasal PET (Pozitron Emisyon Tomografi) ve ECAT cihazlarının modellemesi yapılmıştır. Farklı dedektör sistemleri ile modellenen PET cihazından elde edilen eş zaman ölçümleri ve sinogram verileri (tomografi verileri) analiz edilerek tıbbi görüntü özellikleri araştırılmıştır. Böylelikle yeni nesil elektronik sistemlerle (SiPMs) son zamanlarda keşfedilen sintilasyon malzemelerinin optiksel olarak biraraya getirilmesiyle oluşturulan dedektör sistemlerinin PET cihazındaki kullanılabilirliği incelenmiştir.

Anahtar kelimeler: Sintillatör, PET, ECAT, Geant4, SiPM

ABSTRACT

THE INVESTIGATION OF THE SCINTILLATION DETECTOR SYSTEM USING IN THE NEW GENERATION POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY (PET) BY GEANT4 BASED GATE SIMULATION PROGRAM

Mehmet Sabri BUDAK

Master Thesis

Bitlis Eren University Graduate Education Institute

Physics Department

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Nuray YAVUZKANAT

August 2022, 51 pages

Scintillation detectors have a wide range of uses as radiation spectroscopy in nuclear, particle and medical physics. These detector systems are also preferred in nuclear power plants, experimentation and research laboratories for radiation safety. In this thesis, a ring PET (Positron Emission Tomography) and ECAT devices system were modelled with new generation scintillation materials in GEANT4 simulation. The medical image properties were investigated by analyzing the coincidence time measurements and sinogram data (tomography data) obtained from the PET device modelled with different detector systems. Thus, the usability of detector systems, which are formed by optically combining new generation electronic systems (SiPMs) and recently discovered scintillation materials, in PET devices has been examined.

Keywords: Scintillation, PET, ECAT, Geant4, SiPM

TEŞEKKÜR

Tezimin tüm aşamalarında beni yönlendiren, öneri ve eleştirileri ile çalışmamda, araştırmalarımnda, gelişimimde, ilerlememde katkısı bulunan çok değerli danışman hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Nuray YAVUZKANAT'a canı gönülden teşekkür ederim. Beni özveri ve sabırla yetiştiren her türlü maddi ve manevi imkanı sunan, bugünlere gelmemi sağlayan aileme sonsuz saygı ve sevgilerimi sunarım.



ÖNSÖZ

Bu tez çalışmamda GEANT4 simülasyonunda yeni nesil sintilasyon malzemeleri ile halkasal PET ve ECAT cihazı modellemesi yapılmıştır. Bu cihazlarda çoğunlukla kullanılan LYSO sintilatörü için öncelikle farklı kristal uzunlukları ile elde edilen eş zaman ölçüm değerleri ve medikal görüntüyü olumsuz etkileyen random ölçüm sonuçları karşılaştırılmıştır. Farklı sintilasyon malzemeleri kullanılarak oluşturulan PET modellemesiyle elde edilen eş zaman ölçümleri ve sinogram verisi (tomografik veri) analiz edilerek medikal görüntü özellikleri araştırılmıştır. Özellikle halide grubu inorganik sintilasyonların (LaBr_3 , CeBr_3 ve SrI) sonuçları birbirine yakın bulunmuştur. Eş zaman ölçüm değerleri içerisinde random eş zaman ölçümlerinin oluşma yüzdesine bakıldığında en azı %0.14 ile BGO iken en fazla olan ise %0.28 ve %0.27 ile sırasıyla CsI ve NaI(Tl) bulunmuştur. Yeni nesil sintilasyon malzemelerinden olan GaGG ise PET sistemlerinde çoğunlukla kullanılan LSO ve LYSO'dan sonra %0.18'lik oranla düşük random eş zaman ölçümü oluşturan sintilasyon malzemesi olarak elde edilmiştir. ECAT sisteminde çıktı olarak alınan sinogram dosyaları ImageJ programında PET görüntü analizlerinde ve sinogram görüntülemesinde kullanılan Radon dönüşümü ara programı ile sinogram görüntüsü elde edilmiştir. Elde edilen sinogram görüntüleri yine bir ara program olan Fourier dönüşümü yapan FFT yardımı ile yeniden nokta kaynak görüntüsü elde edilmiştir.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖNSÖZ	iv
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
SİMGELER DİZİNİ	x
KISALTMALAR DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Nükleer Tıpta Medikal Görüntüleme ve Radyofarmasötikler	3
1.2. Pozitron Emisyon Tomografi (PET)	5
1.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	9
1.4. Bilgisayarlı Pozitron Emisyon Tomografisi (PET-BT)	12
1.5. Zaman Bilgisi İçeren Pozitron Emisyon Tomografisi (TOF-PET)	12
1.6. PET-MRI Konsepti	14
1.7. Sintilasyon Malzemeleri	16
1.7.1. Organik Sintilatörler	17
1.7.2. İnorganik Sintilatörler	19
1.8. Foton Çoğaltıcılar	20
1.8.1. PMTs (Foton Çoğaltıcı Tüpler)	20
1.8.2. Silikon foton çoğaltıcılar (SiPMs)	21
1.9. Sinogram Görüntüsü	24
1.9.1. Hough Dönüşümü	25
1.10. Radon Dönüşümü	27
1.11. Yanıt hattı (LOR-line of response)	28
1.12. Yeniden Görüntünün Yapılandırılması (Image Reconstruction)	32
1.12.1. Geri yansıtılan görüntü (back projection)	32
1.12.2. Filtrelenmiş geri yansıma görüntüsü (FBP-Filtered Back projection)	33

1.13. Geant4 ve GATE Simülasyon Programı	34
2. MATERYAL VE YÖNTEM	36
2.1. GATE simülasyonunda PET Modellenmesi	36
2.1.1. Material Modellemesi	36
2.1.2. Geometri ve Radyoaktif Kaynak Modellemesi	37
2.1.3. Diğer Modellemeler	40
3. BULGULAR VE TARTIŞMA	42
4. SONUÇ	45
5. KAYNAKLAR	47
ÖZGEÇMİŞ	47



ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>ÇİZELGE</u>	<u>Sayfa</u>
1.1. Nükleer tıpta sıklıkla kullanılan radyasyonlu ilaçlar	5
1.2. Bazı dokuların HU değerleri	11
1.3. PET görüntüleme sistemlerinde yaygın olarak kullanılan	17
3.1. Beş milyon parçacık gönderilerek farklı uzunluklardaki LYSO kristalinin	42
3.2. 5 mm uzunluğundaki çeşitli sintilasyon malzemeleri ile modellenmiş	43
3.3. 30 mm uzunluğundaki çeşitli sintilasyon malzemeleri ile modellenmiş	43



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>SEKİL</u>	<u>Sayfa</u>
1.1. Angler Kamerasının yapısında bulunan sistemlerin gösterimi.	4
1.2. Yok olma (anhilasyon) olayının şekilsel gösterimi.	6
1.3. PET cihazlarının temelini oluşturan eş zaman.	7
1.4. Tek bir dedektör halkasında gösterilen PET görüntüleme çakışık.	8
1.5. PET görüntüleme süreçlerinin görseli.	9
1.6. İki adet silindirik nesnenin izdüşüm görüntüleri.	10
1.7. İlk BT ve günümüzde hastanelerde kullanılan BT cihazıyla elde edilen görüntüler	11
(a) Beyin tümörünün görüntüsü [15].	11
(b) Beyin kanamasının görüntüsü [15].	11
1.8. TOF-PET ve PET cihazları ile elde edilen fantom görüntüsü.	13
1.9. Kemik içerisindeki tümörün farklı görüntüleme teknikleri	15
1.10. Bir organik molekülün π durumları.	18
1.11. Maksimum elektron enerji seviyesi	19
1.12. Standart Foton Çoğaltıcı Tüp bileşenlerinin gösterimi.	21
1.13. Yeni nesil fotoçoğaltıcıların basit bir gösterimi.	22
1.14. SensL marka silikon fotoçoğaltıcısı içindeki Geiger modu.	23
1.15. Tek bir β açısından elde edilen sinogram görüntüsü	24
1.16. Kenar noktalarından Hough Uzayına eşleme.	25
1.17. Düz bir çizginin alternatif bir temsili ve buna karşılık gelen Hough Uzayı.	26
1.18. Görüntüdeki çizgileri algılama süreci.	27
1.19. Radon dönüşümünün fonksiyonel gösterimi.	28
1.20. Geçerli bir LOR için; dedektörler tarafından tespit edilen fotonların	29
1.21. LOR yanıt hattının nasıl olduğunu gösteren 24 dedektörlü basit bir PET	29
1.22. Sinogram matrisi.	30
1.23. İki nokta kaynaktan elde edilen sinogram görüntüsü.	30
1.24. PET halka dedektörleri tarafından tespit edilen	31
1.25. 4-17 ve 10-23 dedektörleri arasındaki LOR'larla	32
1.26. Standart geri yansıma tekniği ile elde edilen görüntü.	33
1.27. Küresel hücre şeklindeki sıvı su molekülünün (yeşil) merkezinden geçen protonlar	35

2.1.	Sintilasyon malzemesinin geometrisinin Geant4’da gösterimi.	38
2.2.	Silindirsel PET modellemesinin tüm bileşenleri ile beraber gösterimi.....	38
2.3.	Silindirsel PET sisteminin halka olacak şekilde Geant4’da modellenmesinin	39
2.4.	Silindirsel PET sisteminin halka olacak şekilde modellenmesinin görseli.	39
2.5.	GATE simülasyonunda tanımlanan ECAT sisteminin görseli.	40
2.6.	Organ fantomunun GATE simülasyonunda modellenmesi.	41
4.1.	LYSO kristalinin uzunluğa bağlı olarak elde edilen ns	45
4.2.	LYSO kristalinin uzunluğa bağlı olarak elde edilen eş zaman ölçümünün sayısı. ...	46
4.3.	ImageJ’de oluşturulan nokta kaynak görüntüleri.....	46
4.4.	Yeniden oluşturulan görüntünün Gaussian fit parametreleri.	47



SİMGELER DİZİNİ

β^+	Pozitron
β^-	Elektron
γ	Gama radyasyonu (fotonu)
μ	Linear (doğrusal) sönüm katsayısı
π	Moleküler kovalent kimyasal bağlar
$e - h$	Elektron-deşik çifti
β	Tomografik görüntü oluşumunda dönme açısı
t	β açısının orjine uzaklığı
ρ	Normal çizginin uzunluğu
θ	X eksenini ile orijini birbirine bağlayan çizgi arasındaki açı
w	LOR'ların yol uzunluğuna bağlı olan ağırlık faktörü
r	Gerçek aktivite sınırına olan uzaklık
ν	Uzaysal frekans
ϕ	Projeksiyon açısı

KISALTMALAR DİZİNİ

SPECT	Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
CT ve BT	Computer Tomography ve Bilgisayarlı Tomografi
PET-CT (BT)	Bilgisayarlı Pozitron Emüsiyon tomografisi
MR	Manyetik Rezonans
PET-MR	PET ve MR'ın hibrit olduğu ileri düzey bir görüntüleme teknolojisi
TOF	Uçuş Süresi (Time of Flight)
TOF-PET	Zaman Bilgisi içeren Pozitron Emisyon Tomografisi
COVID-19	Solunum yolu enfeksiyonu ve bulaşıcı bir virüs
C-11	Carbon 11
B-11	Bor 11
F-18	Flor 18, 2-fluoro-2-deoxy-D-glucose (FDG)
Ga-68	Galyum 68
PMTs	Fotoçoğaltıcı tüpler
APD	Çığ Foto diyot
SiPM	Silikon fotoçoğaltıcılar
GaAs	Galliyum Arsenid
CMOS	Bütünleyici Metal Oksit Yarı iletken teknoloji
LOR	(line of response) Eş cevap eğrisi
HU	Hounsfield Unit
LYSO	Litesyum Yitriyum Silikat Oksit
BaF ₂	Baryum Florur
NaI	Sodyum iyodür
FBP	Filtrelenmiş geri yansıma görüntüsü
MC	Monte Carlo
MCNP-X	Monte Carlo'da parçacık transferi
Geant4	Parçacıkların maddeden geçişi ve geometrisinin simülasyonu
GATE	Tomografik Emisyon için Geant4 Uygulaması
ImageJ	Moleküler, biyolojik ve mikroskopik görüntüleme programı

1. GİRİŞ

Gama (γ) radyasyonunun en iyi bilinen dedeksiyon tekniği; sintilasyon kristalleri ile fotoçoğaltıcı tüplerin (PMT) optiksel olarak birleştirilmesiyle elde edilmektedir [1]. Son yirmi yılda yarı iletken ışık sensörleri PMT yerine kullanılmaya başlanmıştır. Çünkü bu sensörler PMTs'lerden çok daha avantajlı özelliklere sahiplerdir; manyetik alandan etkilenmezler, çok daha düşük voltajlarda çalışabilirler, boyutları daha küçüktür, daha kullanışlı ve portatiflerdir [2]. Tarihsel olarak, SiPMs'lerin (silikon foton çoğaltıcılar) eş zaman ölçüm performansı PMTs'lerin performansından daha düşüktür [2]. Fakat yeni sintilasyon malzemelerinin bulunması (SrI ve LaBr₃(Ce) gibi) ve SiPMs teknolojisindeki CMOS gibi yeni gelişmelerin sonucunda bu sensörlerin eş zaman ölçüm performansları PMTs performansına yaklaşmaktadır [3]. Bu tarz dedeksiyon metodu nükleer fizikte oldukça yaygın olarak kullanılırken en çok da medikal uygulamaları mevcuttur. PET (Pozitron Emisyon Tomografi), PET-CT (Bilgisayarlı Pozitron Emisyon Tomografi) ve SPECT (Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi) gibi medikal görüntüleme cihazlarının en önemli yapılarını bu dedektör sistemleri oluşturmaktadır. PET aynı anda, aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda yayınlanan 511 keV enerjili anihilasyon fotonlarının dedeksiyonu yöntemine dayanmaktadır. SPECT ise tek doğrultuda yayınlanan gama fotonlarının dedeksiyonudur. Her iki medikal görüntüleme sisteminde de vücuttaki biyolojik bir fonksiyonun moleküler görüntülenmesi elde edilir [4]. Bilgisayarlı tomografi (CT) sisteminin bu dedeksiyon cihazlarına entegre edilmesinin iki sebebi vardır. İlki anatomik görüntünün elde edilmesiyle yeri tam olarak belirlenemeyen yapıların ve lezyonların yeri net olarak belirlenir [5]. İkincisi ise dedekte edilen fotonlar organdan çıkarken farklı yoğunluktaki dokuları geçerek ilerler ve farklı soğrulmaya maruz kalırlar. CT sayesinde soğrulma düzeltme işlemi yapılarak medikal görüntü kalitesi artırılır [4, 5].

Nükleer tıpta daha çok tanı amacıyla kullanılan radyoaktif maddelere radyofarmasötikler denir ve yoğunlukla radyoizotop ile biyoaktif bir bileşenin birleştirilmesi ile oluşturulurlar [4]. Hastaya damar yoluyla verilen radyofarmasötiklerden (parçalandıkları zaman beta ışını yayan radyoizotoplar F-18 ve Ga-68 gibi [5]) yayılan pozitronlar ilgilenilen bölgede toplanırlar ve ortamdaki elektronlarla bir araya geldiklerinde anihilasyon olayı (yok olma olayı) gerçekleşir. Ortamdaki pozitron ve elektron yok olarak 511 keV'lik enerjiye sahip birbirlerine zıt yönlerde yayınlanan iki γ fotonu (anihilasyon fotonu) açığa çıkar.

Yaklaşık 180° derecelik açıyla yayınlanan bu iki γ radyasyonu karşılıklı iki farklı detektör tarafından dedekte edilir. Bu doğrultudaki sanal hat LOR (lines of response-eş cevap eğrisi) olarak tanımlanır ve bu hat boyunca karşılıklı gelen iki foton belirlenir. Nükleer tıptaki görüntüleme sistemlerinde saçılmış fotonların sayımı kaçınılmazdır ve bu saçılmış fotonların ölçümü medikal görüntüyü olumsuz olarak etkiler [4]. Bazı durumlarda da karşılıklı iki detektör gama fotonunu tespit eder ama farklı yerlerde oluşmuş iki farklı yok olma olayına ait anihilasyon fotonları tek bir yok olma olayıymış gibi saptanabilir. Bunların ayırımı yalnızca eş zamanlı olarak dedekte edebilen sistemler (anihilasyon eş zaman dedeksiyon sistemi) ile gerçekleştirilebilir. Eş zaman devresi 8-12 ns gibi zaman aralığında gelen fotonları gerçek olarak algılamak bu zaman aralığından önce veya sonra gelen fotonları da gerçek olmayan random sinyaller olarak değerlendirir [4]. Böylelikle daha net ve doğru bir medikal görüntü oluşturulmuş olunur. Eğer dedektörün eş zaman ölçümü nano-saniyeden daha düşükse TOF (Time of Flight (uçuş zamanı)) bölgesine girer ve böylelikle dedekte edilen fotonlar arasındaki zaman farkına göre LOR uzunluğu azalabilir [2]. Ayrıca iyi bir eş zaman ölçümü ile yanlış eş zaman ölçümleri (false koincidans olayları) azaltılır. Günümüzde medikal görüntüleme cihazlarına TOF teknolojisinin girmesiyle beraber PET görüntülerinin kalitesi artmış ve böylelikle lezyon ayırımı kolaylaşmıştır [5]. Medikal görüntülemedeki iyileşmelerin yanında ayrıca hızlı zaman ölçümü yapabilen dedektör sistemleri bazı kritik nükleer fizik deneylerinde de büyük bir öneme sahiptirler. Uyarılmış seviyedeki çekirdeğin ömrünün belirlenmesinde hızlı ölçüm yapabilen dedektörlere (piko-saniye ya da daha düşük seviyede ölçüm yapabilen cihazlara) ihtiyaç vardır [2]. Ayrıca uyarılmış seviyedeki çekirdeğin gama fotonu geçişleri hızlı cevap verebilen dedektör sistemleriyle kolaylıkla ayırt edilir hale gelebilir.

BaF₂ en iyi bilinen hızlı ölçüm yapabilen sintilatör detektörleridir. Ancak yeni sintilasyon malzemelerinin keşfedilmesiyle BaF₂ yerini LYSO'ya daha sonrada LaBr₃, SrI, CeBr₃ ve GAGG(Ce) gibi daha hızlı sintilatörlere bırakmıştır. Bu çalışmada Geant4 tabanlı çalışan GATE simülasyonun da yeni nesil dedektör sistemleri ile halkasal PET ve ECAT cihazı modellenerek elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Bu cihazlarda genellikle kullanılan LYSO sintilatörü için öncelikle farklı kristal uzunlukları ile elde edilen eş zaman ölçüm değerleri ve medikal görüntüyü olumsuz etkileyen random ölçüm sonuçları karşılaştırılmıştır. Farklı sintilasyon malzemeleri kullanılarak oluşturulan PET modellemesiyle elde edilen eş zaman ölçümleri ve sinogram verisi (tomografik veri) analiz

edilerek medikal görüntü özellikleri araştırılmıştır. Özellikle halide grubu inorganik sintilasyonların (LaBr_3 , CeBr_3 ve SrI) sonuçları birbirine yakın bulunmuştur. Eş zaman ölçüm değerleri içerisinde random eş zaman ölçümünün oluşma yüzdesine bakıldığında en azı %0.14 ile BGO iken en fazla olan ise %0.28 ve %0.27 ile sırasıyla CsI ve NaI(Tl) bulunmuştur. Yeni nesil sintilasyon malzemelerinden olan GaGG ise PET sistemlerinde çoğunlukla kullanılan LSO ve LYSO 'dan sonra %0.18'lik oranla düşük random koincidans oluşturan sintilasyon malzemesi olarak elde edilmiştir. ECAT sisteminde çıktı olarak alınan sinogram dosyaları ImageJ programında PET görüntü analizlerinde ve sinogram görüntülemesinde kullanılan Radon dönüşümü ara programı ile sinogram görüntüsü elde edilmiştir [6]. Elde edilen sinogram görüntüleri yine bir ara program olan Fourier dönüşümü yapan FFT yardımı ile yeniden nokta kaynak görüntüsü elde edilmiştir.

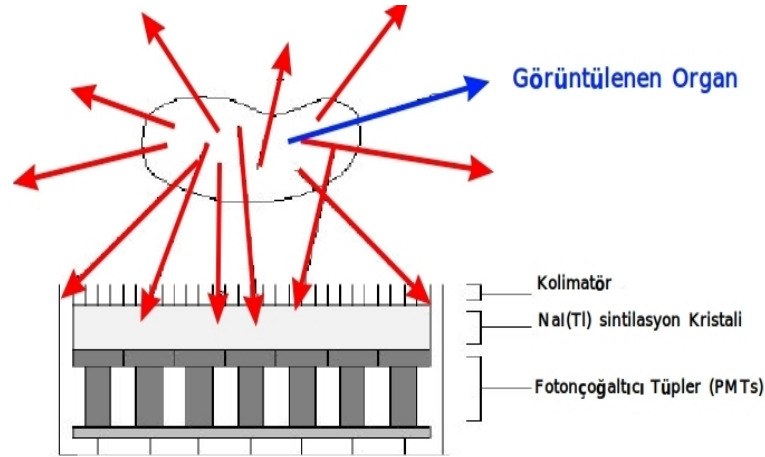
Bu tez çalışmasında öncelikle, sintilasyon dedektör sistemleri yardımıyla oluşturulan farklı medikal görüntüleme tekniklerinden ve moleküler görüntünün oluşabilmesi için gerekli olan radyofarmasötiklerden bahsedilmiştir. Sonraki kısımda sintilasyon malzemeleri ve bunların elektronığı detaylı olarak anlatılmıştır. Daha sonra ise medikal görüntünün oluşabilmesi için gerekli olan bazı matematiksel algoritmalar ve Geant4 tabanlı çalışan GATE simülasyon programı anlatılmıştır. İkinci bölüm olan Materyal ve Yöntem'de ise GATE simülasyonunda yapılan halkasal PET ve ECAT cihazlarının modellemesi ve detaylı olarak onun bileşenleri açıklanmıştır. En son bölümler de ise elde edilen sonuçlara ve bu sonuçların analizlerine yer verilmiştir.

1.1. Nükleer Tıpta Medikal Görüntüleme ve Radyofarmasötikler

Nükleer tıpta medikal görüntüleme genel olarak farklı görüntüleme tekniklerini içeren ve basit bir düzlemden daha karmaşık olan tüm vücut görüntülemesi yapabilen SPECT (Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi) ve PET (Pozitron Emisyon Tomografi) sistemlerinden oluşur [7]. Hastanın damar yoluna enjekte edilen radyoaktif izotopla işaretlenmiş molekülden yayınlanan radyasyonun ölçülmesiyle tıbbi görüntü oluşturulur. Radyoaktif çekirdek tarafından direkt yayınlanan fotonların ölçülmesiyle tek foton görüntülemesi elde edilirken, 511 keV'lik enerjiye sahip birbirlerine zıt yönlerde giden foton çiftlerinin (anihilasyon fotonları) eş zaman ölçümleriyle de PET görüntülemesi oluşur.

SPECT görüntüleme sistemi bir, iki veya üçlü büyük Angler kamerasından oluşur

(Şekil 1.1.), PET sistemi ise hasta etrafında dolanan çembersel ve çoklu dedektör sistemlerinden oluşur [7]. İlk SPECT dedektörleri dairesel olarak tasarlanmıştır ve bu durum



Şekil 1.1. Anger Kamerasının yapısında bulunan sistemlerin gösterimi. İlk defa Hal Anger tarafından 1956 yılında 10 cm çapında ve 6 mm kalınlığındaki NaI(Tl) sintilasyonu 7 adet Foton çoğaltıcı tüple (PMTs) birleştirilerek Anger kamerası icat edilmiştir [8].

görüntülenecek bölgenin veya organın bazı kısımlarının görüntü dışında kalmasına sebep olmuştur [9]. Sonrasında ise dikdörtgen şeklinde tasarlanarak tüm vücut görüntülemesine daha uygun hale getirilmiştir. SPECT ve PET sistemlerinde öncelikle hastaya radyasyonlu ilaç verilerek ajanının hedef organda tutunması sağlanır. Hedef organ tarafından yayınlanan radyasyon (çoğunlukla gama-ışını) hasta etrafında dönen dedektörler tarafından dedekte edilerek bilgisayar yardımı ile sayısallaştırılır. SPECT sisteminin nükleer tıpta en çok kullanıldığı görüntülemeler beyin, kalp ve kemik içindir [9].

Nükleer Tıpta, tanı veya tedavi amacıyla kullanılan radyofarmasötiklerin (radyasyonlu ilaçların) yapısındaki radyoizotoplar reaktör, jeneratör veya siklatronlarda üretilirler. Günümüzde 100'den fazla hastalık teşhisinde veya tedavisinde kullanılan radyofarmasötiklerin, hazırlanmasında medikal görüntülemenin yapılacağı organ için özel bir ilaç belirlenir. Görüntülenmesi istenilen organ içine lokalize olabilecek veya organın fizyolojik fonksiyonuna katılabilecek şekilde seçilen ilaç (farmasötik) uygun bir radyonüklid ile bağlanarak işaretleme işlemi (label edilme) gerçekleştirilir. Hastaya verilen bu radyofarmasötik yapısına işaretlenen radyonüklid'den yayılan radyasyon (beta veya gama-ışını) dedektörler tarafından algılanarak bazı algoritmalarından geçtikten sonra anlamlı birer tıbbi görüntüye dönüşürler. Organizmadaki radyonüklid'in dağılımı bize anatomik bilgi verirken, zamana bağlı olarak görünen değişiklikler de fizyolojik bilgiyi verir [10].

Nükleer tıpta yapay yollarla üretilen radyoaktif ilaçların yaklaşık yüzde 95'i hastalık teşhisinde kullanılırken yüzde 5'lik bir kısmı da tedavide kullanılırlar [10]. Radyoaktif ilaçların hazırlanmasında önemsenmeyecek kadar az miktarda (eser miktarda) farmasötik kullanıldığından, farmakolojik etkileri bulunmamaktadır. Ancak ilaç olarak sınıflandırılarak insanlara uygulandığından dolayı ilaçlara uygulanan tüm kalite kontroller radyoaktif ilaçlar için de geçerlidir. Radyofarmasötiklere sterilize ve toksisite gibi standart ilaç kalite kontrol testlerinin yanında ayrıca radyoaktiviteye bağlı radyoçekirdek ve radyokimyasal saflığı gibi ekstra kalite kontrol testlerinin de uygulanması gerekmektedir [10]. Radyoizotopun üretim sürecinin, ilaç molekülüne entegre edilmesinin ve kullanımının kolay olması tercih edilir. Ayrıca hasta vücudunda uzun süre kalmaması için yarı-ömrü kısa olan radyo-çekirdekler tercih edilir. Tc-99m nükleer tıpta kullanılan en yaygın ve uygun fiziksel özelliklerinden dolayı en ideal radyoizotoptur [10]. 140 keV enerjili gama radyasyonu yayan Teknesyum izotopunun fiziksel yarı-ömrü 6 saattir. Nükleer tıpta sıklıkla kullanılan bazı radyofarmasötiklerin listesi Çizelge 1.1. verilmiştir.

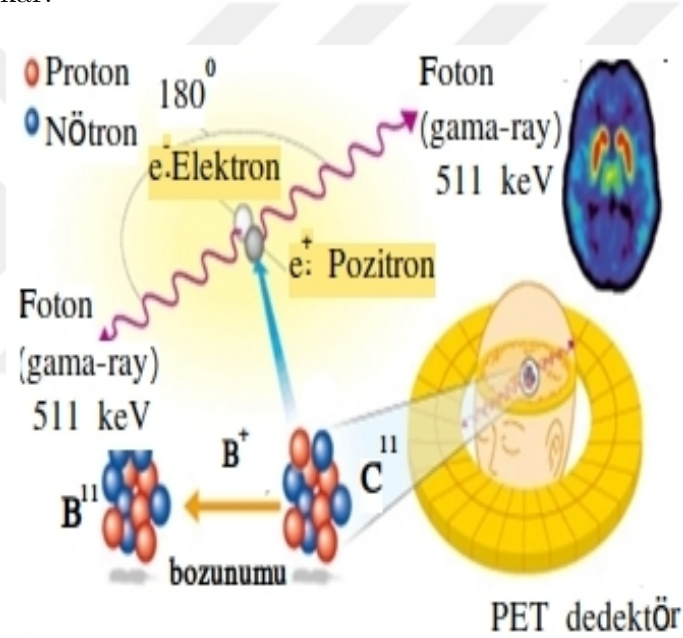
Çizelge 1.1. Nükleer tıpta sıklıkla kullanılan radyasyonlu ilaçlar ve bu ilaçların önemli özellikleri [10, 11].

Radyonüklid	Yarı ömür (dakika)	Yayınlanan Radyasyon türü	Kullanım Alanı	Üretim yeri
^{11}C	20,38	β^+ (960 keV)	PET-teşhisde	Siklotron
^{13}N	10,0	β^+ (120 keV)	PET-teşhisde	Siklotron
^{15}O	2,0	β^+ (173 keV)	PET-teşhisde	Siklotron
^{18}F	110	β^+ (250 keV)	PET-teşhisde	Siklotron
^{82}Rb	1,2	β^+ (3,4 keV)	PET-teşhisde	Jeneratör
^{68}Ga	68	β^+ (1,92 MeV)	PET ve SPECT-teşhisde	Gallium-68 Jeneratör
^{99m}Tc	361	β^+ 140	SPECT-teşhisde	Jeneratör
^{133}Xe	7 546	β^- and gama (0,364 and 81 keV)	SPECT-teşhisde	reaktör
^{201}Tl	4 378	X-Ray (70-80 keV) gama (135-167 keV)	SPECT-teşhisde	reaktör
^{99}Y	3 845	β^+ (2,3 keV)	tedavi edici	reaktör
^{131}I	11 549	β^+ and gama (0,81 and 364 keV)	tedavi edici	reaktör
^{177}Lu	9 576	β^+ (497 keV)	tedavi edici	reaktör

1.2. Pozitron Emisyon Tomografi (PET)

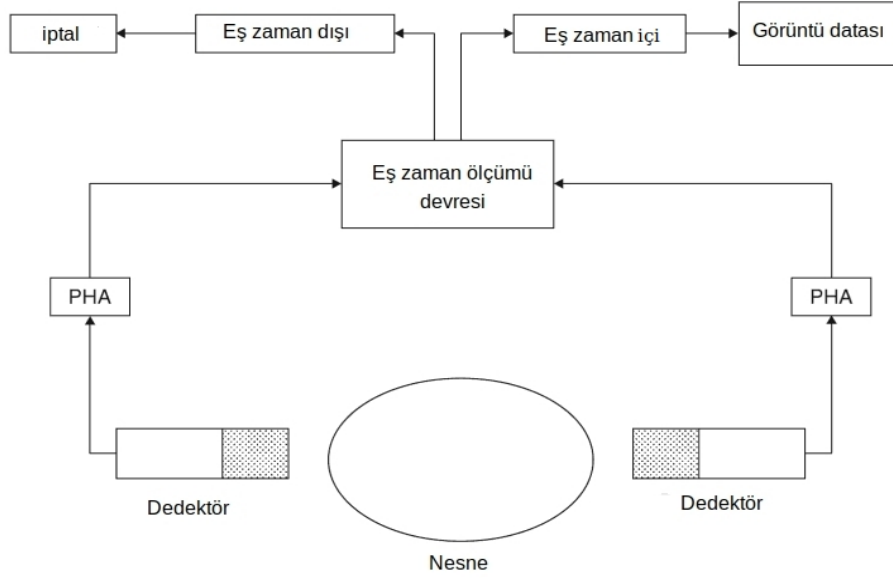
PET ilgilenilen bölgeye ait metabolik ve fonksiyonel medikal görüntülemenin yapılmasını sağlayan nükleer tıp tekniğidir. Damar yolu ile hastaya enjekte edilen radyoaktif ilaç (örneğin; C-11) ilgilenilen bölgenin anormal ve patolojik dokularında birikir. Canlı

organizmadaki radyoizotopdan yayınlanan pozitron kısa bir mesafe kat ettikten sonra ortamda bulunan elektronla birleşerek yok olur. Bu olaya yok olma olayı denir ve pozitronla elektronun durgun haldeki kütle enerjisine eşit miktarda bir birine neredeyse 180 derecelik zıt yönlerde iki foton yayımlanır. Açığa çıkan bu 511 keV enerjili iki gama ışınlarına yok olma fotonları ya da anhilasyon fotonları denir. PET cihazlarının temelinde kullanılan anhilasyon olayının görseli Şekil 1.2.'de verildiği gibidir. Uyarılmış durumdaki C-11 radyoizotopu kararlı hale geçerek B-11 çekirdeğine bozulurken pozitron (β^+) yayımlanır. Yayımlanan bu pozitronların bulundukları ortamda alabilecekleri mesafe çok kısadır (free-range) ve ortamda bulunan elektronla karşılaşarak yok olma olayını gerçekleştirirler. Enerjinin ve momentumun korunumunda, var olan kütleler (pozitron ve elektronun kütlesi) 511 keV enerjiye sahip iki foton olarak açığa çıkar.



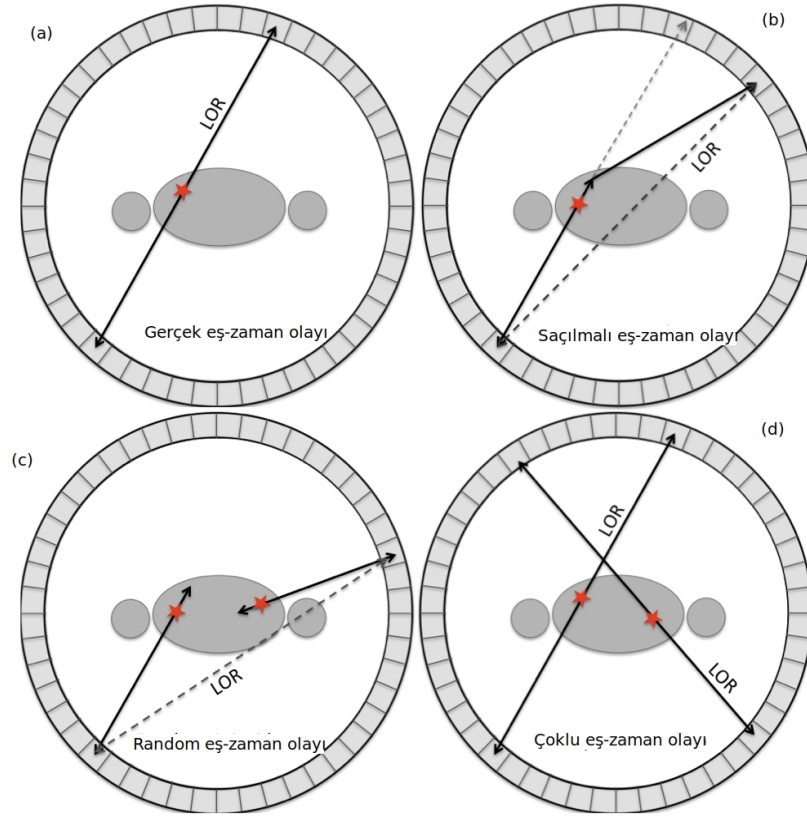
Şekil 1.2. Yok olma (anhilasyon) olayının şekilsel gösterimi. Uyarılmış C-11 radyoizotopu kararlı hale geçerken pozitron (β^+) yayımlanır. Ortamda alabilecekleri mesafe çok kısa olan pozitron elektronla karşılaşınca anhilasyon olayı gerçekleşir ve 511 keV'lik enerjiye sahip anhilasyon fotonları açığa çıkar [12].

Anhilasyon fotonları hasta etrafında 360 derece dolanan dedektörler tarafından algılanır ve olayın gerçekleştiği yer algoritmalarla belirlenerek moleküler görüntü elde edilir. Zıt yönlerde yönelen iki fotonun ölçümü eş zaman yada coincidence devreleri ile mümkündür. PET cihazlarındaki eş zaman görüntülemesinin şematik gösterimi Şekil 1.3.'de verildiği gibidir. Temelinde iki karşılıklı bulunan dedektör sisteminden oluşan PET'de sinyaller sinyal



Şekil 1.3. PET cihazlarının temelini oluşturan eş zaman (coincidence) görüntülemesinin şematik gösterimi. Karşılıklı dedektörler tarafından algılanan sinyaller PHA'ye gönderilir ve 450-650 keV enerji aralığındaki sinyaller kullanılır. Eş zaman ölçüm hassasiyeti 10 nanosaniye olup bu zaman aralığındaki eş zaman ölçümleri görüntülemeye kullanılırken dışındaki sinyaller kullanılmazlar [13].

yüksekliği analizörü olarak bilinen PHA'ye gider. PHA-pulse height analyser olarak bilinir ve oluşan olayları tetikleyerek belirli enerji eşiğindeki pulse'ları sinyalleştirir. PET sisteminde seçilen enerji eşiği 450 keV ile 650 keV arasında olmalıdır ki 511 keV'lik anihilasyon fotonları sinyalleşebilsin. Zaman aralığı ölçümü 10 nano-saniye'deki aynı anda iki dedektör tarafından sinyalin oluşması halinde sinyaller medikal görüntülemeye kullanılır. Bu zaman aralığında olmayan ve eş zaman ölçümü olmayan sinyaller ise görüntüleme de kullanılmazlar. Eş zaman ölçüm tespiti ile karşılıklı çakışan iki dedektör arasındaki hat boyunca yok olma olayının gerçekleştiği yeri gösteren LOR (line of response-yanıt hattı) bilgisi elde edilir. Şekil 1.4.'de PET cihazında ölçülme olasılıkları bulunan dört farklı olayın detaylı gösterimi verilmiştir. PET cihazının karşılıklı iki dedektör sistemi tarafından aynı anda (yada eş zaman ölçüm aralığında) ölçülen eş zaman olayı gerçek anihilasyon olayına ait ise gerçek eş zaman olayıdır (Şekil 1.4.(a)). Saçılmalı yada dağılımlı eş zaman olayında anihilasyon fotonlarından en az biri çevre ile etkileşime girerek compton saçılması ile saçılır ve olayın gerçekleştiği yerden farklı yerde sanki olay gerçekleşmiş gibi dedektörler tarafından algılanır (Şekil 1.4.(b)). Random (rastgele) eş zaman olayı, iki farklı yerde gerçekleşen iki anihilasyon olayının tek bir olaymış gibi algılanmasıdır (Şekil 1.4.(c)). Çoklu eş zaman olayı ise iki yada daha fazla

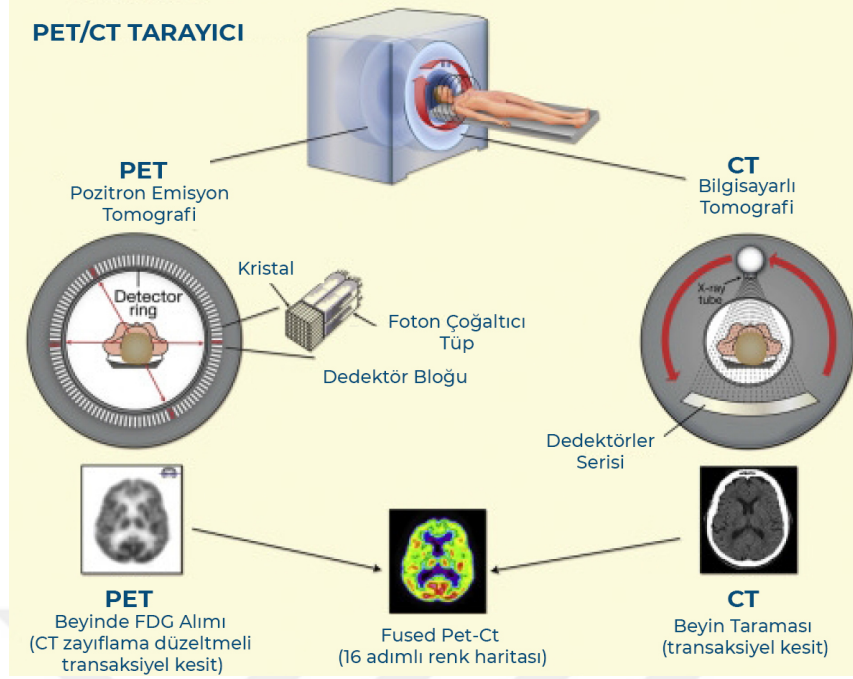


Şekil 1.4. Tek bir dedektör halkasında gösterilen PET görüntüleme deki çakışık dört farklı eş zaman ölçüm olaylarının gösterimi. (a) Gerçek olay, (b) saçılmalı-dağılımlı olay, (c) rastgele olay ve (d) çoklu olay. [14].

yok olma olayının aynı eş zaman aralığı (cihazın eş zaman penceresi time window) içerisinde sayıldığında oluşur (Şekil 1.4.(d)). Bu durumda, yok olma olayının doğru dedektör çiftlerinde kaydedilip kaydedilmediği net değildir. Bu dört eş zaman ölçümlerinden sadece gerçek olaylar yok olma olayı hakkında doğru bilgi verir. Diğer üçü oluşturulacak görüntüyü bozar ve etkilerinin düzeltilmesi gerekmektedir [14].

Görüntülemesi yapılacak bölgenin etrafında 360° dönen dedektörler kümesi tarafından algılanan farklı olay ölçümleri ve düzeltmelerinin uygulanmasından sonra elde edilen veriler ile yeniden görüntü oluşturularak moleküler görüntü oluşturulur. Günümüz hastanelerinde kullanılan PET cihazlarının şekilsel gösterimi Şekil 1.5. deki gibidir.

Günümüzde en iyi bilinen ve yaygın olarak kullanılan teknik olmasına rağmen bazı durumlarda kullanımı mümkün olmadığı gibi bazı kısıtlamalarda söz konusudur. En başta PET'in kullanımında gerekli olan radyonüklidlerin üretimi için hızlandırıcı teknolojisinin en temeli olan ve yüksek maliyetli olan Siklotron gerekmektedir. Ayrıca radyo farmasötiklerin



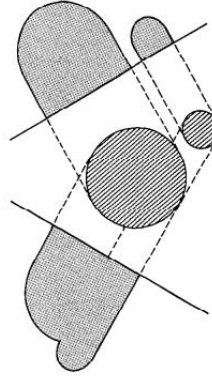
Şekil 1.5. PET görüntüleme süreçlerinin görseli. Şekil 1.2.'de gösterildiği gibi, yok olma olayı sonrasında açığa çıkan 511 keV'lik enerjiye sahip fotonun pozitron emisyon tomografi cihazın kafa kısmında bulunan halka şeklindeki detektörler tarafından ölçülerek dijital sinyal olarak bilgisayar ortamına aktarılmasının gösterimi. Kaydedilen bu sinyaller çeşitli algoritmalarda geçirilerek yok olma olayının gerçekleştiği yerler tespit edilir ve böylelikle tıbbi görüntüleme elde edilmiş olunur [15].

üretimi için özel kimyasal sentez ekipmanına ihtiyaç vardır. Canlı organizmaya zararının en az olması için bu cihazlarda kullanılan radyo farmasötiklerin yarılanma ömrü özellikle kısa olmasına dikkat edilmesine rağmen bazı durumlarda özellikle hamilelerde bu görüntüleme tekniğinin kullanımı önerilmez (radyasyonun dolaylı etkisinden dolayı).

1.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

1960 yılında bilgisayar ve teknolojiye gelişmelerin sonucu olarak ilk bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme cihazı geliştirilmiştir. İlerleyen yıllarda cihazlardaki gelişmeler ve iyileştirmeler sonucunda hastalara daha hızlı, daha konforlu hizmetin yanında hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu azalmış ve daha kaliteli görüntüleme yapabilen cihazlar elde edilmiştir [9, 16]. Standart röntgen cihazlarındaki gibi Bilgisayarlı tomografi cihazında da X-ışınları kullanılır. Röntgen cihazından en büyük farkı ise yumuşak dokuların ve

vücut derinliklerinin medikal görüntülerinin BT ile elde edilmesidir. Röntgen ile üst üste gelen organ görüntüleri oluşurken, BT ile organın her bir dokusu ayırt edilmektedir [9]. BT cihazda X-ışını üreten bir tüp ve tam karşısında da dedektörler bulunmaktadır. Görüntüsü istenilen bölgeye farklı açılardan gönderilen pek çok X-ışınlarının vücuttan geçtikten sonraki kesitsel olarak elde edilen görüntüleme yöntemine tomografi denir [16]. Vücuttan geçen X-ışınları dedektörler tarafından algılanarak sayısallaştırılır ve kesitsel görüntüye dönüştürülür [9]. X-ışınının geçtiği ortamdaki malzemenin atom numarasına yani proton sayısına dolayısıyla elektron sayısına bağlı olarak zayıflama katsayısı (sönüm katsayısı) değişmektedir. Ortamın atom numarası arttıkça elektron sayısı da artacağından dolayı X-ışını daha fazla ortam tarafından absorbe edilecektir. X-ışını fotonlarının yolu üzerindeki dokuların atom numarası, dokuların yoğunluğu ve kalınlıklarının farklılığından geçirgenliklerini de farklılık gösterir. Şekil 1.6. da verildiği gibi izdüşüm görüntüsü elde edilen dokudan geçen X-ışınları farklı tutulumlar oluşturur. Bu değişkene göre alınacak çizgisel integral bize nesnenin izdüşüm görüntüsünü verir. Vücudun etrafında dönerek 360 derecelik



Şekil 1.6. iki adet silindirik nesnenin farklı açılarda elde edilen izdüşüm görüntüleri [16].

açıyla ve X-ışınlarının zayıflamasına bağlı olarak alınan kesit görüntülerinin her bir matris elemanı dokuların soğurma katsayılarıyla orantılı olacaktır. Bu attenuasyon (soğrulma (μ)) katsayıları Hounsfield Unit (HU) ile ifade edilip -1024 ile 3071 arasında değerler alır [17] ve suyun zayıflama katsayısına göre aşağıdaki denklem 1.1’de verildiği gibi hesaplanır.

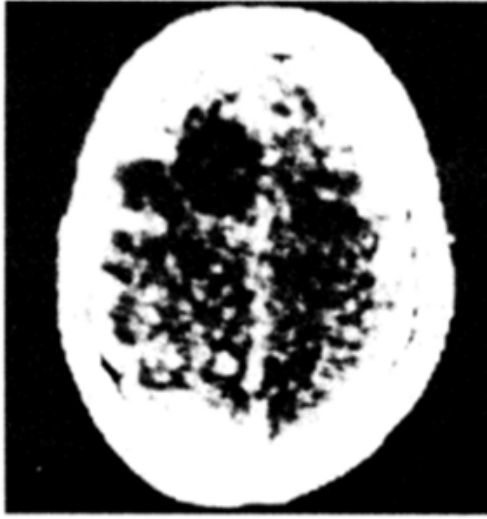
$$HU(x, y, z) = 1000 * \frac{\mu_{doku}(x, y, z) - \mu_{su}}{\mu_{su}} \quad (1.1)$$

Burada ki (x, y, z) kesit görüntüsündeki bir vokselin koordinat bilgisidir. μ_{su} ve μ_{doku} sırasıyla suyun ve görüntüsü elde edilecek dokunun lineer sönüm katsayılarıdır. Elde edilen HU değerleri gri skalaya dönüştürülerek BT görüntüsü oluşturulur [17]. Bazı dokuların HU

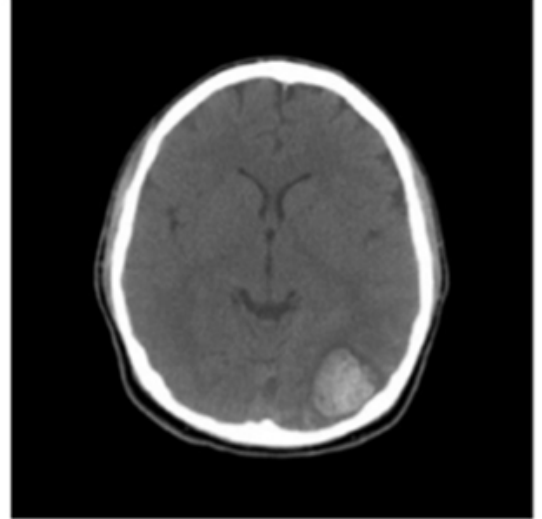
Çizelge 1.2. Bazı dokuların HU değerlerinin verildiği tablo [16].

Doku	HU Değerleri
Kemik	1000
Yağ	-100 - (-50)
Karaciğer	40-60
Beyin	43-46
Kan	40
Hava	-1000

değerleri aşağıdaki Çizelge 1.2.'de verilmiştir. İlk Bilgisayarlı Tomografi cihazı ile elde edilen beyin tümörünün görüntüsü ve günümüz hastanelerinde kullanılan BT cihazı ile elde edilen kanamalı beyin tomografisinin görüntüleri Şekil 1.7.'de verildiği gibidir. Günümüzde ise



(a) Beyin tümörünün görüntüsü [15].



(b) Beyin kanamasının görüntüsü [15].

Şekil 1.7. İlk BT ve günümüzde hastanelerde kullanılan BT cihazıyla elde edilen insan beyninin tomografik görüntüsünün karşılaştırması. (a) İlk BT cihazıyla elde edilen insan beynindeki tümörlü kısmın görüntüsü. Üst sol tarafdaki büyük siyahlık tümörün dağılımını gösteriyor. (b) Günümüzde kullanılan modern BT cihazıyla elde edilen insan beyninin görüntüsü. Alt sağ tarfadaki açık gri dağılım beyindeki kanamayı göstermektedir.

COVID-19 hastalığının teşhisinde bile BT görüntülemeleri büyük bir öneme sahip olmaya devam ediyor [15]. Medikal görüntülemelerde BT tarama cihazının pek çok avantajlarının

yanında en önemli dezavantajı olan hastaların maruz kaldığı radyasyon oranının standart röntgen cihazlarının 7 katı olduğu unutulmamalıdır [18, 19]. Ayrıca BT taramalarıyla radyasyona maruz kalınması sonucunda uzun vadede kanser riskinin artışı günümüzde yaygın bir sorun haline gelmektedir. BT taramaları sırasında hastaya ayrıca enjekte edilen iyonlaştırıcı radyasyonun dozu da dikkatle kontrol edilmelidir. Uzun vadede BT taraması yapılan hastalarda kanser ve lösemi sorunları gelişebilir [8].

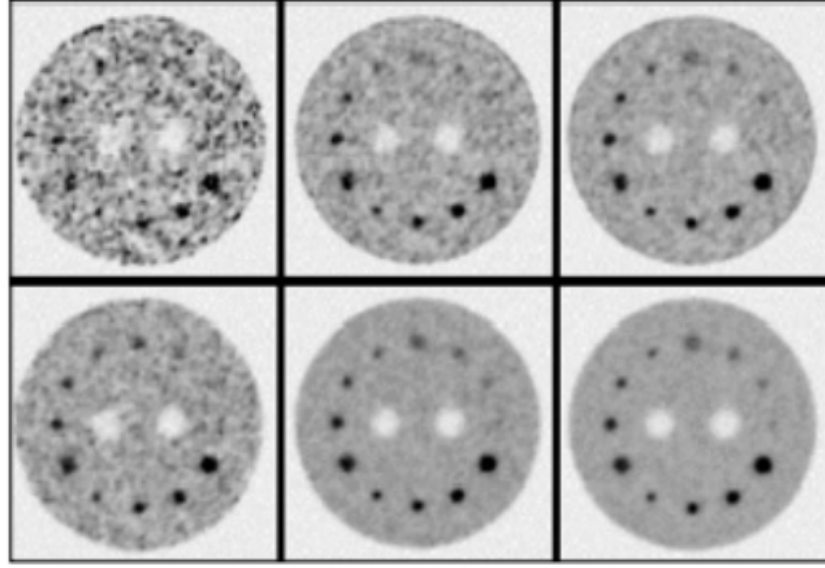
1.4. Bilgisayarlı Pozitron Emisyon Tomografisi (PET-BT)

Canlı organizmanın anatomik verilerinde BT, organların ya da tümörün fizyolojik bilgileri için PET kullanılmaktadır. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) teknolojisi, Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile birleştirilerek, birçok hastalığın teşhisine olanak sağlayan ve bu alanda dünyada kullanılan en ileri teknoloji tıbbi görüntüleme yöntemlerinden biridir. PET ve BT görüntülerinin amacı özellikle kanserli hasta için, detaylı ve sağlıklı bir rapor hazırlamakta yardımcı olmaktır. BT taraması bedenin bazı bölgelerinden elde edilen ve X ışınlarının 3D görüntüsünü elde etmek için kullanılır. PET taraması ile vucutta ilgilenilen bölgedeki tümörleri tespit etmek için bir radyoaktif ilaç yardımıyla bölge daha aktif hale getirilerek daha iyi bir görüntüleme elde edilir [15]. PET-BT, PET ve BT gibi iki farklı cihazın bir araya getirilerek oluşturulan hibrid bir moleküler görüntüleme tekniğidir [20]. Büyük bir oranda kanserin tanı ve kanser evrelerinin görüntülenmesinde kullanılmaktadır. Özellikle kanserin ilk teşhisi, evreleri yaygınlığının belirlenmesi ve doğru bir tedavi planı çıkarılması için tüm aşamalar bu cihaz ile gerçekleştirilmektedir. Bunun yanında nedeni bilinmeyen tanısı konulamayan hastalıkların teşhisi, bulaşma odaklarının bulunması, kalp rahatsızlıklarında canlı dokunun tespiti ile Alzheimer ve demansı ayırımında da bu görüntüleme tekniğinden yararlanılmaktadır [20]. PET-BT ile pek çok kanser çeşidinin tespit edilmesinin yanında radyoterapi tedavisinin uygulanabilirliğinde de önemli bir role oynar.

1.5. Zaman Bilgisi İçeren Pozitron Emisyon Tomografisi (TOF-PET)

Time-of-Flight (TOF) teknolojisine sahip PET tarayıcılar son yıllarda yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. Bu teknolojiye anihilasyon olayının gerçekleştiği yerin merkezinden dedektörlere gelen 511 keV'lik fotonların almış oldukları yollar eşit değilse bu fotonların

dedektörlere ulaşma süreleri farklıdır. Bu farklılık yazılım ile düzeltilerek LOR içinde algılanır. Özellikle derinde olmayan lezyonların kaliteli görüntülenebilmesi için TOF teknolojisi klinik olarak önemlidir. Şekil 1.8.'de gösterildiği gibi TOF teknolojisine sahip PET ile elde edilen fantom görüntüleri TOF sistemi olmadan oluşturulan PET görüntüsünden daha kalitelidir [20].



Şekil 1.8. TOF teknolojisi olan ve olmayan PET görüntüleme cihazlarıyla elde edilen fantom görüntülerinin karşılaştırması. Üst üç görüntü TOF sisteminin olmadığı PET görüntüsü iken, alt üç fantom görüntüsü ise TOF-PET cihazı kullanılarak elde edilen fantom görüntüsü. Şekilden de anlaşıldığı gibi alttaki görüntülerin netliği ve kalitesi üsttekilere göre çok daha iyidir [20].

İlgilenilen bölgede toplanan radyasyonlu ilaçtan açığa çıkan pozitron ortamdaki elektron ile birleşip birbirini imha etmesiyle (yok olma olayı) eş zaman olayı oluşur [7]. Oluşan bu eş zaman ölçümü ile beraber tam zıt yönlerde bir çift gama ışını meydana gelir. Aralarında 180 derecelik açı bulunan iki dedektör tarafından tespit edilen eş zamanlı bir gama çifti gerçek eş zaman olayı olarak ölçülür ve adlandırılır. Çakışık eş zaman tespiti durumu eş zamanlılık koşulu, her dedektörde yapılan ölçümlerin birkaç nanosaniye içinde gerçekleşme durumudur. Eğer çakışma durumu sağlanırsa, her bir dedektör dizisinden eş zamanlı bilgi alınır. Mevcut dedektörlerin her biri iki boyutlu diziler şeklinde olduğundan dolayı, çoklu kanallar ile depolanan bilgiler eş zaman olayının gerçekleştiği yerin konumu hakkında bize detaylı bilgi vermektedir. Dolayısıyla eş zaman tespiti çok etkili ve önemli bir tekniktir. Bu teknik süreçle ilgisi olmayan gürültü olaylarının veri toplama sistemleri (DAQ) tarafından

sayısallaştırılmadan ortadan kaldırmak için kullanılır. Eş zaman ölçümü genellikle ikili bir olay olarak da kabul edilir. Diğer bir deyişle, 5 ns'lik çakışma süresi içinde (eş zaman periodu) her bir dedektör dizisinde bir olay tespit edilir [7]. Bununla birlikte, iki olayın "tesadüfi" arasındaki gerçek zaman farkının ölçüldüğü başka bir teknik ile ek bilgi sağlanır. Buna uçuş süresi (TOF) denir ve hedef içindeki etkileşimin derinliği (depth-of-interaction) hakkında bilgi sağlanır. Bunun sonucunda hedef içindeki etkileşimin durumu hakkında detaylı bilgi edinilmiş olunur [7].

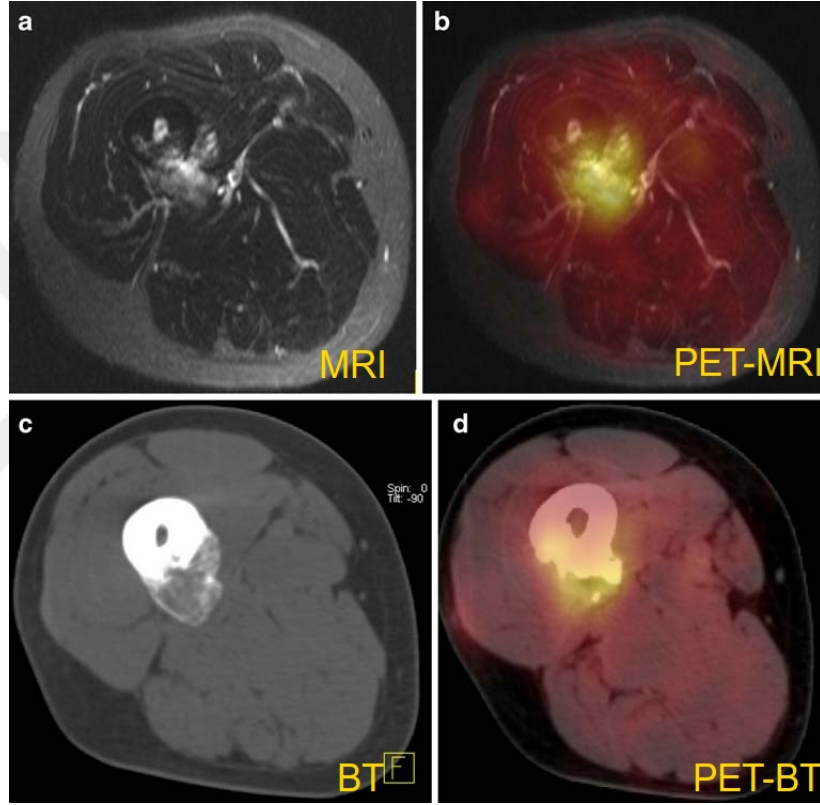
1.6. PET-MRI Konsepti

PET-MRI görüntüleme teknolojisi pozitron emisyon tomografi cihazıyla elde edilen fonksiyonel görüntünün manyetik rezonans görüntüleme cihazıyla oluşturulan yumuşak doku morfolojik (anatomik) görüntüsünü biraraya getirilerek oluşturulan hibrit bir görüntüleme sistemidir [21]. İlk defa 1991 yılında R. Raylman'ın doktora tezinde PET ile MRI kombinasyonundan bahsedilmiştir [22]. Aynı anda PET-MRI görüntülemesi ise ilk defa 1997 yılında gerçekleştirilmiştir [23]. Ticari olarak kullanılabilir cihaz haline gelmesi için 13 yıl geçmiştir [23] ve günümüzde yeni dedektör teknolojileriyle kliniklerde kullanılmaktadır.

Pozitron emisyon tomografisinde kullanılan [^{18}F]-2-fluoro-2-deoxy-D-glucose (FDG) ile tümör metabolizması hakkında fonksiyonel veriler sağlanır ve lenf nodu tutulumu ile uzak metastazların değerlendirilmesinde PET morfolojik görüntülemenin tamamlayıcısıdır [21]. Fakat PET ile elde edilen görüntüdeki anatomik bilgi eksikliği ve düşük görüntü çözünürlüğü gibi limitlerden dolayı sıklıkla lezyonların yerinin tam olarak belirlenmesi zorlaşır ve çevredeki organlara olası tümör dağılımının değerlendirilmesi tehlikeye girer [21]. Bu limitin üstesinden gelmek için PET-CT gibi hibrit görüntüleme sistemleri geliştirilmiş ve bu sistemler kliniklerde iyi bir rutin kullanım yeri edinmişlerdir.

BT X-ışınlarının vücuttan geçtikten sonra söküme uğramasının tomografik ölçümünden üretilir. Görüntü kontrastındaki farklılıklar doku yoğunluğundaki farklılıklardan kaynaklanır. MR görüntüsü belirli bir çekirdek (genellikle hidrojen) tarafından absorbe edilen radyo frekansı enerjisine vermiş olduğu yanıtı oluşturur. MR ile görüntülenen bölgedeki proton dağılımının tomografik haritası elde edilir. MR ile CT den daha üstün bir yumuşak doku kontrastı elde edilir. Bu karın organlarının, beyin ve kas-iskelet sisteminin görüntülenmesinde avantaj sağlar. MR ile hastayı yeniden konumlandırmadan

hemen hemen her oryantasyonda görüntüleme yapılabilir. Ayrıca fonksiyonel görüntünün elde edilmesi difüzyon görüntüleme ve fMRI ile mümkündür. MR görüntülemesinde hasta radyasyona maruz kalmaz [21, 24]. MR görüntülemenin bu avantajlarının yanında ayrıca bazı olumsuz özellikleri de mevcuttur. Görüntüleme zamanı MR'da 20 ile 60 dakika arasında olup CT ye göre oldukça uzundur [21, 24]. MR ile görüntüleme diğer medikal görüntüleme sistemlerine göre çok daha pahalıdır [21, 24]. Bazı metal implantlar ve kalp pilleri bulunan hastalarda kullanılamazlar [21]. Şekil 1.9.'de ayrı ayrı ve hibrit PET-MRI görüntüleriyle elde edilmiş medikal görüntüler verilmiştir.



Şekil 1.9. Kemik içerisindeki tümörün farklı görüntüleme teknikleri ile görüntülenmesi (a) MRI, (b) PET-MRI, (c) BT ve (d) PET-BT [21].

1.7. Sintilasyon Malzemeleri

Sintilasyon kelime anlamı olarak ışıldama anlamına gelmektedir. Sintilasyon dedektörleri ise radyasyona maruz kaldıktan sonra malzemelerden yayınlanan fotolüminesans ve fosforesans vasıtası ile radyasyonun dedeksiyonunu yapabilen cihazlardır. Sintilasyon dedektörlerinin çalışma prensibi ışıldama yapan bir madde (sintilatör) içerisinden geçen radyasyonun enerjisini uyarma vasıtası ile kaybetmesi ve uyarılmış atom tarafından yayınlanan ışığın bir foto sensör vasıtası ile algılanmasına dayanır. Geniş bir kullanım alanına sahip olan sintilasyon dedektörleri, nükleer, parçacık ve medikal fizikte radyasyon spektroskopisi olarak kullanılmalarının yanında ayrıca radyasyon güvenliğinde nükleer santrallerde, nükleer deneylerde ve araştırma laboratuvarlarında tercih edilen dedektör sistemleridir. Bunlara ek olarak; kesit görüntüleme sistemlerinde ve tıbbi radyoizotopların kalite kontrollerinde de kullanım alanları mevcuttur. İyonize radyasyon örneğin gama ışını sintilasyon malzemesinin atomlarını uyarır ve uyarılmış düzeydeki elektronlar daha düşük düzeye gerken iki seviye arasındaki fark kadar foton açığa çıkar. Böylece gelen radyasyonun enerjisini emen lminescent kristalleri tarafından görünebilir dalga boyunda ışıklar oluşur. İnorganik sintilatörlerde bu seviyelerin arasına ilave seviyeler oluşturmak için Seryum (Ce), Talyum (Tl) yada Avrumpyum (Eu) gibi başka elementlerle yayınlanan fotonlar tuzak seviyelere indirilir. Böylelikle saf inorganik sintilatörde yayınlanan fotonlardan daha yüksek dalga boyuna sahip (daha düşük enerjili) ve çok daha fazla sayıda fotonların yayınlanması sağlanır. Bu uyarıcı elementlerle, oluşturulan tuzak seviyeler kullanılan ana sintilatör malzemesinin sağlığını bozarak verimi artırmak amaçlanır. Oluşan görünebilir dalga boyundaki fotonlar fotoçoğaltıcılar (PMT yada SiPMs) tarafından fotoelektrik olayı vasıtasıyla çoğaltılıp sinyale dnştrrlenir. Yükselteç kullanılarak artırılan bu sinyaller bize gelen radyasyon hakkında bilgi verir. Sinyallerin analizi atom çekirdeğinin ve radyoaktif çekirdeklerin karmaşık yapısının anlaşılması için önemlidir. Ayrıca kaliteli tıbbi görüntüleme ve bilinmeyen atomların yapısı bu sinyallerin analizi ile mümkündür. Bu analiz işlemleri dedektörlerden elde edilen enerji ve zaman spektrumları ile mümkündür. Günümüzde organik ve inorganik olarak adlandırılan iki çeşit sintilasyon kristalleri mevcuttur. Uygulama alanlarına bağlı olarak kullanımları değişiklik gösterebilir. Örneğin; Organik sintillatörler daha az sayıda oluşan görünebilir dalgaboyundaki fotonlardan, gama radyasyonunu durdurabilme gücüne daha az sahip olmalarından ve enerji çözünürlüklerinin

kötü olmasından dolayı, genellikle tıbbi görüntülemede en önemli cihazlardan biri olan PET (Pozitron Emisyon Tomografi) cihazlarında kullanılması tercih edilmezler. Çoğunlukla inorganik sintilatörler tıbbi görüntüleme de kullanılırlar.

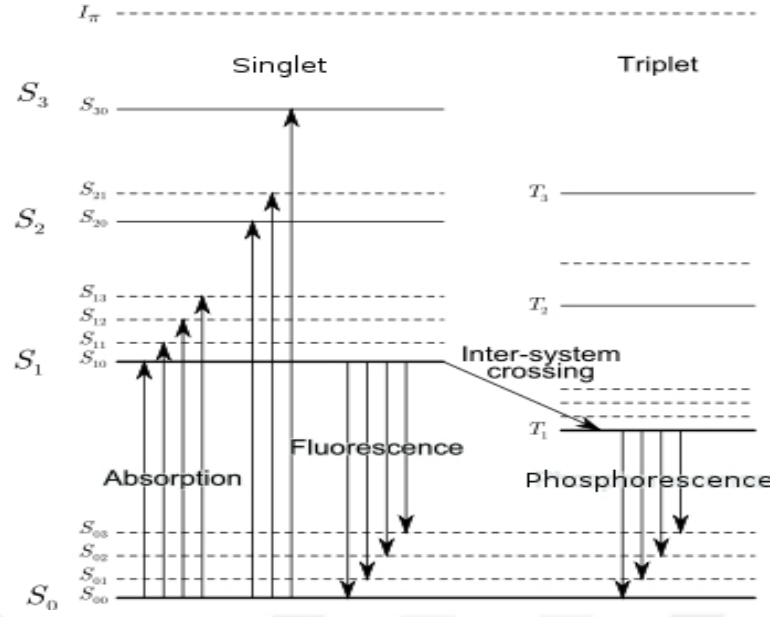
SPECT ve PET gibi moleküler görüntüleme sistemlerinde yaygın olarak kullanılan sintilasyon malzemelerinin bazı fiziksel, kimyasal ve optiksel özellikleri Tablo 1.3.'de verilmiştir.

Çizelge 1.3. PET görüntüleme sistemlerinde yaygın olarak kullanılan ve yeni üretilen bazı sintilasyon malzemelerinin önemli özellikleri [33, 34].

Sintilatör Kristali	Yoğunluk (g/cm ³)	Bozunma Zamanı Zamanı (ns)	Işık Çıkışı Foton/MeV	Emisyonun Zirvedeki Dalgaboyu (nm)	Kırılma İndeksi
LYSO(Lu _{1,8} Y ₂ SiO ₅)	7,36	41	34 000	410	1,83
LSO(Lu ₂ SiO ₅)	7,4	40	26 000	420	1,82
BGO	7,13	300	8000	480	2,15
CsI(Tl)	4,51	1000	57 000	560	1,79
LaBr ₃ (Ce)	5,08	30	61 000	380	1,9
CeBr ₃ (Ce)	5,3	21	58 000	380	2,09
SrI(Eu)	4,55	1200	115 000	435	2,05
NaI(Tl)	3,67	230	45 000	415	1,85
GaGG(Ce)	6,63	88	60 000	520	1,8-2

1.7.1. Organik Sintilatörler

Organik sintilatörlerde yeniden uyarılma kademeli olarak gerçekleştiğinden; emisyon spektrumunu absorpsiyon spektrumundan farklıdır ve salınan ışının kristalde yeniden absorplanma olasılığı düşüktür. Kristalden açığa çıkan ışınlar fotoçoğaltıcılarla (fotosensörlerle) sinyale dönüştürülürler. Organik sintilasyonlarda kullanılan elementlerin atom numarası az olduğundan dolayı gama radyasyonunun dedeksiyonu için uygun değildir. Bu sintilasyon malzemeleri “benzen halkası” yapısında aromatik hidrokarbon kombinasyonlarından oluşurlar. Organik sintilasyonlarda görünebilir dalga boyundaki ışıklar *molekül yapısındaki* değerlik elektronlarının uyarılmasıyla oluşurken, inorganik sintilatörlerde ise fotonlar belirli *atomların* değerlik elektronlarının uyarılması ile oluşurlar [2]. Aromatik karbon halka yapısındaki en yaygın bağ π bağıdır. Gelen radyasyon π moleküler orbitallerinin bir elektron seviyesini veya titreşim seviyesini uyarabilir. Şekil 1.10.'deki enerji seviyesi diyagramında gösterildiği gibi π moleküler orbital durumunun çeşitli tekli ve üçlü durumları mevcuttur. Radyasyonun absorpsiyonu moleküler titreşimle sonuçlanarak S₁ durumuna



Şekil 1.10. Bir organik molekülün π durumları. Temel (kararlı) durum S_0 'dır. Tekli uyarılmış durumlar; S_1 , S_2 , S_3 ve üçlü uyarılmış durumlar T_1 , T_2 , T_3 ile gösterilmiştir. Titreşim alt seviyeleri ayrıca S_{00} , S_{10} , S_{11} olarak ifade edilmiştir [2].

uyarılır ve bunu temel duruma (S_0) yönelik yeniden uyarılma takip eder. Floresan mekanizması, S_0 durumunun üzerindeki titreşim düzeylerinden birinden sintilasyon fotonları yayınlanarak ortaya çıkar. Floresan süreci sintilasyon malzemesinin hızlı bileşeni olarak da adlandırılır. Bozunma sürecinin yavaş bileşeni ise üçlü hallerden biri uyarıldığında (fosforesan fenomeni olarak) gözlemlenir. Hızlı ve yavaş bileşenler, sinyal şekline bakarak parçacığı tanımlamanın mümkün olduğu sinyal şeklinin ayırım yönteminin kullanılmasına izin verir. Organik kristaller, kolayca şekillendirilebilen uzun ömürlü sintilatörlerdir. Yapısında çözücü, sintilatör ve parıldamayı sağlayan veya doğru dalga boyunu verebilen yardımcı malzemelerin bir kombinasyonu ile hem sıvı hem de kristal formlarda bulunabilirler. Energy çözünürlükleri iyi olmadığından dolayı inorganik sintilatörlerin kullanımı kadar yaygın bir kullanım alanları yoktur. En popüler ve en iyi bilinen organik sintilatör plastik sintilatörlerdir. Plastik sintilatörü katı polimer tabanı ile floresan yayınlayan flüor karışımından oluşur. Taban yapısı ultraviyole ışınları görünebilir dalga boyunda ışıklara dönüştürür. Yaklaşık olarak 2-4 ns bozunma zamanına sahip olan plastik sintilatörler çok hızlı dedektör malzemeleri olarak bilinirler.

1.7.2. İnorganik Sintilatörler

İnorganik sintilasyon malzemeleri güçlü gama radyasyonunu durdurabilme özelliğine sahiplerdir. Ayrıca enerji çözünürlükleri iyidir, yüksek verimlilikte optiksel fotonlar verirler, hızlı bozunma zamanına sahiplerdir ve enerji cevapları doğrusal olduklarından dolayı yaygın olarak parçacık fizikinden nükleer fiziğe kadar geniş kullanım alanına sahipleridir [2]. Fakat inorganik sintilatörlerle özel şekillerde detektörler yapmak zordur ayrıca çoğunlukla bu sintilatörler nem çeker olarak bilinirler. Organik sintilatörlerden farklı olarak inorganik sintilatörler de moleküler bağlardan ziyade kristal yapının elektronik bağlarında sintilasyon mekanizması gerçekleşir. Alkali halides olarak adlandırılan saf inorganik sintilatörler oda sıcaklığında verimli olacak kadar yeterli seviyede görünebilir dalga boyundaki fotonları (optiksel fotonları) yayınlamayazlar (Şekil 1.11.). İnorganik



Şekil 1.11. Maksimum elektron enerji seviyesi (a) saf sodyum iyodür (NaI) sintilatörü için 333 nm ve (b) talyum (Tl) ile aktifleştirilmiş sodyum iyodür için 410 nm'dir [2].

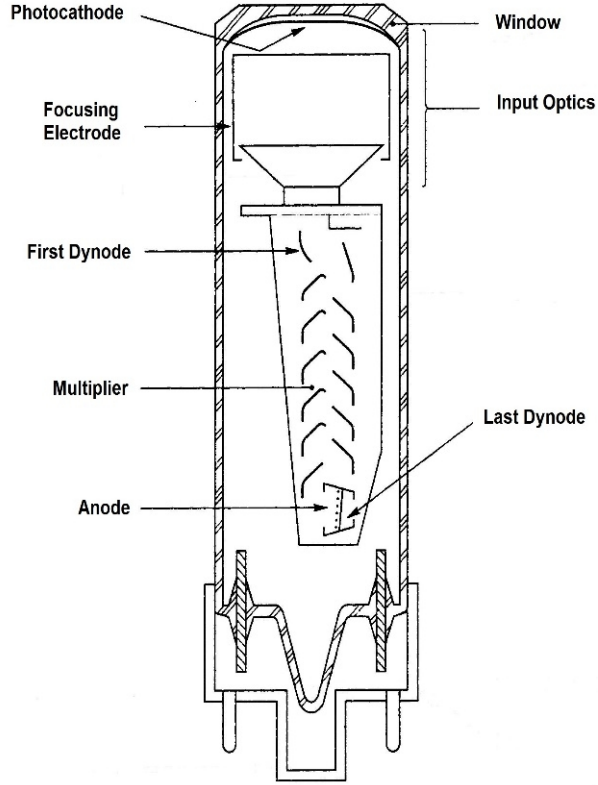
kristal için sintilasyon mekanizmaları, moleküler bir bağda değil, kristallerin elektronik band yapısında meydana gelir. Organik sintilatörde, floresan mekanizması sintilatörlerin fiziksel durumundan bağımsız olarak gerçekleşir (sıvı, gaz ve kristal yapılarda gözlemlenebilir). Saf inorganik sintilatörler (alkali halojenürler) oda sıcaklığında daha fazla görünür ışık üretmek için uygun değildir. Gelen radyasyon, değerlik bandından uyarılma bandına bir elektronu uyarır. Ardından, anında değerlik düzeyine geri dönerek aradaki seviye farkı kadarlık enerjide foton yayınlanır. Bu durum Şekil 1.11.(a)'da gösterilen saf NaI sintilatöründeki gibidir. Valans bandı ile iletkenlik bandı (maksimum 333 nm) arasındaki

enerji boşluğu, görünür ışık frekansı aralığında değildir [35]. Bu nedenle oluşan fotonlar sinyallere dönüştürmeden sintilatör tarafından ve fotosensörlerin (PMT veya SiPM) cam penceresi tarafından emilebilirler. Daha fazla görünür ışık fotonları üretmek için saf kristallerin yaygın olarak kullanılan aktivatör maddesi olan talyum (Tl) gibi bir ağır metal aktivatörü ile katkılanması gerekir. Saf olmayan bir kristalde aktivatör atomları radyasyonun kopardığı elektronları tuzaklayarak, veya bir uyarılmış düzeye geçerken yayınladığı bir fotonu soğurarak uyarılmış hale geçer. Uyarılmış aktivatör atomu taban düzeye geçerken salınan pırıldama fotonu kristal tarafından soğrulamaz. Kristalden kaçan bu ışın uygun bir fotoçoğaltıcı tüp yardımı ile sinyale dönüştürülerek radyasyonun dedeksiyonu gerçekleştirilir. Bu safsızlaştırma arayüz enerji seviyelerinin yasak bant içinde artmasına neden olur. Böylelikle fotonlar Şekil 1.11. (b)'de gösterildiği gibi daha düşük enerjili ve daha uzun dalga boyuna (maksimum 410 nm) sahip olarak yayınlanır. Sonuç olarak, daha fazla görünür dalgaboyundaki fotonların oluşması sintilasyon dedektörünün performansı iyileştirir.

1.8. Foton Çoğaltıcılar

1.8.1. PMTs (Foton Çoğaltıcı Tüpler)

Fotoçoğaltıcı tüpler ya da PMTs olarak bilinen foton çoğaltıcılar elektromanyetik spektrumda yakın kızılötesi dalga boyundan morötesi'ne kadar geniş bir bölge içinde hassasiyetliği bulunan elektronik yapılardır. PMT'ler yayınlanan sintilasyon fotonlarını (optiksel fotonlar ya da görünebilir dalga boyundaki fotonları) elektrik sinyaline (akıma) dönüştürürler ve bu sinyaller gelen radyasyonun enerjisi ile orantılıdır. Şekil 1.12.'de gösterildiği gibi standart PMT'lerin önemli parçaları verilmiştir. Diyotlarda ilk fotonun çarpışmasından sonra oluşan elektronlar fotoelektrik olayının bir sonucudur. Her bir diyotla (katot) olan etkileşim sonucunda elektronlar çoğaltılır. Anotla katot arasında uygulanan potansiyelle oluşan elektronlar anotta toplanırlar. Toplanan bu elektronların iletimi sinyal olarak algılanır. PMT'de kullanılan katotlar (diyotlar) görünebilir dalga boyundaki fotonlara çok hassas olmak zorundadırlar. Ayrıca iyonize radyasyonla etkileşime girdikten sonra sintilasyon malzemesinde oluşan optiksel fotonların dalga boyları da kullanılacak PMT'lerin hassasiyet bölgesiyle uyumlu olmak zorundadır.



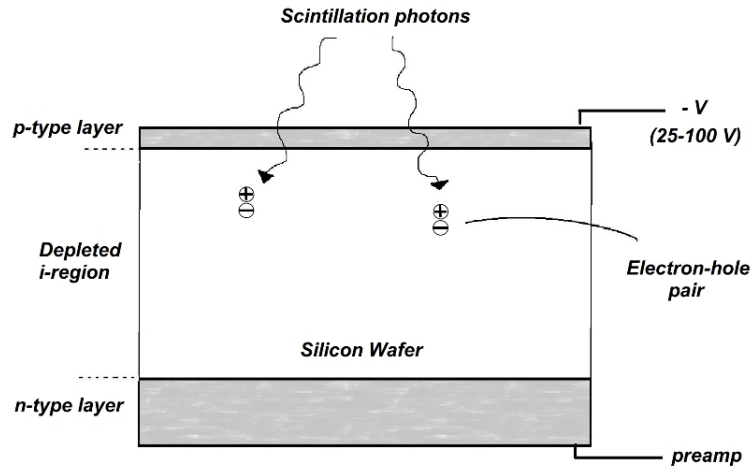
Şekil 1.12. Standart Foton Çoğaltıcı Tüp bileşenlerinin gösterimi. Sintilasyon fotonları çok ince ve şeffaf olan cam pencereden içeri girer ve tüm fotonlar elektroda doğru odaklandırılır. İlk diyota çarpan foton buradan elektron kopmasına sebep olur ve bu süreç defalarca tekrarlanarak elektronlar çoğaltılırlar. Çoğaltılan elektronlar katotla anot arasında uygulanan voltajla anotta toplanırlar. Elektronların iletimiyle oluşan yük artık sinyal olarak algılanır [2].

1.8.2. Silikon foton çoğaltıcılar (SiPMs)

Gama radyasyonunun en iyi bilinen deteksiyon tekniği; sintilatör kristali ile fotoçoğaltıcı tüplerin (PMT) optiksel olarak birleştirilmesiyle elde edilenidir. Son yirmi yılda yarı iletken ışık sensörleri PMT yerine kullanılmaya başlanmıştır. Çünkü bu sensörler PMTs'lerden çok daha avantajlı özelliklere sahiptirler; manyetik alandan etkilenmezler, çok daha düşük voltajlarda çalışabilirler boyutları daha küçüktür, daha kullanışlı ve portatiflerdir. Tarihsel olarak, SiPMs'lerin (silikon foton çoğaltıcılar) zaman ölçüm performansı PMTs'lerin performansından daha düşüktür. Fakat yeni sintilasyon malzemelerinin bulunması ile (SrI ve LaBr(Ce) gibi) ve SiPMs teknolojisindeki CMOS gibi yeni gelişmelerin sonucunda bu sensörlerin zaman ölçüm performansları PMTs performansına

yaklaşmıştır [2]. Bu tür dedeksiyon metodu nükleer fizikte oldukça yaygın olarak kullanılırken en çok da medikal uygulamaları mevcuttur. Foto diyot ışık enerjisiyle ilettime geçen diyottur. Normal bir diyot ters yönde kutuplandığında, akan ters yönlü akım sızıntı akımıdır ve değeri çok küçüktür. Bu akıma azınlık akım taşıyıcıları neden olur ve eğer dışarıdan müdahale edilmez ise değeri çok küçük olur. Bu akımı arttırmanın yolu dışarıdan bir enerji vererek valans bağlarının koparılması ve dolayısı ile azınlık akım taşıyıcı sayılarının arttırılması ile mümkündür.

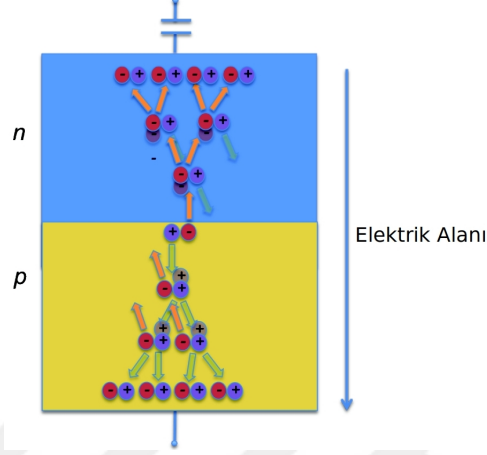
Gelen radyasyon, kristallerle etkileşime girdiğinde 3-4 eV sintilasyon fotonu üretirler ve silikon için bir elektron-boşluk çifti (e-h) oluşturmak için ortalama enerji yaklaşık 3,6 eV'dur. Bu nedenle, sintilasyon fotonunun enerjisi, radyasyona çok duyarlı olan katkılanmamış silikon levha bölgesi (i-bölgesi) içinde e-h çiftleri oluşturmak için yeterlidir [35]. PIN diyodun konfigürasyonu Şekil 1.13.'de gösterildiği gibidir. Çığ foto diyot



Şekil 1.13. Yeni nesil foton çoğaltıcıların basit bir gösterimi. P ve n tabakalarının arası silikon malzemeyle doldurulmuştur. Çok ince kalınlıktaki p-tabakasından içeri girebilen görünebilir dalga boyundaki fotonlar silikon atomlarıyla etkileşime girerek (fotoelektrik olayı ile) serbest halde elektronlar ve elektron kaybeden atomlarda delikler olarak adlandırılırlar. Böylelikle silikon wafer malzeme içerisinde elektron-deşik çiftleri oluşmuş olur. p-n tabakalarının arasına uygulanan potansiyel ile oluşan elektron-deşik çiftlerinden elektronlar n tabakasına doğru ivmelenerek burada toplanırlar. Toplanan elektronların iletimi ile de sinyal elde edilmiş olunur [2].

(APD)'ler 1958'de Read tarafından geliştirildiğinden bunlara Read diyotu da denilmektedir. Geiger modu çığ fotodiyodu (APD), yüksek elektrik alanını desteklemek için tasarlanmış

olduklarından dolayı PIN-diyot arasındaki en temel farkı uygulanan elektrik alanıdır. Elektron-boşluk çiftlerinin üretilmesi PIN diyotundaki gibidir. Ön gerilim voltajı (bias) bölge içerisinde çok yüksek elektrik alanı oluşturur. Şekil 1.14.'de gösterildiği gibi, oluşan elektron (yada boşluk) bölge içerisindeki kristal yapı ile çarpışacak kadar yeterli kinetik enerjiyi elektrik alanından kazanır. Bu çarpışmalar bölge içerisinde bir başka elektron-boşluk çiftinin



Şekil 1.14. SensL marka silikon fotoçoğaltıcısı içindeki Geiger modu işleminin şematik diyagramı [36].

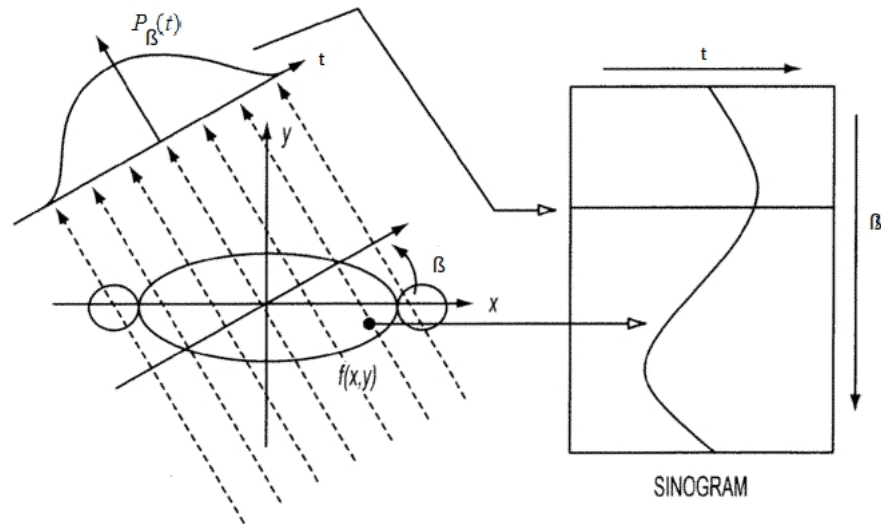
oluşması ile sonuçlanır. Elektron-boşluk çiftlerinin daha fazla oluşması olayına ise darbe iyonizasyonu denir. Bu darbe iyonizasyon mekanizması, bölgede çığ akımına (avalanch) neden olur. Yapımında ana elemanlar olarak Silikon ve Galliyum Arsenid (GaAs) kullanılır. İdeal bir APD sıfır karanlık gürültüye sahip olmalı, aşırı gürültülü olmamalı, geniş tayf ve frekans yanıtına sahip olmalıdır. APD'ler genellikle yüksek bant genişliği uygulamaları için önerilir. Bu sistemler elektriksel yükü çoğaltma özelliklerine sahiptirler. Bu yüzden orantılı sayaçtaki gaz çoğalma faktörü gibi düşünülebilir. Ancak foton etkileşimleri gaz ortamında değil katı ortamda gerçekleşmektedir. Bu sistemlerde yarı iletken olarak Silikon malzeme kullanılmaktadır. Yarı iletkene bir ters gerilim uygulanarak elektrik alan oluşturulur. Bu elektrik alan içerisinde oluşan yük taşıyıcılar, çoğalma bölgesinin konumuna bağlı olarak farklı kazançlar ile çoğalır.

Günümüzde SiPM sistemler performans olarak daha da geliştirilmiştir. Düşük voltaj gereksinimi, daha sağlam oluşu, manyetik alana karşı duyarsızlığı ve daha küçük boyutlarda olmasından dolayı pek çok alanda kullanımları mevcuttur. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) ve Tıbbi görüntüleme uygulamalarında konum ve menzil belirleme de kullanılırlar. 1963 yılında Frank Wanlass isimli bir Amerikan mühendis tarafından icat

edilen CMOS teknolojisi ise son zamanlarda radyasyon dedeksiyonunda önemli olmaya başlamıştır. En başta COSMOS (Complementary-Symmetry Metal Oxide Semiconductor; Simetrik Bütünleyici Metal Oksit Yarı İletken) ismine sahipken, MOSFET teknolojisi ile N tipi ve P tipi transistörleri bünyesinde birleştirdikten sonra simetrik denemesine gerek kalmadı ve CMOS ismini aldı. Mikroçipler üzerinde teknolojik fonksiyonların kullanılabilirliğini arttırdığı için CMOS, bilgisayar teknolojisinde de sık sık karşımıza çıkan elemanlardan biridir. Kullanılan yarı iletken ise en başlarda alüminyum iken, IBM ve Intel'in araştırmaları ve çalışmaları sayesinde artık günümüzde polisilikon'dur. CMOS elemanları genel olarak elektronik gürültüye karşı dayanıklı olmalarına rağmen çok hassas bir yapıya sahip olmaları ile bilinirler.

1.9. Sinogram Görüntüsü

Tek boyutlu bilgiler, iki boyutlu görüntüler üzerinden farklı açılarda alınan izdüşümler sonucunda oluşturulur. Her bir β değeri ile alınan bir boyutlu izdüşümlerin toplanması ile de iki boyutlu sinogram olarak ifade edilen görüntü elde edilir [16]. Şekil 1.15.'de gösterildiği gibi $P_\beta(t)$, herhangi bir β açısında alınan bir boyutlu izdüşümdür. β dönme açısını temsil ederken, t 'de β açısındaki orjine uzaklığını belirtmektedir. Şekil 1.15.'de tek bir açıda elde edilen sinogram görüntüsü verilmiştir [16].



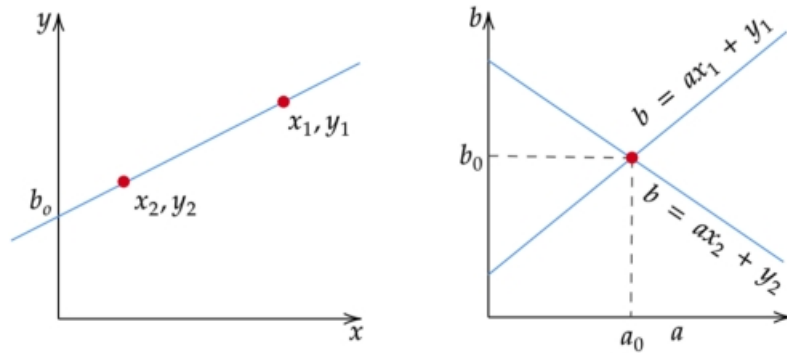
Şekil 1.15. Tek bir β açıdan elde edilen sinogram görüntüsü [16].

1.9.1. Hough Dönüşümü

Hough Dönüşümü, Paul V. C. Hough tarafından 1962 yılında görüntülerdeki karmaşık çizgileri tesbit etmeyi kolaylaştıran ve onları tanımak için icat edilmiş patentli bir algoritmadır. Bilgisayarda görüntü ve görüntü işlemede kullanılan bu algoritmalar, daire ve dörtgen gibi diğer şekilleri de tanıyabilmek için değiştirilmiş ve geliştirilmiştir. Kenar görüntüsü, Hough Uzayı-kenar noktalarının Hough Uzayına eşlenmesi, bir çizgiyi temsil etmenin alternatif yolu ve çizgilerin nasıl algılandığı olmak üzere dört önemli kavram Hough dönüşümünün anlaşılmasında önemlidir [30,31].

- *Bir kenar algılama algoritmasının çıktısı olan kenar görüntüsü*, görüntünün parlaklığının/yoğunluğunun nerede büyük ölçüde değiştiğini belirleyerek görüntüdeki kenarları algılar. Bir kenar görüntüsünün ikili hale getirilmesi yaygın bir kullanımdır, yani tüm piksel değerleri 1 veya 0'dır. Hough Dönüşümü algoritması için, algoritmaya girdi olarak kullanılacak bir kenar görüntüsü üretmek için önce kenar algılamının gerçekleştirilmesi gereklidir.

- *Hough Uzay*, eğimi temsil eden yatay bir eksene ve kenar görüntüsündeki bir çizginin kesişimini temsil eden dikey eksene sahip iki boyutlu (2B) bir düzlemdir. Kenar görüntüsündeki bir çizgi, $y = ax + b$ şeklinde temsil edilir (Şekil 1.16.). Kenar görüntüsündeki bir çizgi; bir çizgi eğimi a ve b kesişimi ile karakterize edildiğinden Hough Uzayında bir nokta üretir. Öte yandan, kenar görüntüsündeki bir kenar noktasından (x_i, y_i) sonsuz sayıda çizgi geçebilir. Bu nedenle, bir kenar noktası Hough Uzayında $b = ax_i + y_i$ şeklinde bir doğru üretir [30]. Hough Dönüşümü algoritmasında, kenar görüntüsünde bir çizginin olup olmadığını belirlemek için Hough Uzayı kullanılır.

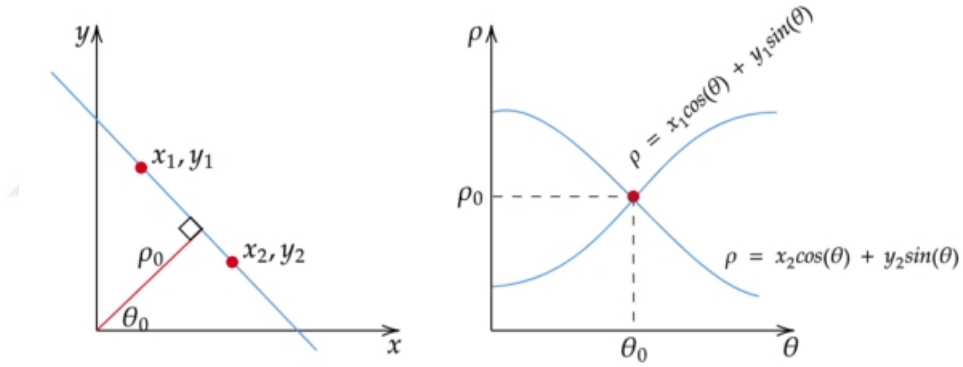


Şekil 1.16. Kenar noktalarından Hough Uzayına eşleme [30].

• *Bir Çizgiyi Temsil Etmenin Alternatif Yolu*; Hough dönüşümünün en basit durumu, düz çizgileri tespit etmektir. Genel olarak, $y = ax+b$ düz çizgisi parametre uzayında bir nokta (b,a) olarak gösterilebilir. Ancak dikey çizgiler eğim parametresi a 'nın sınırsız değerlerine yol açarak bir sorun teşkil etmektedir. Bu, bir bilgisayarın a 'nın tüm olası değerlerini temsil etmek için sonsuz miktarda belleğe ihtiyaç duyacağı anlamına gelir. Bu sorunu önlemek için düz bir çizgi Şekil 1.17.'da gösterildiği gibi, orijinden geçen ve bu düz çizgiye dik olan normal çizgi adı verilen bir çizgiyle temsil edilir [30,31]. Burada ρ_0 , orijinden düz çizgi üzerindeki en yakın noktaya olan mesafedir ve θ x eksenini orijini birbirine bağlayan çizgi arasındaki açı olarak tanımlanır. Normal çizginin formu aşağıdaki denklem 1.2 verildiği gibidir.

$$\rho = x \cos(\theta) + y \sin(\theta) \quad (1.2)$$

Burada ρ normal çizginin uzunluğunu temsil etmektedir.



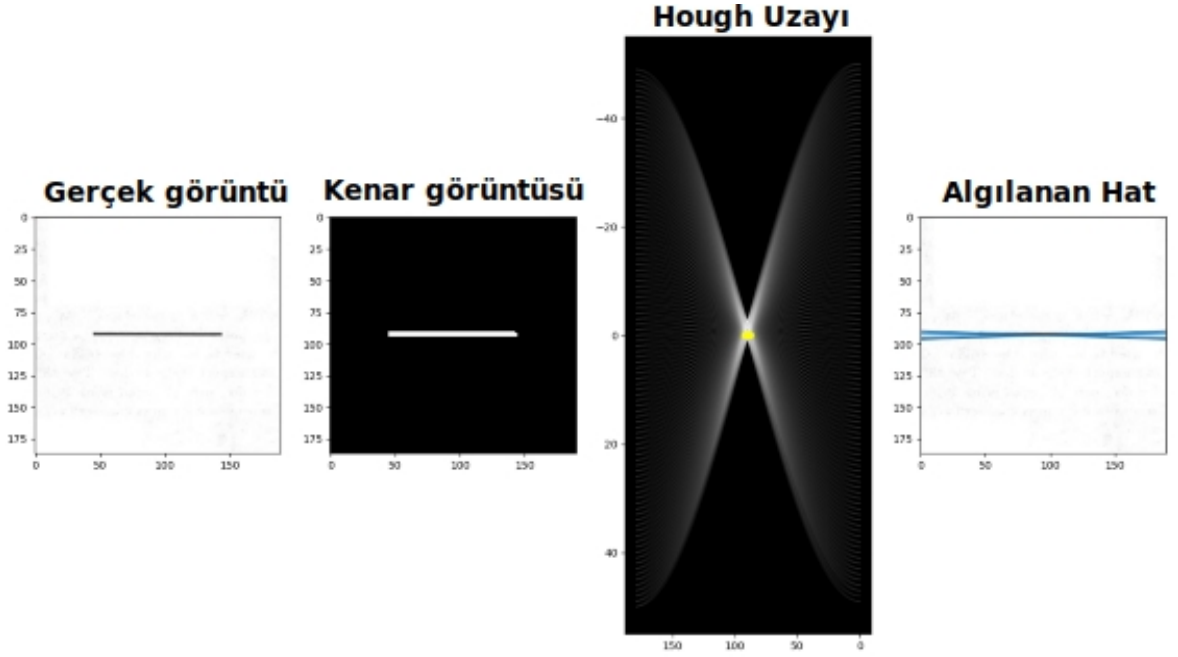
Şekil 1.17. Düz bir çizginin alternatif bir temsili ve buna karşılık gelen Hough Uzayı [30].

Başlangıç noktası (x_1, y_1) ile bitiş noktası (x_2, y_2) olan bir doğrunun eğimini hesaplamak için aşağıdaki denklem 1.3 kullanılır.

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (1.3)$$

Hough Uzayını a eğimi ve b kesişimi ile temsil etmek yerine, bunu kullanarak ρ ve θ ile temsil etmek mümkündür. Burada yatay eksen θ değerleri, dikey eksen de ρ değerleri içindir. *Kenar noktalarının Hough Uzayına eşlenmesi*, bir kenar noktasının (x_i, y_i) artık Hough Uzayında düz bir çizgi yerine kosinüs eğrisi oluşturması dışında benzerdir. Bir çizginin bu normal gösterimi, dikey çizgilerle uğraşırken ortaya çıkan sınırsız a değeri sorununu ortadan kaldırır.

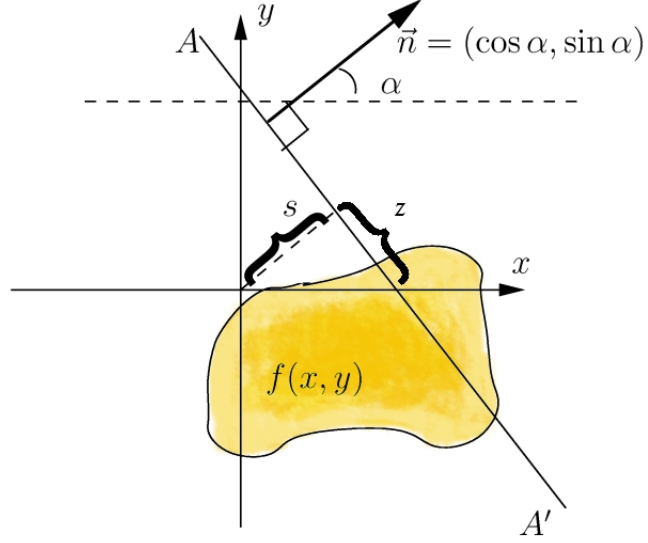
- *Hat Algılama*; Hough uzayında kenar noktası bir kosinüs eğrisi üretir. Bir kenar görüntüsündeki tüm kenar noktaları Hough uzayına eşlenince birçok kosinüs eğrisi ügretilecektir. İki kenar noktası aynı doğru üzerindeyse karşılık gelen kosinüs eğrileri belirli bir (ρ, θ) çifti üzerinde birbirlerini kesecektir. Hough Dönüşümü algoritması belirli bir eşikten daha büyük sayıda kesişme noktasına sahip (ρ, θ) çiftlerini bularak çizgileri tespit eder. Görüntüdeki çizgileri algılama süreci Şekil 1.18.'de görsel olarak verilmiştir.



Şekil 1.18. Görüntüdeki çizgileri algılama süreci; Hough Uzayındaki sarı noktalar çizgilerin var olduğunu gösterir ve Hough uzayı θ ve ρ ile temsil edilen gösterimi [30].

1.10. Radon Dönüşümü

Matematikte; düzlemde tanımlanan bir f fonksiyonunun iki boyutlu çizgiler uzayında tanımlanan ve çizgi integraline eşit olan bir Rf fonksiyonuna (alan integraline) dönüşümü Radon dönüşümü olarak tanımlanır (Şekil 1.19.). Radon ayrıca, çizgiler üzerinden integral alma ve X-ışını dönüşümü olarak bilinen integralin düzlemler üzerinden alındığı üç boyutlu dönüşüm için formüller de içerir. Radon dönüşümü, bir nesnenin kesit taramalarıyla bağlantılı olarak projeksiyon verilerinden görüntünün oluşturulması olarak tanımlanan tomografide yaygın olarak kullanılır. Eğer f fonksiyonu bilinmeyen bir yoğunluğu temsil ediyorsa, Radon dönüşümü tomografik taramanın çıktısı olarak elde edilen projeksiyon



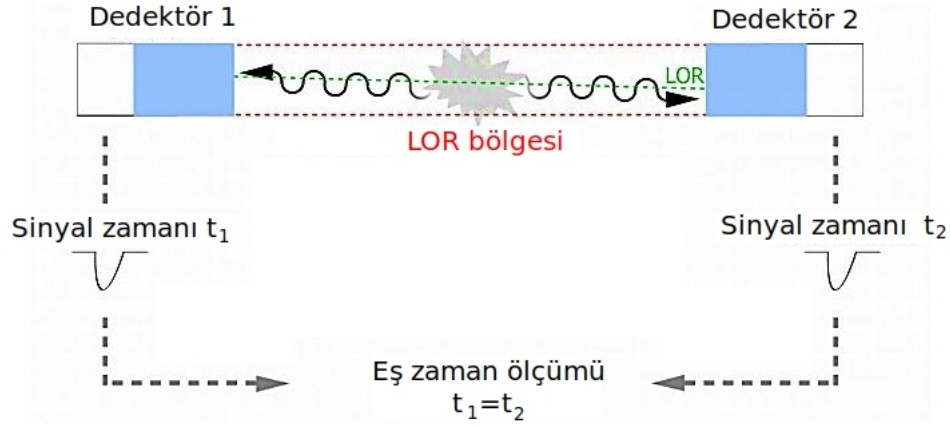
Şekil 1.19. Radon dönüşümünün fonksiyonel gösterimi. f fonksiyonunun (x, y) etki alanındaki ve Rf 'in (α, s) etki alanındaki dönüşümü.

verilerini temsil eder. Bu nedenle, Radon dönüşümünün tersi, projeksiyon verilerinden orijinal yoğunluğu yeniden oluşturmak için kullanılabilir. Böylelikle yinelemeli yeniden yapılandırma olarak da bilinen tomografik yeniden yapılandırma için gerekli matematiksel temel oluşturulur. Radon dönüşüm verilerine genellikle *sinogram* denir, çünkü merkez dışı bir nokta kaynağının Radon dönüşümü bir sinüzoiddir. Bir dizi küçük nesnenin Radon dönüşümü, grafiksel olarak farklı genlik ve fazlara sahip bir dizi bulanık sinüs dalgası olarak görünür [32]. Radon dönüşümü, bilgisayarlı aksel tomografide (CAT taraması), barkod tarayıcılarında, virüs ve protein gibi makromoleküler düzeneklerin elektron mikroskopuyla görüntülenmesinde, yansıma sismolojisinde ve hiperbolik kısmi diferansiyel denklemlerin çözümünde yaygın olarak kullanılır [32].

1.11. Yanıt hattı (LOR-line of response)

Yok olma olayı pozitronun başlangıç enerjisine bağlı olarak dokuda maksimum 1-0.1 mm'lik bir yol alabilir. Bu mesafe çok kısa olduğundan dolayı direkt olarak radyonüklidin bulunduğu konum olarak kabul edilir. Tespit noktalarının birleştirilmesi görüntünün yeniden elde edilmesinin temelini oluşturan yanıt hattı (LOR) ile ilgilidir. PET görüntülemesi için istenilen foton çiftleri; karşılıklı dedektörlerce aynı anda algılanan fotonlardan gelen olaylardır. Tespit edilen iki fotonun aynı yok olma olayına ait olmasına ek olarak dedektörlere

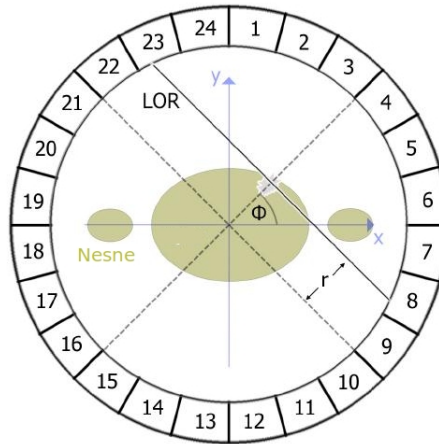
eş zamanda çarpması yani zaman bilgisinin de bilinmesi gerekir. LOR (line of response-yanıt hattı) PET de iki karşılıklı dedektörlerin çakışık eş zaman ölçümü oluşunca ön yüzleri arasındaki çizgi olarak da tanımlanabilir (Şekil 1.20.). Sinogram ise; tespit edilen eş zaman



Şekil 1.20. Geçerli bir LOR için; dedektörler tarafından tespit edilen fotonların çakışması önemlidir. LOR bölgesinin genişliği karşılıklı dedektörlerin aktif alanının büyüklüğü ile belirlenir [25].

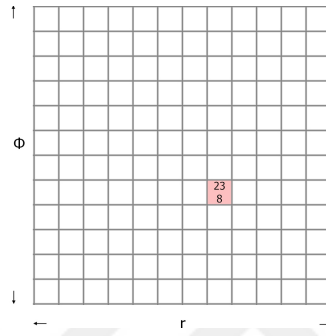
olayların açığa bağlı olan histogram bilgilerini içerir. Her eş zaman olayı açı kullanılarak sıralanır ve offset karakteristiği tespit edilir. Sinogram içerisindeki her bir tespit edilen yanıt hattına (LOR) karşı gelen bir açısı ve ofseti bulunur ki bu da olayın konumunu belirlemekte kullanılır.

LOR yanıt hattının nasıl olduğunu gösteren 24 dedektörlü basit bir PET tarayıcı halkasının görseli şekil 1.21.'de verildiği gibidir. Sinogram PET taramasından elde edilen tüm



Şekil 1.21. LOR yanıt hattının nasıl olduğunu gösteren 24 dedektörlü basit bir PET tarayıcı halkasının görseli. (x, y) ve (r, ϕ) koordinat sistemleri görüş alanının merkezidir [25].

eş zaman ölçüm olaylarının yerleştirildiği iki boyutlu bir matristir. Matematiksel yeniden yapılandırma algoritmasının uygulamasının temelidir. Matriksdeki her bir eleman, karşıt dedektörlerce kaydedilen geçerli LOR'ların sayısına karşılık gelir. Şekil 1.21.'de verilen PET halka tarayıcısında doğrudan karşıt dedektör çiftlerince tespit edilen eş zaman olayları 12x12 matrisiyle sonuçlandırılır [25]. Bir dedektörde sadece eş zaman olayları değil ayrıca komşu karşıt olanlarla da matris elemanlarının sayısı artar. Matriste, eşit açılı ϕ LOR'lar aynı satırda bulunurlar. Görüş alanının merkezine göre eşit r radyal mesafeleri ise aynı sütunda bulunurlar. Örnekte ki 23 ve 8 dedektörleri arasındaki LOR'lar sinogram matrisinde LOR'lar ϕ ve r olarak karşılık bulur (Şekil 1.22.) [25]. Matematiksel olarak dedektör koordinat sistemi

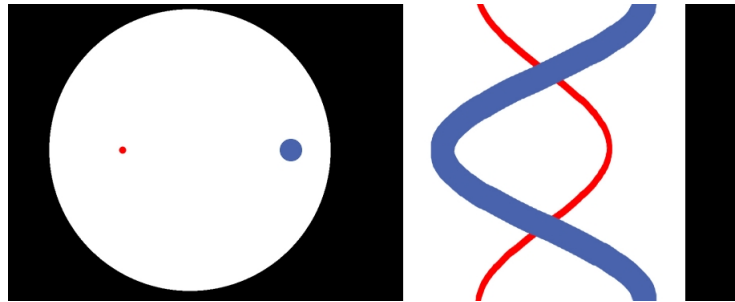


Şekil 1.22. Sinogram matrisi. Satırlardaki dedektör çiftlerinin açıları eşittir, sütunlardaki r 'de eşittir [25].

ile (x, y) ve LOR koordinat sistemi (r, ϕ) arasındaki ilişki aşağıdaki gibidir.

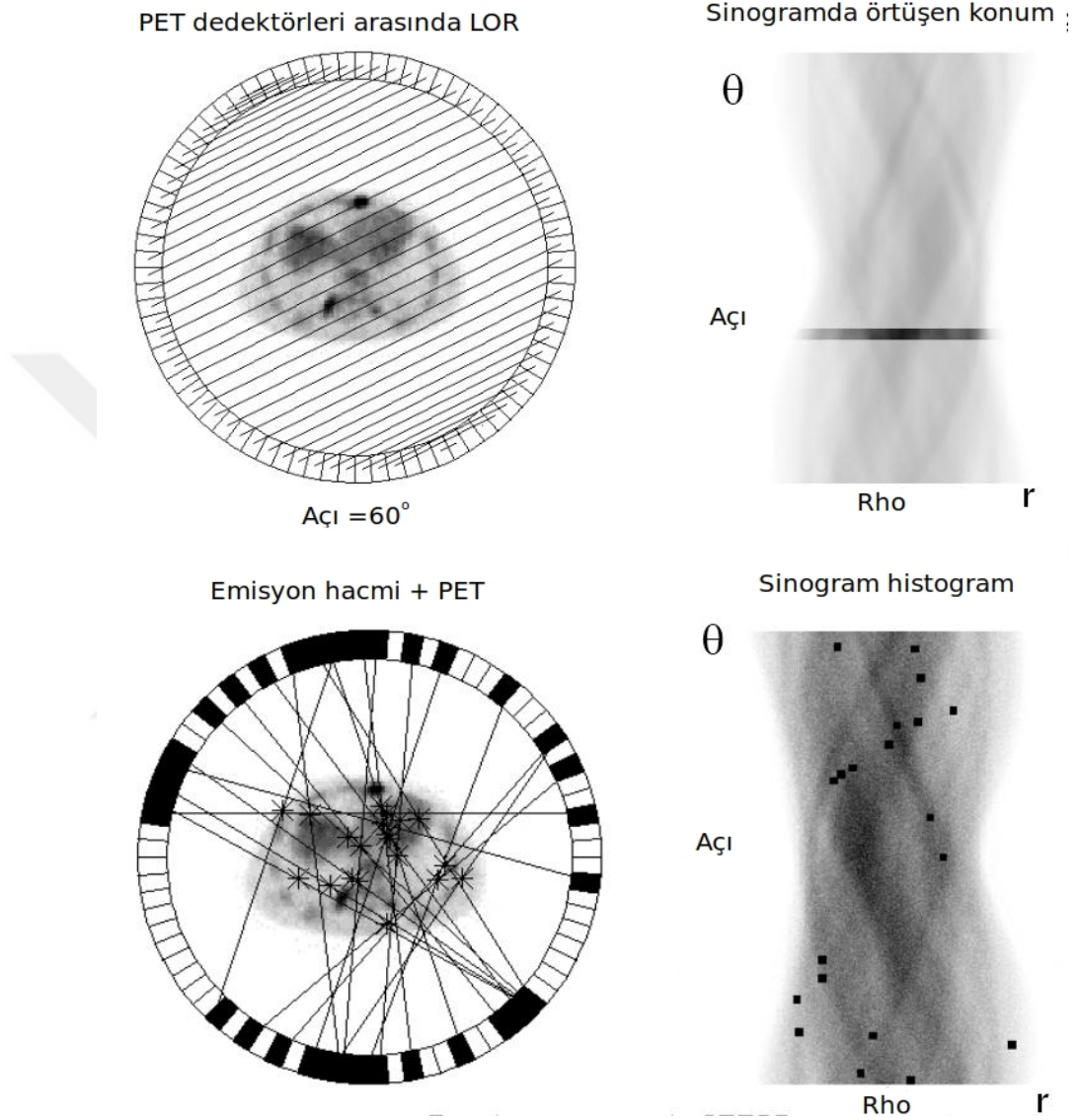
$$r = x.\cos(\phi) + y.\sin(\phi) \quad (1.4)$$

Sinogram bir nokta kaynağın LOR'larının matriste sinüzoidal bir yol çizmesi gerçeğinden kaynaklanmaktadır. İki nokta kaynağının bulunduğu bir fantom ile elde edilecek sinogram görüntüsü Şekil 1.23.'de verildiği gibidir.



Şekil 1.23. İki nokta kaynağın elde edilen sinogram görüntüsü. 360 derece dönen PET halka tarayıcı tarafından her bir nokta kaynak bir sinüzoidal yol çizmektedir [25].

Şekil 1.24.'de PET halka tarayıcısının hastanın etrafında 0-360 derece dönmesiyle LOR koordinat sistemindeki (r, ϕ) 'ye bağlı oluşan sinogram görüntüsü verilmiştir. Şeklin ikinci kısmında ise eş zaman ölçümüyle çakışık olayların kaydedilmesi (doğru olayların) ile oluşturulan sinogram görüntüsü bulunmaktadır.

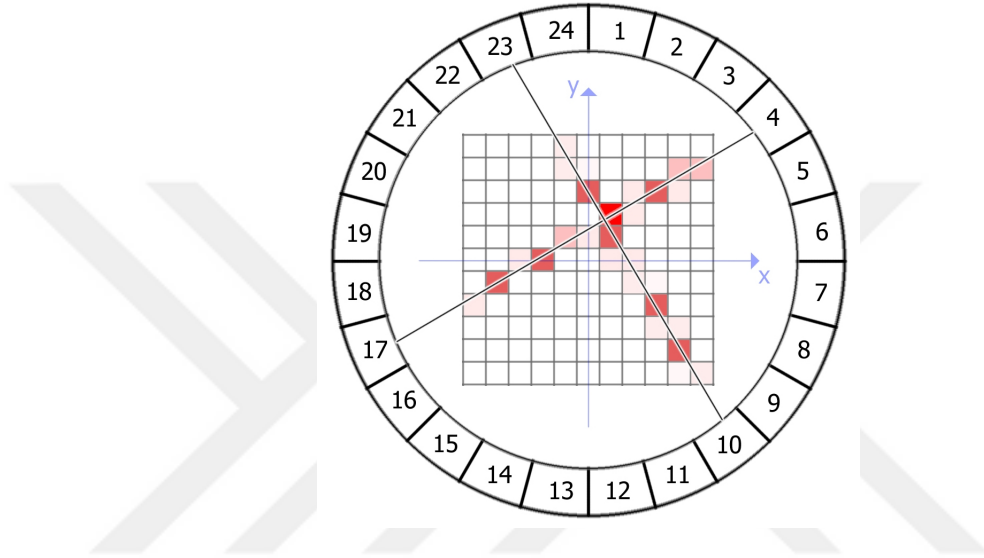


Şekil 1.24. PET halka dedektörleri tarafından tespit edilen olayların sinogramı ve doğru (çakışık eş zaman) olayların sinogram görüntüsü [26].

1.12. Yeniden Görüntünün Yapılandırılması (Image Reconstruction)

1.12.1. Geri yansıtılan görüntü (back projection)

En temel yeniden yapılandırma yöntemi, pikselleştirilmiş görüş alanındaki tüm LOR'ların doğrusal olarak üst üste bindirilmesidir. Şekil 1.25.'de gösterildiği gibi geçerli bir LOR için pikseller arasında bir çizgi çizilir. Her piksele eklenen değer $M.w$ ile elde edilir;

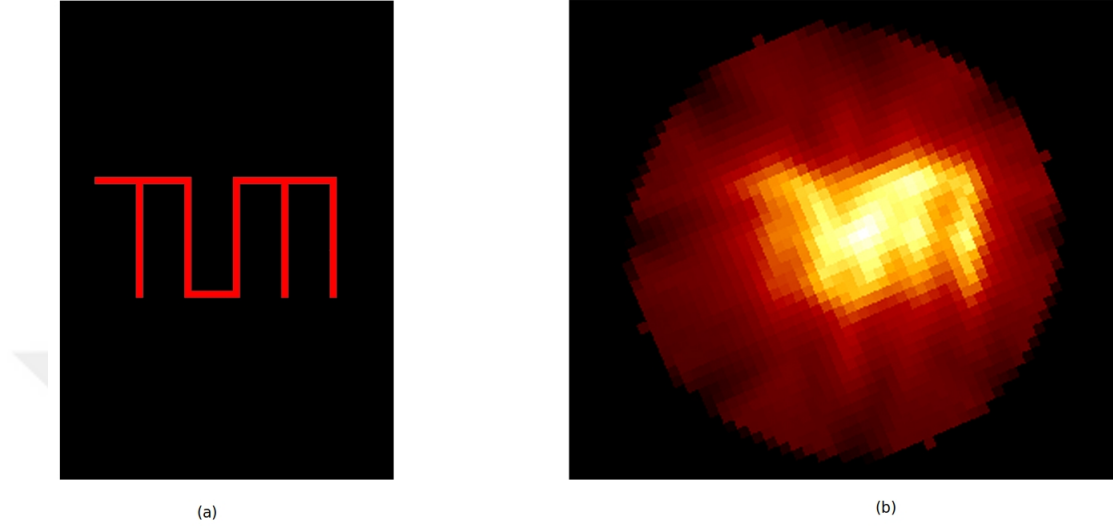


Şekil 1.25. 4-17 ve 10-23 dedektörleri arasındaki LOR'larla yapılan basit geri yansıtma (back projection) şemasının gösterimi. Görüş alanı pikselleştirilir ve her piksel bir pikselin içindeki LOR'un yol uzunluğunun ne kadar uzun olduğuna bağlı olarak ağırlıklandırılır [25].

buradaki M piksel içindeki LOR'ların sayısı olarak ifade edilirken, pikseldeki LOR'ların yol uzunluğuna bağlı olan ağırlık faktörü ise w ile gösterilir. Başka bir deyişle; bir dedektör çifti tarafından kaydedilen yok olma fotonları geldikleri hat boyunca geri yansıtılmış olur. Bu tüm geçerli LOR'lar için tekrarlanır ve sonunda LOR'ların ağırlıklandırma görüntüsü üretilir. Şekil 1.25.'de ayrıca bu tekniğin limitleride gösterilmektedir; bozulmanın (anihilasyon olayının) olmadığı birçok nokta görüntünün son haline katkıda bulunur, bu durum ise aktivitenin sınırlarında tipik bir bulanıklılığa sebep olur. Matematiksel olarak geri yansıtılan $b(x, y)$ görüntü gerçek aktivite dağılımının $a(x, y)$ $1/r$ 'lik azalımı ile değişime uğramasının sonucudur (Denklem 1.5) [25].

$$b(x, y) = a(x, y) \cdot \frac{1}{r} \quad (1.5)$$

Burada r gerçek aktivite sınırına olan uzaklık olarak tanımlanmaktadır. Geri yansımada görüntüsü sadece bir yaklaşım yöntemi olup, genellikle karmaşık aktivite dağılımına sahip sistemlerde kullanımı uygunda değildir. Standart geri yansımaya yönteminin uygulanmasıyla elde edilen görüntü ve görüntü sınırlarındaki bulanıklık Şekil 1.26.'de verildiği gibidir.



Şekil 1.26. Standart geri yansımaya tekniği ile elde edilen görüntü. (a) TUM yazılı fantomdaki aktivitenin sınırlarının net gösterimi. (b) TUM yazılı fantomda 0.7 Mbq aktiviteye sahip FDG (F-18)'nin kullanımıyla elde edilen sinogram datasına uygulanan standart geri yansımaya tekniği ile elde edilen görüntü. Sınırlardaki tipik $1/r$ 'lik bulanıklık net bir şekilde gözlenmektedir [25].

1.12.2. Filtrelenmiş geri yansımaya görüntüsü (FBP-Filtered Back projection)

Temel geri yansımaya görüntüsünün kalitesini artırmak için gerekli matematiksel ön koşul Fourier dönüşümüdür. Bir $f(x)$ fonksiyonu, fonksiyonun uzaysal frekanslar ν bileşenini içeren sinüs ve kosinüs terimlerinin toplamı olarak dönüştürülür (Denklem 1.6).

$$F(\nu) = FT[f(x)] = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{-2\pi i\nu x}dx = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)(\cos(-2\pi\nu x) + i \sin(-2\pi\nu x))dx \quad (1.6)$$

Uzaysal frekanslar ν ve frekansların büyüklüğü $F(\nu)$ $f(x)$ fonksiyonunun konumla ne kadar değiştiği ile ilgilidir. Fourier dönüşümünün tersi uygulanarak orjinal fonksiyon Denklem 1.7'de verildiği gibidir.

$$f(x) = FT^{-1}[F(\nu)] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\nu)e^{-2\pi i\nu x}d\nu \quad (1.7)$$

Filtrelenmiş geri yansıma görüntüsüyle geri yansıma görüntüsündeki $1/r$ 'lik etki ile oluşan bulanıklık giderilir. Bunun için orjinal projeksiyon verisinin $s(r, \phi)$ frekans davranışına filtre uygulamak gerekir. Burada amaç aktivitenin lokasyon bilgisinin kaybedilmeden bulanıklığın yok edilmesidir. Yüksek aktiviteye sahip yerlerde $s(r, \phi)$ 'nin etkin olduğu frakansda yüksek frakansdır bunun ters durumuda doğrudur. Belirli bir ϕ_n projeksiyon açısı (sinogram matrisindeki satır) için eğer sadece sinogram verisindeki r bağımlılığı filtrelenmek istenirse tek boyutlu Fourier dönüşümü yeterlidir (Denklem 1.8).

$$S(\nu) = FT[s(r, \phi_n)] = \int_{-\infty}^{\infty} s(r, \phi_n) e^{-2\pi i \nu r} dr \quad (1.8)$$

Filtre fonksiyonu $C(\nu)$ 'nin uygulanması ile fonksiyon yeniden dönüştürülmesi Denklem 1.9'da verildiği gibi olur.

$$s_*(r, \phi_n) = FT^{-1}[C(\nu).S(r, \phi_n)] \quad (1.9)$$

Bu denklemdeki $s_*(r, \phi_n)$ fonksiyonu filtrelenmiş sinogram datasıdır. Bu süreç sinogramın herbir matris elemanı için tekrarlanır ve düzeltilmiş yeni matris elamanları yeniden basit geri yansımada kullanılan yöntemdeki gibi oluşturulur. Genelde $C(\nu)$ filtresi yüksek frakansları destekleyen bir rampa filtresi olup yeniden oluşturulan görüntüye netlik verir. Ayrıca modife edilerek sinyal-gürültü oranını da iyileştirmede kullanılabilir. ν frekansının alabileceği maksimum değer denklem 1.10'da verildiği gibidir.

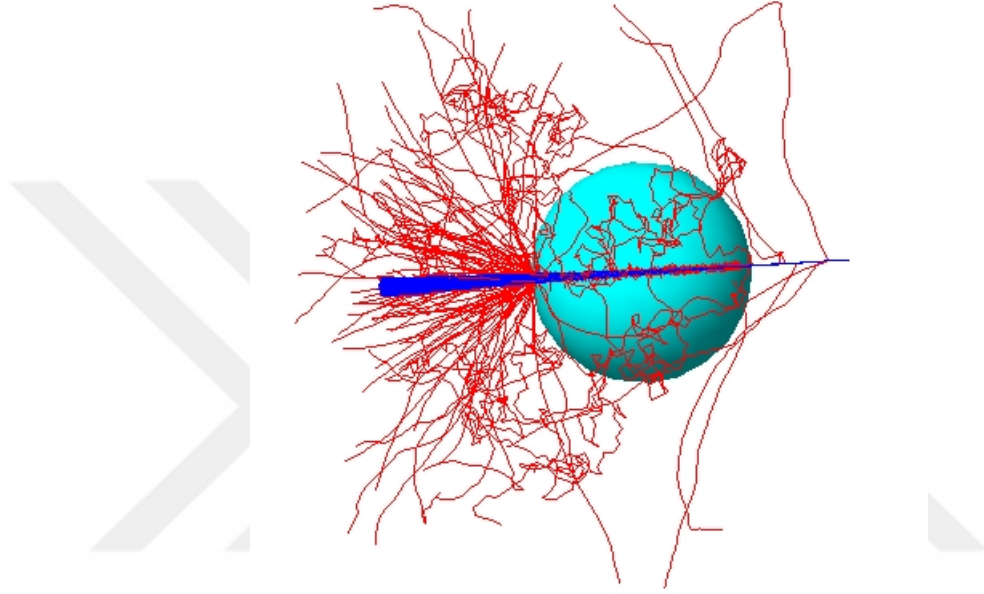
$$\nu_{max} = \frac{1}{2.\Delta r} \quad (1.10)$$

Sinogramdaki iki örnek arasındaki mesafe Δr olarak ifade edilir. Bu dedektör sisteminin örnekleme doğruluğunun limitli olmasının bir sonucudur, çünkü her bir dedektör sonsuz olmayan küçük etkin alana sahiptir.

1.13. Geant4 ve GATE Simülasyon Programı

Simülasyon deney düzeniğinin kurulumunda, sonuçların hesaplanıp değerlendirilmesinde, olası risklerin belirlenmesinde ve deneyin geliştirilmesine kadar pek çok adımda kullanılan deneysel fizik projelerinin en önemli parçasıdır. C++ dilinde yazılan GEANT4 yazılımı kişiye özel detektör geometrisi tanımlandırarak simülasyonun yapılmasına izin verir. Temeli parçacık ya da radyasyonun madde ile etkileşimine dayanan ve matematiksel problemlere istatistiksel olarak rastgele sayılar üreterek çözüm bulan

Monte Carlo metodudur [27]. GEANT4 ilk olarak 1932'de CERN'de ATLAS, Alice ve CMS gibi yüksek enerji fiziğinde kullanılan yeni nesil dedektör türlerinin simülasyonları için geliştirilmiştir. Günümüzde ise medikal fizikten uzay araştırmalarına kadar pek çok alanda kullanılmaktadır. Pratikte parçacık etkileşimine dayanan herhangi bir deneysel sistem Geant4'da simüle edilebilir [27]. Şekil 1.27.'de küresel şekildeki sıvı su hücre modelinin üzerinden geçen protonların etkileşimlerinin Geant4'da görseli verilmiştir. Yaygın olarak



Şekil 1.27. Küresel hücre şeklindeki sıvı su molekülünün (yeşil) merkezinden geçen protonlar (mavi) tarafından doz birikmesinin Geant4'da görsel olarak gösterimi verilmiştir [27].

kullanılan işletim sistemlerinde (Linux, Windows ve Mac gibi) kurulabilen tamamen ücretsiz ve düzenli olarak güncellenen bir yazılım programıdır. GATE simülasyonu ise GEANT4 tabanlı çalışan uluslararası katılımcılarla sürekli geliştirilen ve güncellenen bir arayüz programıdır [8]. Daha çok ışın tedavisi (radyoterapi) ve medikal uygulamalarda kullanılan bu programın önemi son yıllarda daha da artmıştır. GATE simülasyonu radyoterapiye çok önemli olan doz hesaplamalarının yanında medikal cihazların tasarımında, çalıştırılmasında, kalite kontrol sistemlerinde ve medikal görüntülerin yeniden oluşturulmasında önemli bir role sahiptir [28].

2. MATERYAL VE YÖNTEM

2.1. GATE simülasyonunda PET Modellenmesi

2.1.1. Material Modellemesi

Bu çalışmanın ilk kısmı LaBr_3 , CeBr_3 , SrI_2 ve GAGG(Ce) gibi yeni olan sintilasyon malzemelerin fiziksel, optiksel ve kimyasal özelliklerinin literatürdeki değerleri bulunarak [29] GEANT4 formatına uygun olarak malzeme listelerinin bulunduğu dosyalara aşağıdaki örnekte gösterildiği gibi her bir sintilasyon kristali için ayrı ayrı tanımlanmasıdır [28]. Malzeme listesinin bulunduğu dosya .db uzantılı dosya olup burada her bir malzemenin içeriğinde bulunan elementler, malzemenin yoğunluğu, ve fiziksel durumu tanımlanır.

.db uzantılı dosyaya SrI_2 için tanımlanan dosya formatı;
SrI: d=4.55 g/cm³; n=2; state=solid
+el: name=Strontium ; n=1
+el: name=Iodine ; n=2

Malzemenin optiksel özellikleri ile radyasyona mağruz kalınca açığa çıkan optiksel foton gibi bazı spesifik olan özellikleri ise .xml uzantılı dosyada aşağıdaki formata uygun olarak tanımlanmıştır.

.xml uzantılı dosyaya SrI sintilasyon malzemesinin tanımlanması;
<material name="SrI">
<propertytable>
< propertyname = "SCINTILLATIONYIELD" value = "115" unit = "1/keV" / >
<property name="FASTTIMECONSTANT" value="1200" unit="ns" />
<propertyvector name="RINDEX" energyunit="eV">
<ve energy="2.8502" value="2.05" />
</propertyvector>
</propertytable>
</material>

.xml uzantılı dosya'da LSO sintilasyon malzemesinin tanımlanması;

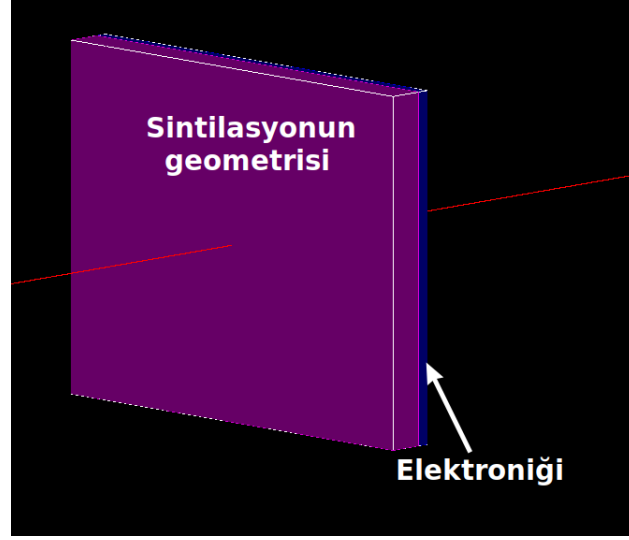
```

<material name="LSO">
<propertystable>
<property name="SCINTILLATIONYIELD" value="26000" unit="1/MeV"/>
<property name="RESOLUTIONSCALE" value="4.41"/>
<property name="FASTTIMECONSTANT" value="40" unit="ns"/>
<property name="YIELDRATIO" value="1"/>
<propertyvector name="FASTCOMPONENT" energyunit="eV">
<ve energy="2.95167" value="1"/>
</propertyvector>
<propertyvector name="ABSLENGTH" unit="m" energyunit="eV">
<ve energy="1.84" value="50"/>
<ve energy="4.08" value="50"/>
</propertyvector>
<propertyvector name="RINDEX" energyunit="eV">
<ve energy="1.84" value="1.82"/>
<ve energy="4.08" value="1.82"/>
</propertyvector>
</propertystable>
</material>

```

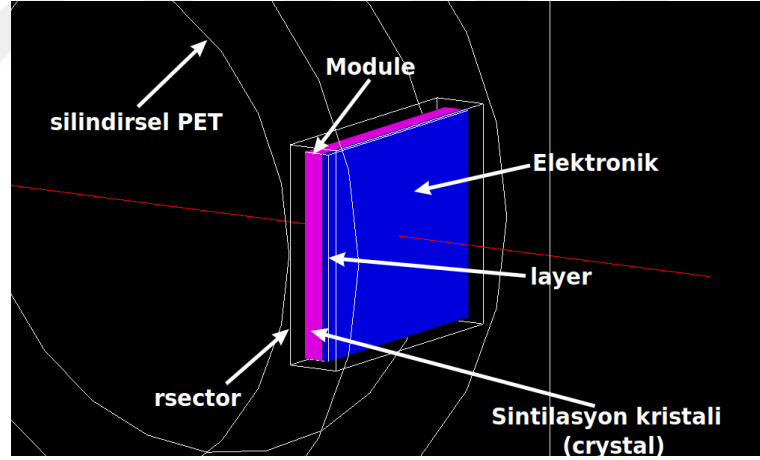
2.1.2. Geometri ve Radyoaktif Kaynak Modellemesi

Bu formatlara (db ve xml uzantılı dosyalara) uygun olarak tanımlanan yeni malzemelerle oluşturulan tekli PET dedektör geometrisi Şekil 2.1.'de verildiği gibidir. Sintilasyon kristalinin arkasına şekilde ki gibi mavi renkle gösterilen geometrik hacim SiPMs gibi elektronik kısımlara ait olup optiksel olarak sintilasyon malzemesiyle birleştirilmiştir. Oluşturulan dedektör sistemi Teflon gibi yansıtıcı (reflektörle) malzeme ile kaplanarak oluşan optiksel fotonların dedektörden çıkmadan elektronik kısma aktarılması sağlanmıştır. Böylelikle optiksel fotonların kaçışına izin verilmemiş olunur. GATE simülasyonunda PET cihaz modellemesi için öncelikle Silindrisel PET (CylindricalPET) sisteminin tanımlandırılması gereken tüm bileşenleri ile beraber modellenmiştir (Şekil 2.2.). Bu



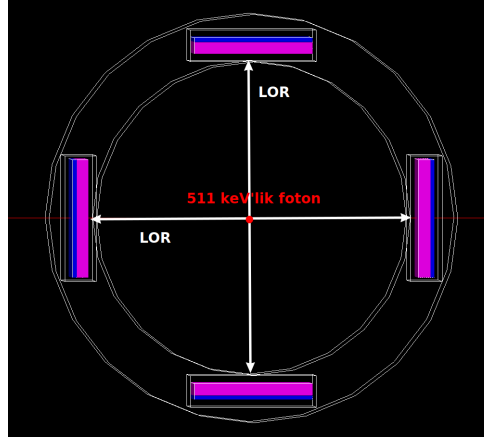
Şekil 2.1. Sintilasyon malzemesinin geometrisinin Geant4’da gösterimi. Burada tanımlanan kristalin (sintilasyon malzemesinin) boyutları $(x,y,z)-(3, 30, 38)$ cm³’dür.

sistem için gerekli bileşenler; rsector, module, crystal ve layer’den oluşmaktadır. Burada sadece "crystal" hacmi sintilasyon malzemesiyle eşleştirilmiştir. Her bir dedektör sistemi



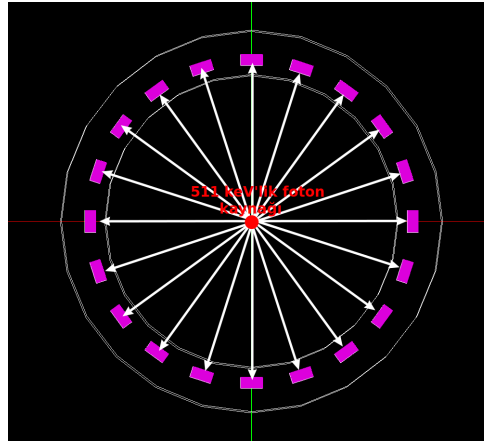
Şekil 2.2. Silindirsel PET modellemesinin Geant4’da tüm bileşenleri ile beraber gösterimi.

karşılıklı yüz yüze gelecek şekilde simülasyonda "ring" özelliği kullanılarak bir silindirsel PET sisteminin geometrisi Şekil 2.3.’de gösterildiği gibi modellenmiştir. Birbirinin aynı özelliklere sahip olan dört dedektör sistemi karşılıklı yüz yüze bakacak şekilde merkezden 42 cm’lik uzaklığa yerleştirilmiştir. Merkeze küre şeklinde 0.5 mm yarıçaplı ve 10000 Bq’lık aktiviteye sahip 511 keV enerjide zıt yönlerde anihilasyon fotonları yayınlayan radyoaktif kaynak konumlandırılmıştır. Ayrıca GATE simülasyonu ile "ring" özelliği kullanılarak daha fazla karşılıklı olarak konumlandırılmış dedektör sistemine sahip PET halkasının oluşturulması



Şekil 2.3. Silindirsel PET sisteminin halka olacak şekilde Geant4’da modellenmesinin görsel olarak gösterimi. $(3,30,38)-(x,y,z)\text{cm}^3$ boyutlarına sahip sintilasyon malzemesi (SrI_2) optiksel olarak mavi renkte gösterilen SiPMs ($1\times30\times38\text{ cm}^3$) ile bir araya getirilerek sintilasyon dedektör sistemi oluşturulmuştur. Toplamda 4 adet dedektör kullanılarak halkasal PET sistemi modellenmiştir. Merkezde ise anihilasyon fotonları yayınlayan radyoaktif kaynak bulunmaktadır.

da mümkündür. Şekil 2.4.’de gösterilen çok daha küçük boyutlarda $((3,6,6)-(x,y,z)\text{cm}^3)$ modellenen 20 adet aynı dedektör ile oluşturulan halkasal PET sistemi verilmiştir. Simülasyonda dedektör malzemeleri, geometrisi (hacimleri) ve kaynak tanımlandırdıktan



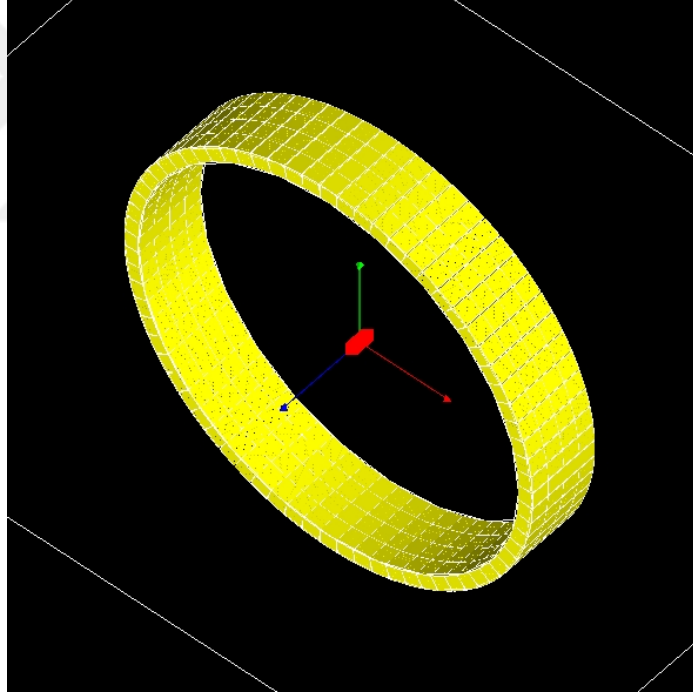
Şekil 2.4. Silindirsel PET sisteminin halka olacak şekilde modellenmesinin görseli. Burada her bir dedektör sistemi karşılıklı gelecek şekilde modellenmiştir. Toplamda 20 adet dedektör kullanılarak halkasal PET sistemi oluşturulmuştur. Merkezde küresel 0.5 mm ’lik yarıçapa sahip 511 keV ’lik anihilasyon fotonları yayınlayan radyoaktif kaynak yerleştirilmiştir.

sonra en önemli kısım olan fizik listesi, sinyal üreticiler ve absorbe edilen enerjiden her

bir etkileşim çeşidine kadar pek çok önemli bilginin depolandığı output (çıktı) dosyası tanımlanmıştır. Bu çalışmada yeni nesil sintilasyon dedektör sistemleri kullanılarak halkasal PET modellemesi yapılmıştır. Farklı malzemelerle oluşturulan dedektör sistemlerinin sonuçları karşılaştırılmıştır. Elde edilen çıktılar analiz edilerek sonuç ve bugular kısmında detaylı olarak anlatılmıştır.

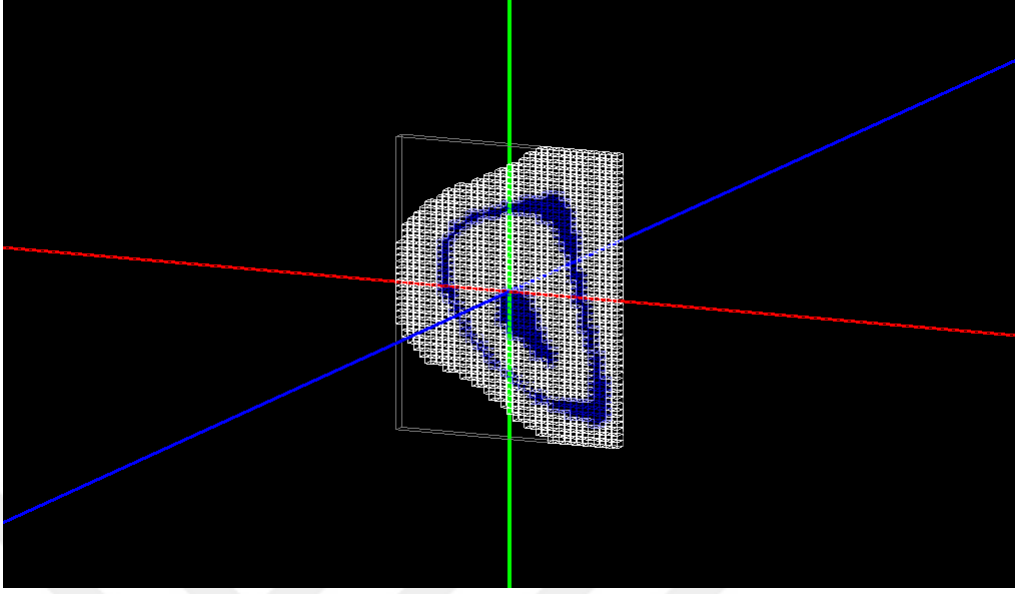
2.1.3. Diğer Modellemeler

GATE simülasyonunda silindirik PET modellemesi daha çok araştırma farelerinin görüntülemesinde kullanılır yani animal PET olarak adlandırılırlar. Daha büyük boyutlarda ve insan görüntülemesinde çoğunlukla ECAT sisteminin modellemesi kullanılır. Şekil 2.5.'de GATE simülasyonunda modellenen ECAT sistemi ve merkeze yerleştirilen F-18 radyoaktif kaynak gösterilmiştir.



Şekil 2.5. GATE simülasyonunda tanımlanan ECAT sisteminin görseli. ECAT görüntüleme modelinin merkezinde silindir şeklinde F-18 radyoaktif kaynağı yerleştirilmiştir. F-18'den açığa çıkan pozitronlar 511 keV'lik enerjiye sahip anhilasyon fotonları oluşturarak yok olma olayını gerçekleştirirler.

Şekil 2.6.'da ise organ fantomunun modellenmesinin görseli verilmiştir. Buradaki voksel fantomunun mavi renkli bölgeleri radyasyon aktivitelerinin bulunduğu yerlere aittir.



Şekil 2.6. Organ fantomunun GATE simülasyonunda modellenmesi.

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

Öncelikle GATE simülasyonunda PET sisteminde günümüzde en çok kullanılan LYSO kristali ile karşılıklı birbirine bakan dörtlü dedektör sistemi modellenmiştir. Sistemin merkezine yerleştirilen ve 511 keV'lik anihilasyon fotonları açığa çıkartan isotropik yapıdaki kaynaktan 5 milyon foton gönderilmiştir. Bu kısımda kristal uzunluğunun (2 mm ile 30 mm arasındaki) ölçümlere vermiş olduğu etki araştırılmıştır. ROOT analiz programı formatına uygun olarak alınan sonuçlar analiz edilerek hesaplanan değerler Tablo 3.1.'de listelenmiştir. Sintilasyon malzemesinin uzunluğu arttıkça etkileşim sayısı özellikle Compton saçılması artacağından dolayı sinyal sayısında artış gözlenmektedir. Buna ek olarak eş zaman ölçüm sayısı da artmaktadır. Medikal görüntülemede olumsuz etkisi olan random eş zaman ölçüm sayısının da aynı şekilde arttığı görülmektedir. Bu elde edilen sonuçlar literatürle uyumlu olarak bulunmuştur. Yalnız sintilasyon malzemesinin uzunluğunun artırılması elde edilecek

Çizelge 3.1. Beş milyon parçacık gönderilerek farklı uzunluklardaki LYSO kristalinin koinsidans değerleri ve sinogram grafiğindeki dağılıma uzunluğun etkisi araştırılmıştır.

Sintilatör Uzunluğu (mm)	Sinyal Sayısı	Random Koinsidans Sayısı	Koinsidans Sayısı	Energy Çözünürlüğü (Sigma) Mean 511 keV	Sinogram Bin (Sigma)
2	5408	-	71	0.04569 ± 0.0289	0.3533 ± 0.071
3	8781	-	193	0.02589 ± 0.00312	0.3078 ± 0.0254
4	12539	-	379	0.02042 ± 0.00118	0.3335 ± 0.0203
5	16267	2	691	0.0205 ± 0.0007	0.4488 ± 0.0331
10	36101	11	3507	0.02022 ± 0.00025	0.8163 ± 0.0367
15	54601	25	8146	0.02077 ± 0.00016	1.155 ± 0.027
20	69766	34	13307	0.02078 ± 0.00012	1.381 ± 0.025
25	82181	42	18666	0.02092 ± 0.00011	1.579 ± 0.022
30	92733	47	23988	0.02083 ± 0.00009	1.774 ± 0.021

datanın artışı sağlarken, görüntüyü olumsuz etkileyen random ölçümlerin artışının yanında ayrıca uzun kristal ile elde edilecek zaman ölçümünün de genişlemesi demektir. Bu durum zaman ölçümünün oldukça önemli olduğu ToF-PET sistemleri için istenmeyen bir etkidir.

İkinci olarak silindirik PET sistemi ile çeşitli sintilasyon malzemeleri tanımlanarak elde edilen sonuçlar Tablo 3.2.'de verildiği gibidir. Beş milimetrelik uzunluktaki çeşitli sintilasyon malzemeleri ile modellenen PET dedektörlerinde elde edilen sinyal sayısı malzemenin kimyasal ve optiksel özelliklerine bağlı olarak farklılık göstermektedir. Buradaki sonuçlarda eş zaman ölçümleri en fazla 6172 olduğu için istatistiksel olarak yeterli değildir.

Bu yüzden çeşitli sintilasyon malzemeleri ile elde edilen sonuçlar uzunlukları 30 mm olarak artırılarak tekrardan elde edilmiştir (Tablo 3.3.).

Çizelge 3.2. 5 mm uzunluğundaki çeşitli sintilasyon malzemeleri ile modellenmiş PET sistemleri için elde edilen sonuçlar. PET sisteminin merkezine 0.5 mm’lik yarıçapa sahip 511 keV’lik enerjide anihilasyon fotonlarını isotropik olarak gönderen kaynak tanımlanmıştır. Bu modellemede gönderilen birincil foton sayısı 15 milyondur.

Sintilatör Kristali	Sintilatör Uzunluğu (mm)	Sinyal Sayısı	Random Koinsidans Sayısı	Koinsidans Sayısı	Energy Çözünürlüğü (Sigma) Mean 511 keV	Sinogram Bin (Sigma)
LYSO	5	16267	2	691	0.0205 ± 0.0007	0.4488 ± 0.0331
LSO	5	37886	10	3756	0.05614 ± 0.00093	0.3652 ± 0.072
BGO	5	48463	13	6172	0.02211 ± 0.00020	0.323 ± 0.004
CsI	5	14002	-	498	0.0154 ± 0.0009	0.3649 ± 0.0216
LaBr ₃	5	10870	2	313	0.006256 ± 0.00052	0.533 ± 0.050
CeBr ₃	5	12000	2	392	0.008685 ± 0.00055	0.4978 ± 0.0441
SrI	5	11769	-	350	0.006692 ± 0.00052	0.3702 ± 0.0259
NaI(Tl)	5	9153	-	218	0.02124 ± 0.00222	0.3269 ± 0.0385
CZT	5	15240	2	613	0.00466 ± 0.00015	0.4379 ± 0.0372
GaGG(Ce)	5	21642	3	1206	0.01191 ± 0.0003	0.4685 ± 0.0213

Çizelge 3.3. 30 mm uzunluğundaki çeşitli sintilasyon malzemeleri ile modellenmiş PET sistemleri için elde edilen sonuçlar. PET sisteminin merkezine 0.5 mm’lik yarıçapa sahip 511 keV’lik enerjide anihilasyon fotonlarını isotropik olarak gönderen kaynak tanımlanmıştır. Bu modellemede gönderilen birincil foton sayısı 15 milyondur.

Sintilatör Kristali	Sintilatör Uzunluğu (mm)	Sinyal Sayısı	Random Koinsidans Sayısı	Koinsidans Sayısı	Sinogram Bin (Sigma)
LYSO	30	92733	47	23988	1.774 ± 0.021
LSO	30	141908	80	54954	0.8115 ± 0.0087
BGO	30	152430	85	63130	0.5435 ± 0.038
CsI	30	82216	39	18738	1.678 ± 0.027
LaBr ₃	30	72948	36	14983	1.963 ± 0.024
CeBr ₃	30	77964	47	17031	1.45 ± 0.02
SrI	30	74324	31	15385	1.578 ± 0.02
NaI(Tl)	30	61455	29	10574	1.864 ± 0.041
GaGG(Ce)	30	109000	62	33108	1.233 ± 0.011

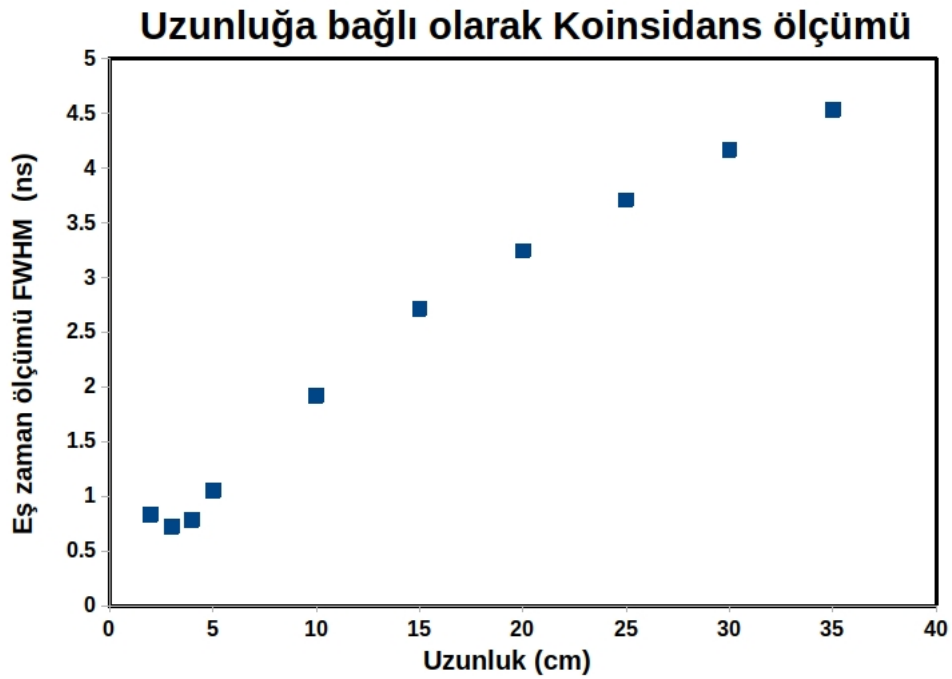
Standart hastane tipi ve gerçek boyutlara yakın olan PET sisteminin modellemesi ise ECAT sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sinogram uzantılı dosya ImageJ programına plug olarak eklenen Radon transformer (Radon dönüşümü) ile sinogram görüntüsü oluşturulmuştur [6]. Oluşturulan bu sinogram görüntüsü yine

ImageJ görüntüleme programında kullanılan FFT (Fourier dönüşümleri) yardımı ile yeniden görüntü oluşturulmuştur. Burada kullanılan FFT hem ileri hem de ters Fourier dönüşümlerini iki boyutlu (2D) olarak hesaplayan bir yazılımdır.



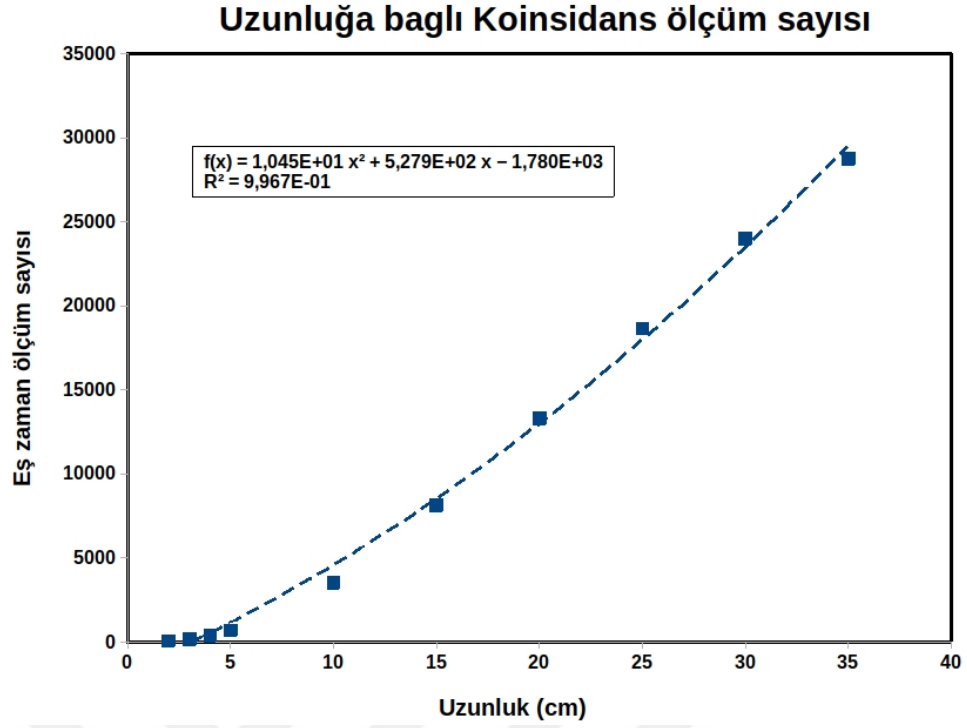
4. SONUÇ

Şekil 4.1.'de verilen grafik farklı uzunluklara sahip olan LYSO kristalinin silindrisel PET modellemesinde eş zaman ölçümlerinin ns mertebesindeki değerlerinin grafiğidir. Burada kristal uzunluğunun artması etkileşim sonrası alınacak mesafenin artışından dolayı zamanı artıracaktır. Bunun yanında ayrıca daha fazla ışının etkileşime girmesine de neden olacaktır. Bundan dolayı zaman ölçümünün önemli olduğu dedektör sistemlerinde kristal uzunluğu olabildiğince kısa tercih edilmelidir. Yine halka PET modeli ile elde edilen LYSO



Şekil 4.1. LYSO kristalinin uzunluğa bağlı olarak elde edilen ns mertebesindeki eş zaman ölçümü.

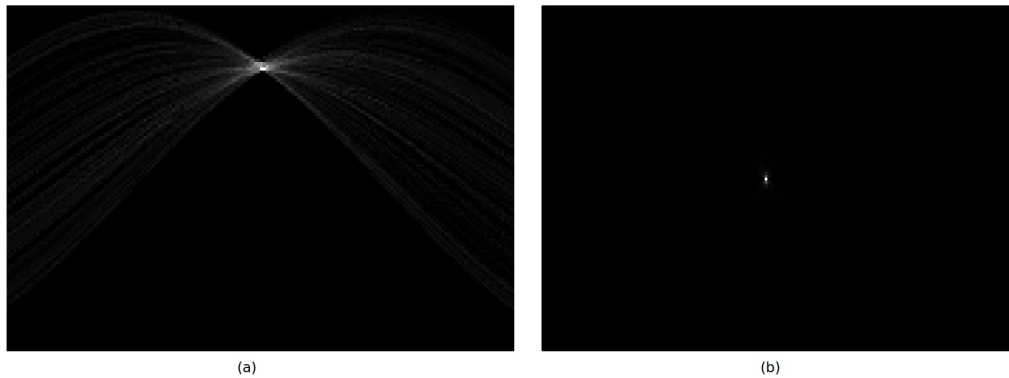
kristalinin uzunluğuna karşı gelen eş zaman ölçüm sayısı şekil 4.2.'de verildiği gibi elde edilmiştir. Farklı sintilasyon malzemesi ile oluşturulan halkasal PET modellemesi ile aynı sayıda 511 keV'lik foton yayınlayarak elde edilen sonuçlar farklılık göstermektedir. Özellikle halide grubu olan inorganik sintilasyonlarının (LaBr_3 , CeBr_3 ve SrI) sonuçları birbirine yakın bulunmuştur. Kristal uzunluğu arttıkça eş zaman ölçüm sayısının artışına benzer şekilde random eş zaman ölçümünün sayısı da artmaktadır. Eş zaman ölçümünün içerisinde random eş zaman olayının oluşma yüzdesine bakıldığında en azı %0.14 ile BGO iken en çok olanı ise %0.28 ve %0.27 ile sırasıyla CsI ve NaI(Tl) bulunmuştur. Yeni nesil sintilasyon malzemelerinden olan GaGG ise PET sistemlerinde çoğunlukla kullanılan LSO ve LYSO'dan



Şekil 4.2. LYSO kristalinin uzunluğa bağlı olarak elde edilen eş zaman ölçümünün sayısı.

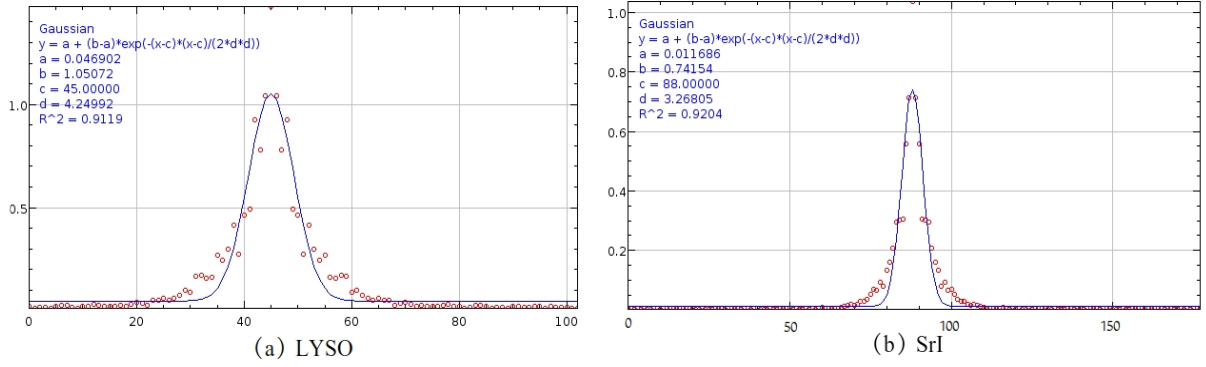
sonra %0.18'ilk oranla düşük random eş zaman olayı oluşan sintilasyon malzemesi olarak bulunmuştur. Bu sonuç GaGG gibi yeni sintilasyon malzemelerinin moleküler görüntülemeye iyi bir potansiyele sahip olduğunu göstermektedir.

GATE simülasyonunda gerçekleştirilen ECAT modellemesi ile elde edilen çıktı dosyası ImageJ'de [6] plug olan Radon transformer ile sinogram görüntüsüne şekil 4.3.-(a)'da gösterildiği gibi dönüştürülmüştür. Yine ImageJ de FFT (Fourier dönüşümü ile) yardımı ile yeniden görüntü oluşturulmuştur şekil 4.3.-(b). Yeniden oluşturulan görüntünün yüzey



Şekil 4.3. ImageJ'de oluşturulan nokta kaynak görüntüleri. (a) sinogram görüntüsü ve (b) görüntünün Fourier dönüşümü ile yeniden oluşturulması.

grafiğinin gaussian fonksiyonu ile fit edilmesinden sonra medikal görüntülemelerde önemli bir parametre olan uzaysal çözünürlük (spatial resolution) değerleri bulunmuştur. Şekil 4.4.'da iki farklı sintilasyon malzemesi ile simülasyon modellemesinde elde edilmiş ve yeniden oluşturulmuş görüntülerin yüzey grafiklerinin Gaussian fiti ve fit parametreleri verilmiştir.



Şekil 4.4. Yeniden oluşturulan görüntünün Gaussian fit parametrelerinin karşılaştırması
(a) LYSO (b) SrI

Elde edilen sonuçlara göre; sintilasyon malzemesinin uzunluğu belirlenirken dedekte edilecek radyasyonun çeşidine ve enerjisine bağlı olarak optimum uzunluk seçilmelidir. Çünkü sintilasyon malzemesinin uzunluğunun artışı radyasyonun malzeme ile etkileşim sayısını artırarak elektroniğe aktarım süresini uzatacaktır. Kısa uzunluğa sahip sintilasyon malzemesi ile algılanamayan bazı anihilasyon olaylarının dedekte edilmesi sağlanacaktır. Fakat bu tıbbi görüntüyü olumsuz etkileyen rastgele olaylarında artışı olacağından dolayı en ideal sintilasyon malzemesinin uzunluğu dedekte edilecek radyasyonun çeşidine ve enerjisine bağlı olarak belirlenmelidir.

Yeni sintilasyon malzemelerinden olan GaGG, PET sistemlerinde çoğunlukla kullanılan LSO ve LYSO'dan sonra %0.18'lik oranla düşük random eş zaman olayı ölçülen sintilasyon malzemesi olarak bulunmuştur. Ayrıca sintilasyon malzemesinin optiksel ve fiziksel özelliklerine bağlı olarak moleküler görüntülemelerde en önemli parametrelerden biri olan uzaysal çözünürlük için yeni nesil sintilasyon malzemeleri LYSO'ya göre daha iyi sonuç vermektedir. İki farklı sintilasyon malzemesi ile modellenen PET sistemi ile elde edilen noktasal kaynağın uzaysal çözünürlüğü kıyaslandığında SrI₂ için 7.68 bulunan değer LYSO için 9.99 olarak bulunmuştur. Bu yeni sintilasyon malzemeleri ile oluşturulacak PET sistemlerinden elde edilen tıbbi görüntü kalitesinin LYSO'ya göre çok daha iyi olacağı sonucunu vermektedir.

5. KAYNAKLAR

- [1] Knoll GF, 2010. Radiation Detection and Measurement, Wiley, New York.
- [2] Yavuzkanat N, 2015. Development of Novel Scintillation Detection Techniques for Use in Nuclear Physics and Medical Applications. Doktora Tezi, The University of York, İngiltere.
- [3] Dolinsky S, Fu G, Ivan A, 2013. Timing Resolution Performance Comparison for Fast and Standard Outputs of SensLSiPM. IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Seoul, 1-6.
- [4] Demir M, 2008. Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Pozitron Teknik Hizmetler İç ve Dış Tic. San. Ltd. Şti.
- [5] Demir M, 2015. Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Fiziği. Bulletin of ThoracicSurgery/Toraks Cerrahisi Bülteni, 146-153.
- [6] <https://imagej.nih.gov/ij/docs/index.html> (Erişim Tarihi: 10.08.2021)
- [7] Krzysztow I, 2009. Medical Imaging (Principles, Detectors, and Electronics), Nuclear Medicine: SPECT and PET Imaging Principles, A. Jhon Wiley & Sons, Publication.
- [8] Royal HD, 2008. Effects of Low Level Radiation-What's New. Semin Nucl Med. 38: 392-402.
- [9] Osman G, Hilal Ö, Onur Y, 2019. İyonize Radyasyon ile Çalışan Tıbbi Görüntüleme Cihazlarının Yapısının Proje Temelli Öğrenimi. Journal of Health Services and Education, 3(1):20-27.
- [10] Evren A G, Emre Ö, Meliha E, Derya İ Ö, Makbule A, 2017. Nükleer Tıpta Görüntülemeye ve Tedavide Kullanılan Radyofarmasötikler. Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences.
- [11] <https://en.wikipedia.org/wiki/Radiopharmaceutical> (Erişim Tarihi: 15.07.2021)
- [12] <https://www.muhendisbeyinler.net/nukleer-goruntuleme-sistemlerinde-kuantum-noktalarin-kullanilmasi/> (Erişim Tarihi: 20.12.2021)
- [13] Jennifer P, 2011. Nuclear Medicine Instrumentation. Bellevue College, Jones and Bartlett Publishers, 193-197.
- [14] Konik AB, 2010. Evaluation of Attenuation and Scatter Correction Requirements in Small Animal PET and SPECT Imaging. Doktora Tezi, University of Iowa, US.
- [15] Zainab T, Al-Sharify Talib A, Al-Sharify Noor T, Al-Sharify Husam Y, 2020. A Critical Review on Medical Imaging Techniques (CT and PET Scans) in the Medical Field. IOP Conference Series Materials Science and Engineering, 870(1):1-10.

- [16] İstanbullu M, 2013. Yapay Sinir Ağları ve Destek Vektör Makineleri ile Kemik Erimesinin Teşhisi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği Programı, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [17] Durmuş İF, Taş B, 2018. Evaluation of Electron Density and Hounsfield Unit Values for 4DCT, NormalCT and BreathHoldCT in Lung SBRT Plan. *Acta Oncologica Turcica*, 51 (3): 382-389.
- [18] Power S P, Moloney F, Twomey M, James K, O'Connor O J, Maher M M, 2016. Computed Tomography and Patient Risk: Facts, Perceptions and Uncertainties. *World journal of radiology*, 8 (12): 902–915.
- [19] Fazel R, Krumholz HM, Wang Y, Ross JS, Chen J, Ting HH, Shah ND, Nasir K, Einstein AJ, Nallamothu BK, 2009. Exposure to Low-Dose Ionizing Radiation from Medical Imaging Procedures. *The New England journal of medicine*, 361: 849–857.
- [20] Özalp T, Durgun MS, Ceylan O, 2017. Yeni Nesil PET Dedektörlerinin Simülasyonu ve Modellemesi. *Yakın Doğu Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Lefkoşa KKTC*, 12-23.
- [21] Antoch G, Bockisch A, 2009. Combined PET/MRI: A New Dimension in Whole-Body Oncology Imaging. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 36: 113–120.
- [22] <https://www.proquest.com/dissertations-theses/reduction-positron-range-effects-application/docview/303945199/se-2?accountid=86197> (Erişim Tarihi: 10.03.2022)
- [23] <https://en.wikipedia.org/wiki/PET-MRI> (Erişim Tarihi: 13.04.2022)
- [24] Ehman EC, Johnson GB, Villanueva-Meyer JE, Cha S, Leynes AP, Larson P, Hope TA, 2017. PET/MRI: Where Might It Replace PET/CT. *Journal of Magnetic Resonance Imaging : JMRI*, 46(5): 1247–1262.
- [25] <https://www.ph.tum.de/academics/org/labs/fopra/docs/userguide-65.en.pdf> (Erişim Tarihi: 25.02.2022)
- [26] <https://humanhealth.iaea.org/HHW/m/MedicalPhysics/NuclearMedicine/ImageAnalysis/3Dimagereconstruction/index.html> (Erişim Tarihi: 07.06.2022)
- [27] Sébastien I, 2018. A practical introduction to the Geant4 Monte Carlo simulation toolkit” *Université Bordeaux 1 Centred’EtudesNucléaires de Bordeaux-Gradignan, France*.
- [28] <http://www.opengatecollaboration.org/sites/default/files/GATE-UsersGuideV8.0.pdf> (Erişim Tarihi: 10.02.2019)
- [29] https://www.advatech-uk.co.uk/gagg_ce.html (Erişim Tarihi: 18.10.2019)

- [30] <https://towardsdatascience.com/lines-detection-with-hough-transform-84020b3b1549> (Erişim Tarihi: 12.05.2022)
- [31] https://en.wikipedia.org/wiki/Hough_transform (Erişim Tarihi: 12.05.2022)
- [32] https://en.wikipedia.org/wiki/Radon_transform#Reconstruction_approaches (Erişim Tarihi: 12.05.2022)
- [33] <http://scintillator.lbl.gov/> (Erişim Tarihi: 01.06.2022)
- [34] <https://www.advatech-uk.co.uk/index.html> (Erişim Tarihi: 01.06.2022)
- [35] John L, 2009. Nuclear Physics Principles and Applications. John Wiley & Sons, Manchester.
- [36] SensL Technical Note, 2011. Introduction to the SiPM.

ÖZGEÇMİŞ

doğdum. İlköğretimi ilçesine bağlı bulunan Okulu'nda okudum. Liseyi de tamamladım. Fakültesi yılında mezun oldum. Lisans Üstü Eğitim Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı'nda Tezli yüksek lisansa başladım. yüksek lisansımı tamamladım. Yabancı dilim İngilizce'dir.

Mehmet Sabri BUDAK