



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

**TEK FOTON EMİSYON TOMOGRAFİSİNDE
KRİSTAL ÖLÜ TABAKASININ
SİSTEM PERFORMANSI ÜZERİNE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Hilal USLU AYNUR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Prof. Dr. Tuncay BAYRAM

TRABZON-2024

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

05.02.2024

Hilal USLU AYNUR
(İmza)

İthaf

Bu yüksek lisans tezimi, yaşamım boyunca yoluma rehber olan, ışııyla aydınlandığım canım anneme ve her yeni güne şükürle başlama sebebim can şenliğim kızıma ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Lisansüstü eğitimim boyunca ve tez çalışmamın karar aşamasından tamamlanma sürecine kadar desteğini, bilgisini ve tecrübelerini benden esirgemeyen, her konuda yol gösterip özveriyle rehberlik eden, engin bilgi ve deneyimlerini içtenlikle paylaşan, insan yetiştirme hususunda fikirlerini örnek aldığım değerli danışmanım Prof. Dr. Tuncay BAYRAM'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca tez çalışmam boyunca bana zaman ayıran, sorularıma usanmadan içtenlikle cevaplar veren ve bilgilerini benimle paylaşan değerli hocam Anes HAYDER'a,

Birlikte lisansüstü eğitime başladığımız ve tez çalışmamızı tamamladığımız süre boyunca desteğini benden esirgemeyen, her sorunuma çözüm üreten değerli arkadaşım ve meslektaşım Ömer Faruk DEMİRTAŞ'a,

Yine Trabzon'da eğitim gördüğüm süre boyunca bana evini açan sevgisini her zaman hissettiğim canım kardeşim Esmenur USLU CEYLAN ve değerli eşi Enes CEYLAN'a,

Yaşamım boyunca attığım her adımda maddi ve manevi yanımda olan babam Namık USLU, annem Halime USLU ve canım kardeşlerime,

Lisansüstü eğitimim boyunca beni sabırla destekleyen değerli eşim Mehmet AYNUR'a ve her düştüğümde yeniden kalkmamı sağlayan motivasyon kaynağım canım kızım Aybüke AYNUR'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Hilal USLU AYNUR

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLolar	x
KISALTMALAR ve SİMGELER DİZİNİ	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiii
1.GİRİŞ ve AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	5
2.1. Foton Madde Etkileşimi	5
2.1.1. Fotoelektrik Olay	5
2.1.2. Compton Olayı	6
2.1.3. Çift Oluşum	8
2.2. Tek Foton Emisyon Tomografi (SPECT)	8
2.2.1.Kolimatör	10
2.2.2.Sintilasyon Kristali	12
2.2.3.Fotoçoğaltıcı Tüp (PMT)	13
2.3.Kalite Kontrol Testleri	14
2.3.1.Hassasiyet	16
2.3.2.Uzamsal Çözünürlük	17
2.3.3.Enerji Çözünürlüğü	17
2.3.4.Kontrast	18
2.4.Kristal Deformasyonu	19
2.5.Monte Carlo Benzetim Yöntemi	20
2.6.OpenGATE	21
2.7.GATE Çıktı Veri Formatları	22
3.GEREÇ ve YÖNTEM	23

3.1.OpenGATE'de Gama Kamera Tasarım Adımları	23
3.2.OpenGATE Benzetim Kodu	23
3.3.Kristal Ölü Tabaka Tasarımı	26
3.4.Simülasyon Sonuçlarının Analizi	28
3.4.1.Hassasiyet Analizi	29
3.4.2.Uzamsal Çözünürlük Analizi	29
3.4.3.Enerji Çözünürlüğü Analizi	30
3.4.4. Kontrast Analizi	31
4.BULGULAR ve TARTIŞMA	32
4.1.Hassasiyet Sonuçları	32
4.2.Uzamsal Çözünürlük Sonuçları	34
4.3.Enerji Çözünürlüğü Sonuçları	36
4.4.Kontrast Sonuçları	38
5.SONUÇLAR ve ÖNERİLER	40
6. KAYNAKLAR	42
ÖZGEÇMİŞ	50

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>		<u>Sayfa</u>
Şekil 1.	Soğurucu atom numarası ve foton enerjisine göre baskın etkileşim türleri	5
Şekil 2.	Fotoelektrik olayın şematik gösterimi	6
Şekil 3.	Compton olayının şematik gösterimi	7
Şekil 4.	Çift oluşumunun şematik gösterimi	8
Şekil 5.	Çift kafalı bir SPECT sistemi	9
Şekil 6.	SPECT görüntü oluşum şeması	10
Şekil 7.	Kolimatör Türleri	11
Şekil 8.	Paralel delikli bir kolimatör için radyasyon profili (nokta veya çizgi yayılma fonksiyonu)	12
Şekil 9.	Fotoçoğaltıcı tüp (PMT)	14
Şekil 10.	Gauss dağılımı için FWHM	18
Şekil 11.	Kristalde termal çatlak görüntüsü	20
Şekil 12.	OpenGATE'in katmanlı mimarisinin taslağı	21
Şekil 13.	OpenGATE'de dünya (world) hacmi benzetimi	24
Şekil 14.	SPECT sisteminin tarayıcı geometrisi	24
Şekil 15.	Kaynakların benzetim kodu	25
Şekil 16.	OpenGATE platformunda kullanılan kodlama örnekleri (A) OpenGATE etkileşim süreci kodları. (B) OpenGATE sayısallaştırıcı modülü kodları. (C) OpenGATE çıktı veri format türü kodları. (D) OpenGATE'de sayımı başlatma ve bitirme kodları	26
Şekil 17.	Kristal ölü tabakasının kademeli artışının gösterimi	27
Şekil 18.	OpenGATE platformunda ROOT Tree sınıfı yapısı	28
Şekil 19.	9,5 mm kristal kalınlığı için yapılan OpenGATE benzetim sonuçlarının ROOT programında elde edilen enerji spektrumu	29
Şekil 20.	X ve Y etkileşim profili	30
Şekil 21.	Enerji blurring spektrumu	30
Şekil 22.	Jaszczak fantomu	31
Şekil 23.	Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek enerjiler için hassasiyet değişimi	33

Şekil 24.	Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek enerjiler için hassasiyet değişim yüzdeleri	34
Şekil 25.	Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek gama enerjileri için uzamsal çözünürlük değişimi	35
Şekil 26.	Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek enerjiler için uzamsal çözünürlük değişim yüzdeleri	36
Şekil 27.	Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek gama enerjileri için SPECT enerji çözünürlüğü değişimi	37
Şekil 28.	Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek enerjiler için enerji çözünürlüğü değişim yüzdeleri	38
Şekil 29.	Sıcak küre görüntüleri (a) Ölü tabaka kalınlığı yokken (b) 1.52 mm ölü tabaka kalınlığı varken	39

TABLOLAR

<u>Tablo No</u>		<u>Sayfa</u>
Tablo 1.	Nükleer tıpta kullanılan bazı sintilasyon kristallerin özellikleri	13
Tablo 2.	SPECT gama kamera sisteminde yapılması gereken testler ve bağımsız kuruluşlarca önerilen uygulama sıklıkları	16
Tablo 3.	Tasarlanan SPECT cihazının geometrik boyutları	24
Tablo 4.	Düşük, orta ve yüksek enerji için kullanılan kolimatörlerin teknik özellikleri	25
Tablo 5.	NaI (Tl) kristali ve kristalin ölü tabaka değerleri	27
Tablo 6.	Düşük (^{99m}Tc), orta (^{201}Tl) ve yüksek (^{131}I) gama enerji değerleri için hesaplanan SPECT hassasiyet değerleri	32
Tablo 7.	Düşük (^{99m}Tc), orta (^{201}Tl) ve yüksek (^{131}I) gama enerji değerleri için hesaplanan SPECT uzamsal çözünürlük değerleri	35
Tablo 8.	Düşük (^{99m}Tc), orta (^{201}Tl) ve yüksek (^{131}I) gama enerji değerleri için hesaplanan SPECT enerji çözünürlük değerleri	37
Tablo 9.	Ölü tabaka kalınlığı olmadan ve 1.52 mm ölü tabaka kalınlığına sahip sıcak küre görüntülerinin kontrastı	39

KISALTMALAR ve SİMGELER DİZİNİ

Kısaltmalar

CdTe	Kadmiyum tellür
CsI	Sezyum iyodür
FWHM	Maksimum yükseklikteki yarı genişlik
⁶⁷Ga	Galyum-67
HEGP	Yüksek enerjili genel amaçlı kolimatör
¹¹¹In	İndiyum-111
¹³¹I	Iyot-131
IAEA	Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu
KeV	Kilo Elektron Volt
LEGP	Düşük enerjili genel amaçlı kolimatör
LEHR	Düşük enerjili yüksek çözünürlüklü
MBq	Mega Becquerel
MEGP	Orta enerjili genel amaçlı kolimatör
MeV	Mega Elektron Volt
NaI(Tl)	Sodyum iyodür (Talyum katkılı)
PHA	Puls Yükseklik Analizörü
PMT	Fotoçoğaltıcı Tüp
SPECT	Tek Foton Emisyon Tomografi
^{99m}Tc	Teknesyum-99m
²⁰¹Tl	Talyum-201

Simgeler

Z	Atom numarası
ϕ	Fi açısı
λ	Lambda
θ	Teta açısı

ÖZET

Tek Foton Emisyon Tomografisinde Kristal Ölü Tabakasının Sistem Performansı Üzerine Etkisinin İncelenmesi

Günümüzde nükleer tıp alanında sıkça kullanılan SPECT (Tek Foton Emisyon Tomografi) etkin bir tanısal görüntüleme cihazıdır. Hasta vücuduna verilen radyofarmasötik maddeden yayılan gama ışınlarının sayılması ve bilgisayar sisteminde işlenerek kesitsel görüntülerin oluşturulması ilkesine dayanır. Elde edilen görüntülerin kalitesi hastalıkların doğru teşhis edilmesi açısından oldukça önemlidir. Görüntü kalitesinin en iyi düzeyde olması ancak cihazın kalite kontrol testlerinin düzenli olarak yapılması ile mümkündür. SPECT uygulamalarında görüntü kalitesini etkileyen faktörlerden biri de dedektör bileşenlerinden biri olan sintilasyon kristalinde zamanla oluşan ölü tabakadır.

Bu çalışmada SPECT’te kullanılan NaI(Tl) sintilasyon kristalinde oluşabilecek ölü tabakaların sistem performansı üzerine etkisi incelenmiştir. Bu amaçla Monte Carlo yöntemi tabanlı bir simülasyon paketi olan GEANT4’e dayalı GATE benzetim kodu kullanıldı. İlk adımda standart SPECT modeli benzetimi yapılarak nükleer tıpta kullanılan düşük 140 keV (^{99m}Tc için), orta 167 keV (^{201}Tl için) ve yüksek 364 keV (^{131}I için) gama enerjilerinde SPECT performans parametreleri (Hassasiyet, uzamsal çözünürlük, enerji çözünürlüğü, kontrast) incelendi. Daha sonra benzetimi yapılan kristalin üzerine farklı kalınlıklarda ölü katmanlar oluşturularak aynı enerjiler için ölü tabakanın performans parametrelerine etkisi araştırıldı. Sonuç olarak, sintilasyon kristalinin ölü tabakasındaki artışa bağlı olarak SPECT sisteminin görüntü kalite değerlendirme parametrelerinde kötüleşmeler meydana geldiği görüldü.

Anahtar Kelimeler: GEANT4, Kontrast, Monte Carlo, Ölü tabaka, Tek Foton Emisyon Tomografi

ABSTRACT

Investigation of the Effect of Crystal Dead Layer on System Performance in Single Photon Emission Tomography

SPECT (Single Photon Emission Tomography), which is frequently used in nuclear medicine today, is an effective diagnostic imaging device. It is based on the principle of counting the gamma rays emitted by the radiopharmaceutical substance given to the patient's body and creating cross-sectional images by processing them in the computer unit. The quality of the images obtained is very important for the correct diagnosis of diseases. The best image quality is only possible with regular quality control tests of the device. One of the factors affecting image quality in SPECT applications is the dead layer that forms over time in the scintillation crystal, one of the detector components.

In this study, the effect of dead layers in NaI (Tl) scintillation crystal used in SPECT on system performance was investigated. For this purpose, the GATE simulation code based on GEANT4, a simulation package use the Monte Carlo method, was used. In the first step, the standard SPECT model was simulated and SPECT performance parameters (Sensitivity, spatial resolution, energy resolution, contrast) at low 140 keV (for ^{99m}Tc), medium 167 keV (for ^{201}Tl) and high 364 keV (for ^{131}I) gamma energies used in nuclear medicine were analyzed. Then, dead layers of different thicknesses were formed on the simulated crystal and the effect of the dead layer on the performance parameters was evaluated for the same energies. As a result, it was observed that the increase in the dead layer of the scintillation crystal resulted in deterioration of the image quality assessment parameters of the SPECT system.

Keywords: Contrast, Dead layer, GEANT4, Monte Carlo, Single Photon Emission Tomography

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Nükleer tıp, radyoaktif maddelerin kullanımıyla hastalıkların erken tanı ve tedavisinde önemli rol oynayan multidisipliner bir bilim dalıdır. Bu yöntemde, hastaya çeşitli yollarla verilen radyoaktif maddeler (^{131}I , ^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{67}Ga , ^{18}F gibi) vücutta gama ışınları yayarak özel dedektörler tarafından algılanır ve bu sinyaller görüntüleme sistemleri aracılığıyla görüntü haline dönüştürülür (1). Teşhis ve tedavide kullanılan nükleer tıp teknikleri sayesinde birçok hastalık erken aşamada tespit edilebilmekte ve daha iyi tedavi imkanları sunulabilmektedir.

Nükleer tıpta kullanılan moleküler görüntüleme teknolojilerinden biri de SPECT (Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi) dir. SPECT görüntülemesinde tek foton yayıcı radyonüklidler kullanılır. Bu radyonüklidler kendilerine özgü farklı enerjilerde foton yayınlarlar (2). Bu fotonların sayımı esasına dayalı çalışan SPECT'in en yaygın kullanıldığı nükleer tıp uygulamaları miyokard perfüzyon, beyin, kalp ve kemik sintigrafisidir.

SPECT genel olarak hasta masası, gantry, tarayıcı sistem (kolimatör ve dedektör) ve bilgisayar temel elemanlarından oluşur. Dedektör bileşeni ise kolimatör (LEGP-Düşük enerjili genel amaçlı kolimatör, MEGP-Orta enerjili genel amaçlı, HEGP-Yüksek enerjili genel amaçlı), sintilasyon kristali, foton çoğaltıcı tüpler (PMT) ve elektronik bileşenlerinden oluşur. SPECT cihazlarında görüntü eldesinin ilk aşaması hastadan yayımlanan gama ışınlarının dedektör materyali ile etkileşerek bir akım pulsu oluşturmalarıdır (3). Geleneksel SPECT cihazlarında bu amaç için sintilasyon (NaI, CsI, LSO) kristali kullanılırken günümüzde aynı amaçla yarı iletken (CdTe, Si, Ge) dedektör malzemeleri de geliştirilmiştir (4).

SPECT uygulamalarında görüntü kalitesini etkileyen faktörler fiziksel, fizyolojik ve görüntüleme sisteminin yapısı ve elektroniğinden kaynaklıdır (1). Fiziksel faktörler olarak radyoaktif madde seçimi, algılama sisteminin kalitesi ve görüntüleme süresi dikkate alınır. Görüntüleme esnasında hasta hareketi, solunum ve kalp atışı gibi fizyolojik aktiviteler de görüntü kalitesini etkileyen diğer faktörlerdir. Görüntüleme sistemlerinin yapısı ve elektroniğinden kaynaklanan faktörler görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde oldukça önemlidir. Günümüzde yaygın bir şekilde SPECT sistemlerinde gama ışınını görünür ışık aralığına düşüren sintilasyon kristalleri kullanılmaktadır. Bu malzemelerde ani sıcaklık ve nem değişiminin yanı sıra taşıma ve sürekli olarak sintilasyon yapmalarından dolayı zamanla kusurlar oluşabilir (5, 6). Özellikle yarı iletken dedektörlerde ölü tabaka (aktif olmayan

kısım) dedektör verimini önemli ölçüde etkileyen bir unsur olup yaygın olarak çalışılmaktadır (7-15). Sintilasyon kristalleri içinde dedektörü çevreleyen herhangi bir aktif olmayan malzemenin veya ölü katmanın kalınlığı dikkate alınmalıdır, ancak bu bilgi NaI(Tl) dedektörleri için imalatçılar tarafından nadiren sağlanmakta olup bu katmanın kalınlığına ve malzeme özelliklerine bağlı olarak, gelen fotonlar soğrulabilir veya saçılabilir ve nihai sayım oranını etkileyebilir (16). NaI ve CsI kristallerinde ölü tabaka katmanının dedektör verimine etkisinin incelendiği çalışmalar (17, 18) olup NaI(Tl) sintilasyon kristalli kuyu sayıcıları için ölü tabaka kalınlığının sayıcı performansına etkisinin öneminin ortaya konan bir çalışmada mevcuttur (16). Ölü tabaka sintilasyon yapmayan veya deaktif bir katman olarak değerlendirilebilir (11, 12). SPECT sistemi açısından ele alındığında hasta vücudundan çıkan fotonlar öncelikle kristalde bu aktif olmayan katmanından geçmesi gerekir. Bu katmanlar sintilasyon yapmadığı gibi gelen gama ışınlarının soğrulmasına neden olduğundan bazı SPECT sistem performans (Uzamsal çözünürlük, gürültü, kontrast, hassasiyet ve enerji çözünürlüğü) parametrelerini etkileyebilir. Bu parametreler SPECT sisteminin fiziksel özelliklerine bağlı olarak görüntü kalitesi için kullanılan değerlendirme parametreleridir.

Nükleer tıp dedektör sistemlerinin performans değerlendirilmesi hesaplamalarında genel yaklaşım elde edilen verileri deneysel ölçüm sonuçları ile karşılaştırmaktır (19). Bu nedenle çeşitli bilgisayar kodları ve hızla gelişen hesaplama teknikleri yardımı ile nükleer tıp görüntüleme alanında dedektör sistemlerinin Monte Carlo simülasyonları geliştirilmiştir (20). Monte Carlo simülasyonları, radyasyonun madde ile etkileşimini istatistiksel olarak modelleyen ve bu sayede sistem davranışını öngören bir simülasyon yaklaşımıdır. Bu yöntem, karmaşık fiziksel olayları simüle etmek ve dedektör sistemlerinin tasarımlarında, modifikasyonunda ve performansını değerlendirmek için bilgisayar algoritmalarını kullanır (21). Nükleer tıp uygulamaları için çok sayıda Monte Carlo simülasyon paketi bulunmaktadır. Bunlar SIMIND, FLUKA, SimSET, EGS4, MCNP ve son olarak GEANT4 gibi doğru ve çok yönlü genel amaçlı simülasyon paketleridir (16, 22).

Bu tez çalışmasında kullanılan simülasyon paketi, nükleer tıp görüntülemeye yönelik genel amaçlı GEANT4 kodunu temel alan OpenGATE platformudur. Bu platform, GEANT4'ün sunduğu fizik modellerine ve yeteneklere ek olarak nükleer tıp uygulamalarını daha ayrıntılı bir şekilde ele almak üzere tasarlanmıştır. OpenGATE uygulaması zamana bağlı süreçleri (Örneğin, dedektör, kaynak ve hasta hareketleri, radyoaktif bozulma, ölü zaman), kaynak dağılımları ve tarayıcı geometrisinin temel özelliklerini tanımlar (23).

Nükleer fizik araştırmalarında Monte Carlo simülasyonu kullanılarak çeşitli tür dedektörlerin verimlilikleri incelenmiş dedektör materyallerinin ölü tabakalarının dedektör enerji çözünürlüğü üzerine belirgin etkilerinin olduğu güncel çalışmalar ile ortaya çıkarılmıştır. Kaya ve ark. (11) tarafından yapılan çalışmada EGS-NRC ve GEANT4 Monte Carlo benzetim teknikleri kullanılarak 30 keV - 5 MeV enerji aralığı için bir germanyum dedektör kristalinin ön, yanal ve arka ölü katman kalınlıklarının enerji verimlilikleri üzerindeki etkileri incelenmiş olup ön ölü tabakanın düşük gama enerjilerinde (300 keV'e kadar) verimliliğı ciddi şekilde düşürdüğü gösterilmiştir.

Bir başka çalışmada ise MCNP benzetim kodu kullanılarak 50 keV – 1400 keV gama ışını enerji aralığında, HPGe dedektörünün ölü katman kalınlığına göre algılama verimliliğindeki değışimler analiz edilmiş olup ölü katman kalınlığındaki bir artışın tespit etkinliğinin azalmasını etkilediğini ve 500 keV veya daha düşük enerjili bölgenin, yüksek enerjili bölgeye göre ölü katmandan daha fazla etkilendiğı gösterilmiştir (24). Bir diğerk çalışmada, HPGe p-tipi dedektörün verimliliğindeki çalışma süresi boyunca meydana gelen azalma ve bu verimlilik azalma sürecine artan ölü tabaka kalınlığının etkisi incelenmiştir. Çalışma, MCNP5 Monte Carlo kodu kullanılarak Canberra coaxial GC1518p-tipi dedektör için gerçekleştirilmiştir. Dedektörün verimliliğı, 13 yıllık kullanım süresi boyunca %18.5 azalmıştır. Bu azalma, ölü tabaka kalınlığının 0.35 mm'den 1.46 mm'ye çıkmasına karşılık gelmektedir. Verimlilikteki nispi azalma lineer olarak ölü katman kalınlığına bağılıdır ve bu parametrelerin her ikisi de çalışma süresine karşı doğrusal olarak arttığı gösterilmiştir (25).

Loan ve ark. (26) tarafından yapılan bir başka çalışmada p tipi koaksiyel HPGe dedektörünün hem dış ölü katman kalınlığını hem de n-tipi koaksiyel HPGe dedektörünün iç ölü katman kalınlığını belirlemek için Monte Carlo hesaplamaları ve deneysel ölçümler yapılmıştır. Sonuç olarak yaklaşık 3 yıllık kullanımdan sonra hem p-tipi dedektör için dış ölü tabaka kalınlığı hem de n-tipi dedektörün iç ölü katman kalınlığında artışlar tespit edilmiştir.

Yukarıda bahsedilen çalışmalarla ilişkili olarak bu tez çalışmasında Monte Carlo tabanlı OpenGATE benzetim kodu kullanılarak standart SPECT modelinin benzetimi yapılmış ve kristal ölü tabaka kalınlık değışiminin SPECT performans (Hassasiyet, uzamsal çözünürlüğü, enerji çözünürlüğü, kontrast) parametrelerine etkisi incelenip standart değışleri ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgular çerçevesinde farklı gama enerji aralığında (düşük, orta ve yüksek enerji) ölü tabaka katmanının sistem performansındaki

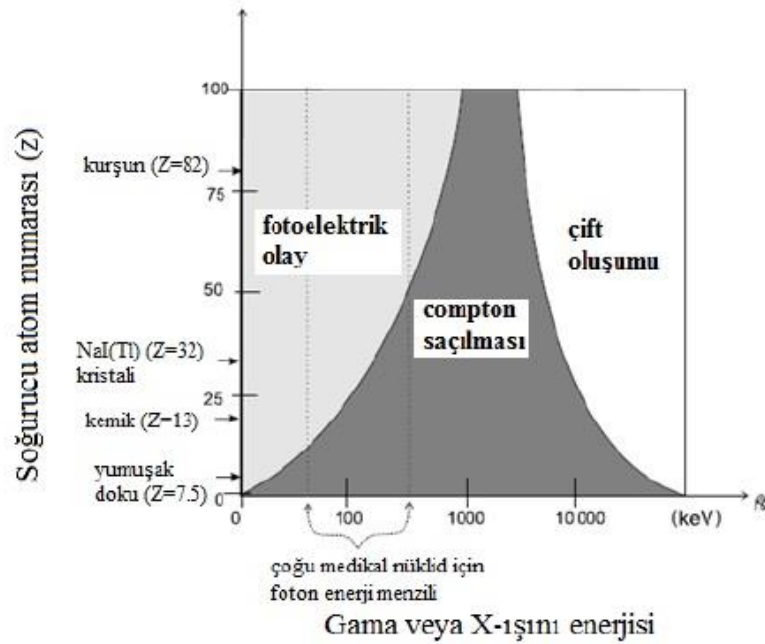
değişimi ortaya çıkarılmış ve nükleer görüntüleme sistemlerinden SPECT için dedektör performans parametrelerindeki değişimin dedektör kristalindeki ölü tabakanın artmasına ne ölçüde bağlı olduğu ortaya konmuştur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Foton Madde Etkileşimi

Fotonlar maddeye nüfuz ederken maddeyi oluşturan elementlerin atom numaraları ve fotonların enerjilerine bağlı olarak farklı fiziksel süreçlerle etkileşimlere girerler. Bu etkileşimlerden Compton saçılması ve fotoelektrik olay, nükleer tıp uygulamaları açısından en önemli olanlarıdır. Nükleer tıp uygulamalarında genel olarak 50 keV ve 550 keV enerji aralığında gama ışınları kullanılır. Kurşun ($Z=82$) gibi büyük atom numaralı maddeler için fotoelektrik olay baskın etkileşim türü iken insan dokusu ($Z=7,5$) gibi atom numarası düşük materyaller için bu etkileşim Compton saçılmasıdır (Şekil 1). Fotonlar yüklü parçacıkların aksine elektriksel olarak nötrdürler ve yüksek enerjili fotonlar madde içerisinde yüklü parçacıklara göre daha fazla yol alabilirler (27).



Şekil 1. Soğurucu atom numarası ve foton enerjisine göre baskın etkileşim türleri (Powsner'den, 27)

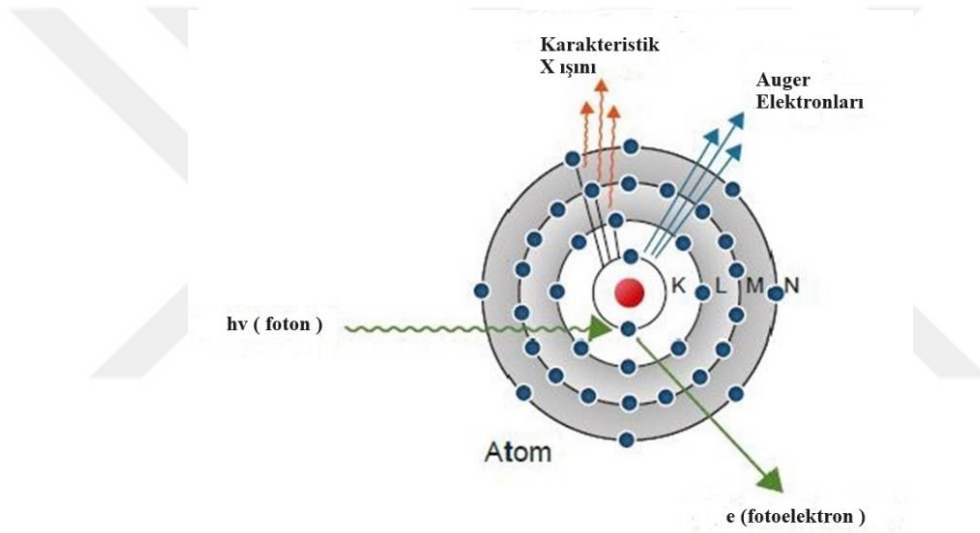
2.1.1. Fotoelektrik Olay

Düşük enerjili bir foton, madde ile etkileşime girdiğinde atomun yörüngesine bağlı bir elektronla etkileşerek onu atomdan koparır. Koparılan bu elektrona fotoelektron, gerçekleşen bu sürece ise fotoelektrik olay denir (28). Genellikle yüksek atom numaralı malzemelerde ve yaklaşık 100 keV'in altındaki düşük foton enerjileri için bu olayın

gerçekleşme ihtimali yüksektir (29). Elektron, gelen fotonun enerjisi ile elektronun yörüngesindeki bağlanma enerjisi arasındaki farka eşit bir enerjiyle atomdan fırlatılır (Eşitlik 1).

$$E_{\text{Fotoelektron}} = E_{\text{Foton}} - E_{\text{Bağlanma}} \quad (\text{Eşitlik 1})$$

Şekil 2’de de görüldüğü gibi foton ile elektronun etkileşimi çoğunlukla iç kabuktaki elektronlardan biri ile meydana gelir. Elektronun fırlatılması nedeniyle kabukta boşluk oluşur ve bu boşluk başka bir yörünge elektronu tarafından doldurulur. Bu sırada enerji fazlalığı karakteristik X-ışını olarak dışarıya salınır (30).



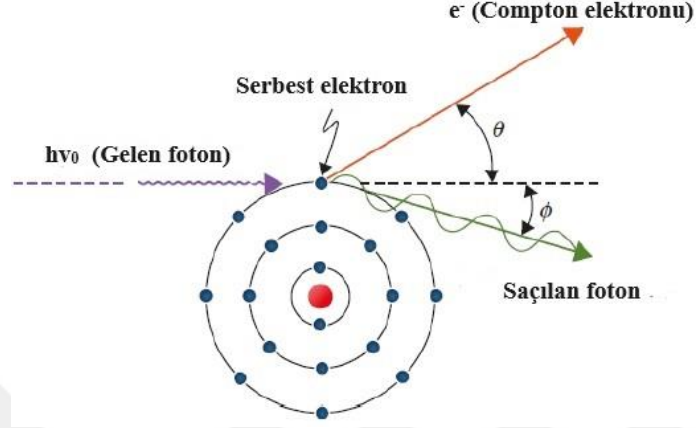
Şekil 2. Fotoelektrik olayın şematik gösterimi (Khan’dan, 31)

Fırlatılan elektronun kinetik enerjisi, fotoelektrik olayın gerçekleştiği ortamda soğurulur. Üretilen karakteristik X-ışınları da genellikle aynı ortam içerisinde başka bir fotoelektrik etkileşime girerek ya da Auger elektronlarının yayınlanması ile soğurulur (32).

2.1.2. Compton Olayı

Bir fotonun, atomun gevşek bir şekilde bağlı dış kabuk yörünge elektronu ile çarpışarak saçılmasına Compton olayı denir. Şekil 3’te Compton olayının şematik gösterimi verilmektedir. Saçılmada gelen foton enerjisi elektronun atoma bağlanma enerjisini büyük ölçüde aştığı için, etkileşim foton ile “serbest” bir elektron arasındaki bir çarpışma gibi ele alınır (33). Bu çarpışma sonrası fotonun aktardığı enerji, soğuran malzemenin atom

numarasına, yoğunluğuna veya diğer herhangi bir özelliğine bağlı değildir. Compton saçılmasında foton kaybolmaz ve bir saçılma açısı ϕ boyunca saptırılır (34).



Şekil 3. Compton olayının şematik gösterimi (Khan'dan, 31)

Gelen fotonun dalga boyu (λ) ile saçılan fotonun dalga boyu (λ') arasındaki fark Eşitlik 2 ile ifade edilir (35).

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \phi) \quad (\text{Eşitlik 2})$$

Bu denklemde h plank sabiti, m_0 elektronun durgun kütlesi, c ışık hızı ve ϕ ise gelen foton ile saçılan foton doğrultularının arasında açıdır.

Compton saçılmasında momentum korunur. Momentum ve enerji korunumundan faydalanarak saçılan fotonun ve elektronun enerjisi de hesaplanabilir (36). Saçılan fotonun enerjisi E' olmak üzere Eşitlik 3'te verilmiştir. Bu denklemde v ve v' sırası ile gelen ve saçılan fotonun enerjilerini temsil etmektedir.

$$E' = hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0 c^2} (1 - \cos \phi)} \quad (\text{Eşitlik 3})$$

Saçılan elektronun enerjisi E_e ise Eşitlik 4 ile ifade edilir.

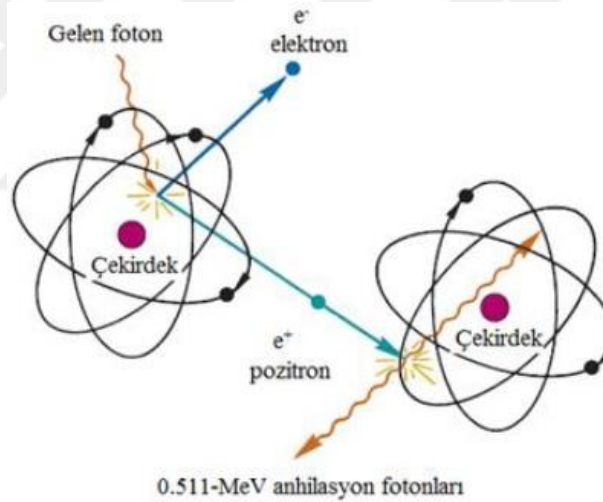
$$E_e = hv \left[1 - \frac{1}{1 + \frac{hv}{m_0 c^2} (1 - \cos \phi)} \right] \quad (\text{Eşitlik 4})$$

2.1.3. Çift Oluşum

Çift oluşumu, bir fotonun yüklü bir parçacığın elektrik alanıyla etkileşerek yok olması ve yerine bir elektron ve pozitron çiftinin oluşması olayıdır (37). Bu olay genellikle atom çekirdeğiyle gerçekleşirken çok nadir olarak elektronla da gerçekleşebilir. Çift oluşumunun gerçekleşebilmesi için fotonun en az 1.022 MeV'lik bir enerjiye sahip olması gerekir, çünkü elektron ve pozitronun durgun kütle enerjileri 0.511 MeV'dir (Şekil 4). Fotonun fazla enerjisi, oluşan elektron ve pozitronun kinetik enerjileri olarak dağılır (38).

$$E_{e^+} + E_{e^-} = E_0 - 1.022 \text{ MeV} \quad (\text{Eşitlik 5})$$

Eşitlik 5'te görüldüğü gibi gelen fotonun enerjisi (E_0) ile elektron çiftini oluşturmak için gereken 1.022 MeV enerjisi arasındaki fark, eşit büyüklükte kinetik enerji olarak pozitrona (E_{e^+}) ve elektrona (E_{e^-}) aktarılır (39).



Şekil 4. Çift oluşumunun şematik gösterimi (Cherry'den, 34)

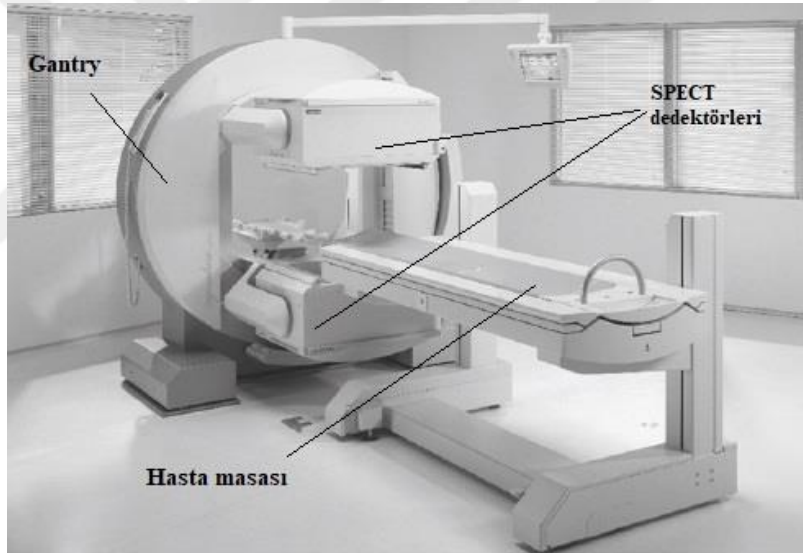
2.2. Tek Foton Emisyon Tomografi (SPECT)

SPECT, hastanın vücuduna verilen radyofarmasötiklerin ürettiği radyasyon ışınlarını tespit ederek organların anatomisini, işlevlerini, olası anormallikleri görselleştirmek için klinik nükleer tıp uygulamalarında kullanılan bir gama kamerasıdır (40). Gama kameralar hastalıkların teşhisinde ve tedavi yönetiminde önemli bir rol oynar. SPECT, özellikle beyin, kalp, kemik, tiroit ve böbrek gibi organların işlevlerini değerlendirmek için kullanılır. Örneğin, SPECT beyin taramaları, nörolojik bozukluklar, kanser metastazları ve kalp damar

hastalıkları gibi durumların teşhisinde oldukça önemlidir (41, 42). Hastanın çeşitli açılardan görüntülenmesi için gama kamera hastanın çevresinde dönerek her pozisyonda vücuttan gelen gama ışınlarının yoğunluğunu ve dağılımını kaydeder.

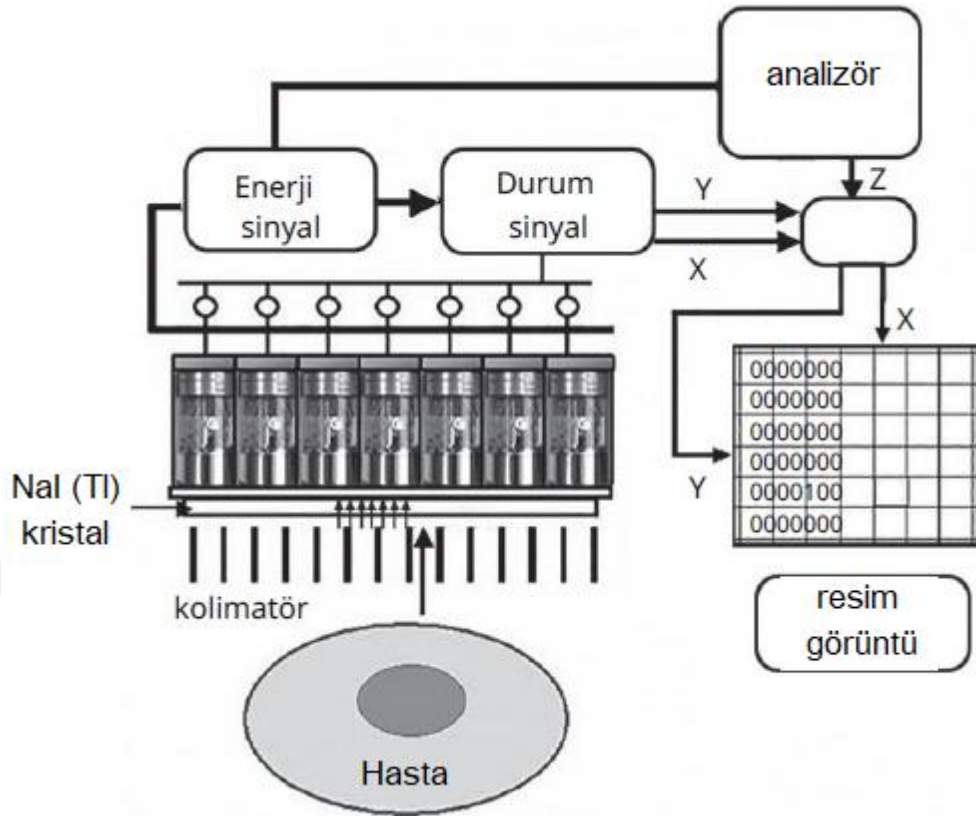
SPECT görüntülemeye tek foton yayıcı radyonüklidler kullanılır. Bunlara örnek olarak ^{99m}Tc , ^{111}In , ^{131}I , ^{201}Tl , ^{123}I ve ^{67}Ga verilebilir (43). Bu radyoaktif izotoplar kendine has farklı enerjide foton yayınlarlar ancak hepsinin ortak özelliği her bir radyoaktif bozunum için karakteristik bir gama fotonu üretmeleridir (2, 42).

Şekil 5'te verildiği gibi SPECT cihazı genel olarak hasta masası, gantry, tarayıcı sistem (kolimatör ve dedektör) ve bilgisayar temel elemanlarından oluşur. Dedektör bileşeni ise kolimatör (farklı enerjiler için özelleştirilmiş), sintilasyon kristali, foton çoğaltıcı tüpler (PMT) ve yükselteç bileşenlerinden oluşur (44, 45).



Şekil 5. Çift kafalı bir SPECT sistemi (Saha'dan, 44)

SPECT'te görüntü oluşumu şeması Şekil 6'da gösterilmektedir. Görüntü oluşumunun ilk aşamasında organdan yayılan gama fotonları dedektörün kolimatörü ile yönlendirilerek sintilasyon kristalinin NaI(Tl) üzerine düşürülür ve gelen gama ışınları kristale nüfuz eder (42). Kristal, etkileşime girdiği gama ışınlarının enerjileri ve yoğunlukları ile orantılı olarak sintilasyon fotonları üretir. Bu fotonlar PMT içinde elektrik sinyallerine dönüşerek görüntüye çevrilmek üzere ardışık elektronik ünitelere iletilir (2, 46). Son aşamada elde edilen görüntüler bilgisayarlar aracılığıyla işlenerek kaliteli bir görüntü haline dönüştürülür (34).



Şekil 6. SPECT görüntü oluşum şeması (Khandpur'dan, 40)

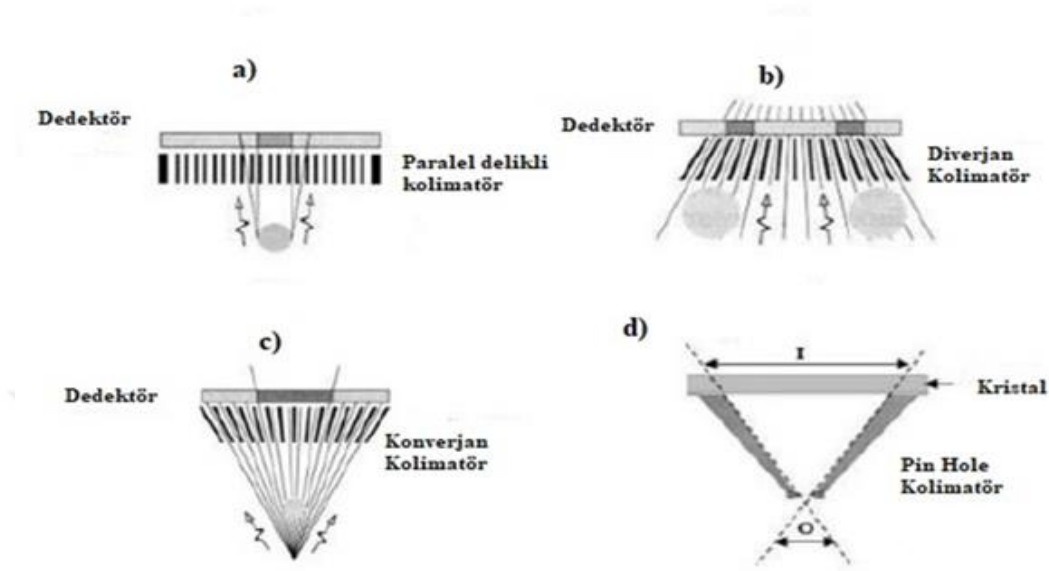
SPECT cihazı ilk olarak tek dedektörlü tasarlanmış, zamanla iki ve üç dedektörlü olarak geliştirilmiştir. Dedektör sayısının fazla olması sayım etkinliğinin artmasını ve daha kısa sürede görüntü alınmasını sağlar (47). SPECT sisteminde görüntü elde etmek için kullanılan temel elemanlar aşağıda ayrıntılı bir şekilde aktarılmaktadır.

2.2.1. Kolimatör

Hasta vücudundan çıkan gama ışınları her yönde saçılarak yayılır. Kolimatörler bu yayınlanan gama ışınlarını tek bir doğrultuda dedektöre yönlendirir. Ayrıca dışarıdan gelen ya da saçılmaya uğrayan gama ışınlarının soğurulmasını sağlar (44). Hastaya verilen radyoaktif maddenin enerjisine göre farklı kolimatörler kullanılabilir. Kolimatör tasarımında genellikle kurşun tercih edilir. Kurşun atom numarası yüksek ($Z=82$) ağır bir elementtir. Gama ışınlarını yavaşlatma, durdurma ya da soğurma gücü fazladır. Ayrıca ekonomik olarak maliyetinin düşük olması ve işleminin kolay olması kolimatörler için kurşunu ideal bir malzeme yapmaktadır (48).

Genel olarak SPECT cihazında kullanılan 4 farklı tür kolimatör vardır. Bu kolimatörler görüntüyü odaklama türüne göre sınıflandırılmıştır. Şekil 7'de gösterildiği gibi

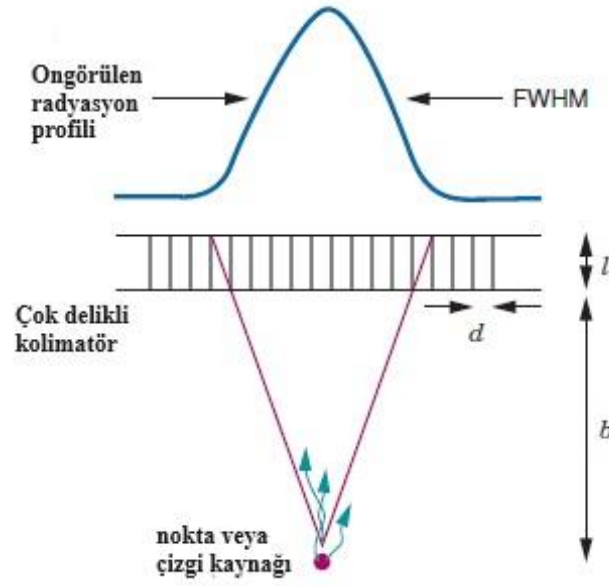
bunlar sırasıyla: Paralel Delikli, Diverjans (ıraksak), Konverjans (yakınsak) ve Pin Hole (iğne deliği) kolimatörleridir.



Şekil 7. Kolimatör Türleri (Kharfi'den, 49)

Şekil 7'de verilen kolimatörlerden en yaygın kullanılanı paralel delikli kolimatörlerdir. Bu kolimatörlerde görüntülenecek olan gama ışını enerjisine göre septal kalınlık belirlenir. Bu kalınlık kolimatörün delikleri arasındaki boşluğu tanımlar (50). Paralel delikli kolimatörlerde kullanılan septal kalınlık üç çeşittir. Bunlar: Düşük enerjili genel amaçlı-LEGP (140 keV), orta enerjili genel amaçlı-MEGP (200-300 keV) ve yüksek enerjili genel amaçlı-HEGP (300 keV üzeri) gama ışınları için kullanılan kolimatör çeşitleridir (51).

Şekil 8'de paralel delikli kolimatörün radyasyon profili verilmektedir. Burada verilen maksimum yükseklikteki yarı genişlik (FWHM) değeri, kolimatör çözünürlüğünü karakterize etmek için kullanılır (34). Paralel delikli kolimatörlerin delik uzunluğu ve çapı hem kolimatör çözünürlüğünü hem de verimliliğini güçlü bir şekilde etkiler. Kolimatör tasarımında göz önünde bulundurulacak parametreler Eşitlik 6 ve Eşitlik 7'de verilmiştir (52).



Şekil 8. Paralel delikli bir kolimatör için radyasyon profili (nokta veya çizgi yayılma fonksiyonu) (Cherry'den, 34)

$$\text{Çözünürlük} = \text{çap} \left(\frac{\text{uzunluk} + \text{mesafe}}{\text{uzunluk}} \right) \quad (\text{Eşitlik 6})$$

$$\text{Hassasiyet} = \left(\frac{\text{çap}}{\text{uzunluk}} \right)^2 \times \left(\frac{\text{çap}}{\text{çap} + \text{kalınlık}} \right) \quad (\text{Eşitlik 7})$$

Yukarıda verilen Eşitlik 6 ve Eşitlik 7'deki çap ifadesi kolimatörün delik çapıdır. Aynı zamanda mesafe, hasta ile kolimatör yüzeyi arasındaki uzaklığı belirtir. Uzunluk ise kolimatörün delik uzunluğunu ifade etmektedir. Nükleer tıpta görüntüleme amacıyla kolimatör seçimi bu parametreler ile belirlenir.

2.2.2. Sintilasyon Kristali

Kristal, hasta vücudundan çıkan gama ışınlarını soğurarak kristale depo edilen radyasyon enerjisini ışık sinyaline (sintilasyon fotonu) dönüştüren dedektör elementidir. Bu dönüşüm esnasında radyasyonun madde ile etkileşimi söz konusudur. Burada gözlemlenen etkileşimler Compton, çift oluşumu ve fotoelektrik etkidir (53). Daha önce bahsedildiği gibi çift oluşumu için 1.022 MeV'den büyük gama enerjisi gerektiğinden standart nükleer tıp uygulamalarında gözlemlenemeyecek bir olaydır. Compton ve fotoelektrik etkileşimleri sonrasında kristal atomlarının elektronları bir üst seviyeye uyarılır ya da atomdan elektron koparılır. Uyarılmış elektronlar taban enerji durumuna geri dönerken enerji seviyeleri arasındaki farka eşit bir enerjiyle sintilasyon fotonu yayınlanır (54).

Sıvı azot sıcaklığında işlev görebilen NaI kristalinin oda sıcaklığında işlev görebilmesi ve sintilasyon verimliliğinin artırılması için NaI saf kristalini Talyum ile katkılandırmak gerekir (55). Nükleer tıpta NaI(Tl) kristalinin tercih edilmesinin birçok avantajı vardır. Bunlardan birkaçı şu şekilde sıralanabilir:

1. NaI(Tl) diğer sintilasyon malzemelere göre nispeten yoğundur (3.67 g/cm^3) ve yüksek atom numarasına sahip bir element içerir ($I, Z=53$). Bu nedenle iyi bir soğurucudur ve yüksek enerjili fotonlarla etkileşime girme olasılığı fazladır (56).
2. Soğurulan yaklaşık 30 eV radyasyon enerjisi başına bir görünür ışık fotonu veren nispeten verimli bir sintilatördür.
3. NaI(Tl) tarafından yayılan sintilasyon fotonları, fotokatotun tepki pikine uygun dalga boyunda olması nedeniyle etkin şekilde algılanabilmesini sağlar.
4. Kendi sintilasyon emisyonlarına şeffaftır. Bu nedenle, nispeten büyük boyuttaki NaI(Tl) kristallerinde bile kendi kendini soğurmanın neden olduğu çok az parıldama ışığı kaybı vardır (12, 57).

Bunların yanı sıra bazı dezavantajlarından da bahsedilebilir. Oldukça hassas ve kırılkan oldukları için mekanik veya termal baskılarla çabucak kırılabilir olmaları, higroskopik yapıları nedeniyle nemden çabuk etkilenmeleri ve hızlı sıcaklık değişimleri NaI(Tl) kristalinin dezavantajları olarak gösterilebilir. Bununla birlikte, genel avantajları onu neredeyse tüm rutin uygulamalar için tercih edilen sintilatör malzeme haline getirmiştir. Tablo 1’de bazı sintilasyon kristallerin özellikleri verilmiştir (34).

Tablo 1. Nükleer tıpta kullanılan bazı sintilasyon kristallerin özellikleri

	NaI(Tl)	BGO	LSO(Ce)	CsI(Tl)
Yoğunluk (g/cm^3)	3.67	7.13	7.40	4.51
Efektif atom numarası	50	73	66	54
Azalım zamanı (ns)	230	300	40	1000
Foton verimi/KeV	38	8	20-30	52
Kırılma indeksi	1.85	2.15	1.82	1.80

2.2.3. Fotoçoğaltıcı Tüp (PMT)

Fotoçoğaltıcı tüp (PMT), sintilasyon kristalinden üretilen düşük sinyalli fotonları yükselterek elektrik akımına dönüştürülmesini ve sayılabilir hale getirilmesini sağlar (58). Bir PM tüpü Şekil 9’da verildiği gibi bir vakumlu cam tüp içerisinde, bir uçta ışığa duyarlı

bir foto katot, ortada “dinotlar” olarak bilinen bir dizi metalik elektrot ve diğer uçta bir anottan oluşur (59). Fotokatot, ışık fotonlarını emerek elektronları serbest bırakan bir alaşım içerir. Bu alaşım genellikle bir sezyum ve antimon alaşımı (CsSb) veya hafif fotonların emilmesinden sonra elektronları serbest bırakan diğer bialkali metallerden oluşur. PM tüpü, fotokatodun kristale doğru bakan tarafıyla NaI(Tl) kristaline özel bir optik yağ veya ışık boruları kullanılarak bağlanır (44).



Şekil 9. Fotoçoğaltıcı tüp (PMT)

NaI(Tl) kristalinden gelen ışık fotonları fotokatoda çarptığında, fotokatottan 7-10 ışık fotonu başına yaklaşık bir ya da üç fotoelektron üretilir. Bu fotoelektronların her biri, ilk olarak dinota doğru hızlandırılır ve çarpışma üzerine iki ya da dört elektron yayar. Hızlandırılmış elektronlar ardışık dinotlara çarpar ve daha fazla elektron yayılır (60). Çarpma işlemi, 10^5 - 10^8 elektronluk bir darbenin üretildiği son dinoda ulaşılan kadar devam eder. Darbe daha sonra anoda çekilir ve son olarak ön yükselticiye iletilir. Darbenin genliği, fotokatot tarafından alınan ışık fotonlarının sayısı ve dolayısıyla detektörde soğurulan γ -ışını fotonunun enerjisiyle orantılıdır (61).

2.3. Kalite Kontrol Testleri

Nükleer tıpta görüntü kalitesi, tanı koyma sürecinde anatomik veya fonksiyonel bilgilerin tam ve doğru bir şekilde iletebilmesi ile ilgili bir kavramdır. Optimize edilmiş

görüntü kalitesi doğru tanı ve tedavi için son derece önemlidir (62). Nükleer tıpta hastalıkların doğru teşhisinin sağlanması, cihazın düzenli zaman aralıklarında kalite kontrol testlerinin yapılmasını gerektirmekte olup bu testler günlük, haftalık, aylık ve yıllık gibi sınıflara ayrılmaktadır. Bu kalite kontrol testleri SPECT sisteminin performans parametrelerini (Enerji çözünürlüğü, hassasiyet, gürültü, uzamsal çözünürlük, kontrast) içerir (63).

Bu testler, yetkili sağlık fizikçileri tarafından yapılır. Her test sonrasında elde edilen sonuçlar kaydedilir ve bir önceki test sonuçları ile karşılaştırılır. Bu sayede, farklı markalara sahip gama kameralarında bile, kullanılan radyoaktif madde, dozaj, kalite kontrol esnasındaki cihaza uzaklık gibi ölçütlerdeki farklılıklar göz önünde bulundurulabilir.

Tablo 2’de gösterildiği gibi bu kalite kontrol testlerinde NEMA (National Electrical Manufacturers Association) ve IAEA (International Atomic Energy) kuruluşları, ne tür testlerin hangi sıklıkta ve nasıl yapılması gerektiğini belirleyerek belirli standartlar oluşturmuştur. Bu standartlar, nükleer tıp alanında kullanılan gama kameraların güvenilir ve doğru sonuçlar vermesini sağlar (64).

Tablo 2. SPECT gama kamera sisteminde yapılması gereken testler ve bağımsız kuruluşlarca önerilen uygulama sıklıkları

SPECT	IAEA	NEMA
Dönme merkezi	K+H/A	H/A
Piksel boyutu	K+1/2Y	K +1/2Y
SPECT üniformitesi	K+1/2Y	
Havadaki SPECT çözünürlüğü	K+1/2Y	K +1/2Y
Saçılmalı SPECT çözünürlüğü	K+1/2Y	*
SPECT görüntü kontrastı	K+1/2Y	1/2Y
Kesit kalınlığı	K+1/2Y	
Dönme sırasındaki hassasiyet/üniformite	K	
Planar Test	IAEA	NEMA
Pik	G	
Arka plan sayım hızı	G	
Düzlemsel üniformite	G	
Kolimatörsüz rezolüsyon ve linearite testi	K+1/2Y	K
Enerji rezolüsyon		K
Sistem üniformite	K+1/2Y	
Sistem rezolüsyon	K+W	K
Sistem planar sensitivite	K+1/2Y	K
Sistem sayım hızı, saçılmalı		K
Tüm vücut sistem rezolüsyonu		K
Tüm vücut tarama stabilitesi		
Kolimatör penetrasyonu ve saçılması		K
K: Kabul, G: Günlük, H: Haftalık, A: Aylık, Q: 3 ayda bir, 1/2Y: 6 ayda bir, Y: Yıllık, *: İsteğe bağlı		

2.3.1. Hassasiyet

Hassasiyet (verimlilik), birim aktivite başına tespit edilen sayım oranıdır. Bu oran Eşitlik 6 ile verilir. Bu parametre belirli bir bölgede bulunan radyoaktif kaynaktan yayımlanan gama ışınlarının cihaz tarafından ne kadar hassas bir şekilde tespit edilebildiği hakkında bilgi verir (65, 66).

$$\text{Hassasiyet} = \frac{\text{Sayım}}{\text{Zaman} \times \text{Aktivite}} \times 100 \quad (\text{Eşitlik 6})$$

SPECT sistem hassasiyeti, kolimatörün geometrik verimliliği, dedektörün içsel verimliliği, enerji penceresi ayarları ve sistemdeki ölü zamanı gibi birçok faktöre bağlıdır. Ayrıca hassasiyet ve uzamsal çözünürlük parametresi arasında ters orantılı bir ilişki bulunmaktadır. Yüksek hassasiyette bir sistem daha düşük bir çözünürlüğe sahiptir. Bu

nedenle, kolimatör seçiminde hassasiyet ve uzamsal çözünürlük arasındaki denge, görüntü kalitesinde önemli bir rol oynamaktadır (67).

2.3.2. Uzamsal Çözünürlük

Bir SPECT sisteminde uzamsal çözünürlük, bir objenin görüntüsünü aslına değiştirmeden doğru bir şekilde yeniden üretebilme kabiliyetinin bir ölçüsüdür. Böylece objenin radyoaktivite dağılımındaki farklılıkları açık bir şekilde gösterebilir. Deneysel olarak bakıldığında uzamsal çözünürlük, SPECT sistem tarafından algılanabilen bir görüntüdeki iki nokta arasındaki minimum mesafe olarak tanımlanabilir.

Bir gama kamerasının toplam uzamsal çözünürlüğü (R_0), üç bileşenden oluşur. Bunlar; kolimatör çözünürlüğü (R_g), algılama sisteminin içsel çözünürlüğü (R_i) ve dağılım çözünürlüğü (R_s) olmak üzere toplam uzamsal çözünürlük Eşitlik 7 ile ifade edilir.

$$R_0 = \sqrt{R_i^2 + R_g^2 + R_s^2} \quad (\text{Eşitlik 7})$$

Sistemin uzamsal çözünürlüğünün değerinin düşük olması, gama kameranın ayırt etme gücünün daha iyi olması anlamına gelmektedir (44).

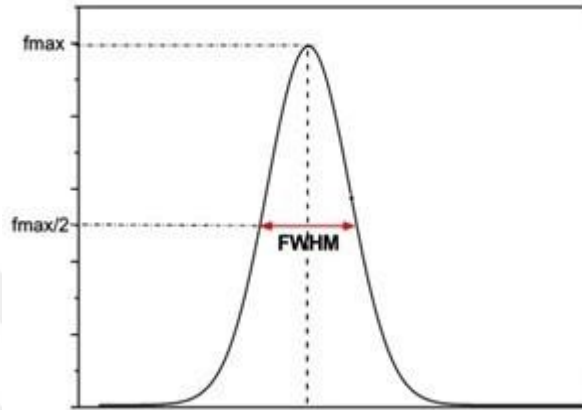
Uzamsal çözünürlük, dedektör genişliği, görüntü matrisi ve piksel sayısı, kaynak-kolimatör mesafesi ve dedektör kristal kalınlığı faktörlerine bağlı olarak değişmektedir (68). SPECT dedektör sisteminde kolimatör deliklerinin uzunluğu arttırılarak ya da deliklerin çapı azaltılarak uzamsal çözünürlük arttırılabilir. Ayrıca yine en iyi çözünürlüğün sağlanması için hastanın kolimatöre yakın konumlandırması gerekmektedir (44).

2.3.3. Enerji Çözünürlüğü

Enerji çözünürlüğü, bir sistemin farklı enerjilere sahip iki gama fotonunu birbirinden ayırt edebilme yeteneğini ifade eder. Gama kamera sistemlerinde enerji çözünürlüğü, dedektörün gama fotonları arasındaki enerji farklarını ne kadar hassas bir şekilde belirleyebildiğini gösterir (69). Bir radyonüklidin enerji-sayım grafiğinde, radyonüklidin maksimum enerjisinde, dar ve keskin bir zirve oluşması beklenir. Bu zirveye "fotopik" denir ve grafiğin pik noktasıdır. Enerji çözünürlüğü, bu fotopik zirvenin yarısındaki genişliği (FWHM) ölçülerek belirlenir (Şekil 10). Daha yüksek enerji çözünürlüğü, farklı enerjilere sahip gama fotonlarının daha iyi ayrılmasını ve daha keskin zirveler elde edilmesini sağlar. Bu da görüntüleme ve analiz süreçlerinde daha doğru sonuçlar almayı mümkün kılar (70).

Tam genişlikte yarı maksimum (FWHM) olarak adlandırılan bu genişlik, radyonüklidin enerjisine (E_γ) bölünerek oransal bir değer elde edilir (71, 72). Son olarak, bu oransal değer 100 ile çarpılarak enerji çözünürlüğü yüzdesi elde edilmiş olur (Eşitlik 8).

$$\text{Enerji Çözünürlüğü (\%)} = \frac{\text{FWHM}}{E_\gamma} \times 100 \quad (\text{Eşitlik 8})$$



Şekil 10. Gauss dağılımı için FWHM (Capote'den, 67)

Daha küçük bir FWHM değeri, daha iyi bir enerji çözünürlüğünü temsil ederken, daha büyük bir FWHM değeri daha düşük bir enerji çözünürlüğe karşılık gelmektedir (34).

2.3.4. Kontrast

Görüntü kontrastı, bir nesne içindeki aktivite dağılımına karşılık gelen görüntüdeki yakın bölgeler arasındaki sayım yoğunluğundaki farkları ifade eder. Başka bir deyişle, kontrast, görüntüdeki farklı bölgelerin ne kadar belirgin olduğunu gösterir. A ve B sırasıyla anormal doku üzerinde kaydedilen sayım yoğunluğu ve çevre dokusu üzerinde kaydedilen sayım yoğunluğunu temsil etmek üzere kontrast, Eşitlik 9'da verildiği gibi ifade edilir (73).

$$\text{Kontrast} = \frac{A-B}{B} \quad (\text{Eşitlik 9})$$

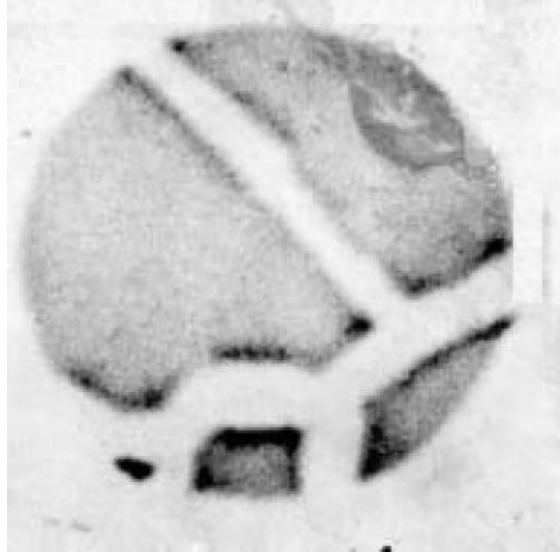
Anormal doku ile çevre dokusu arasındaki fark ne kadar büyükse, görüntü kontrastı o kadar iyidir (74). Yüksek bir kontrast, anormal bölgelerin çevresel dokudan daha kolay ayırt edilebileceği anlamına gelir. Dolayısıyla, kontrast, tıbbi görüntüleme veya nükleer tıpta belirli bir bölgenin tespit edilebilirliğini değerlendirmek için önemli bir ölçüdür (44).

2.4. Kristal Deformasyonu

Sintilasyon kristallerinin gama ışınlarıyla etkileşimleri sonucunda kristal üzerinde üç farklı hasar türü oluşabilmektedir. Bu hasarlar genellikle nokta, çizgisel ve üç boyutlu olarak tanımlanır. Noktasal kusurlar iyon boşlukları, kristal yapısının arasına eklenmiş ekstra atom veya iyonlar, renk merkezleri gibi radyasyon kaynaklı kusurlar, katkısız atomları ve bunların temel birleşimleri gibi çeşitli kusurları içerir. Çizgisel kusurlar, kristal yapıların atomsal dizilişlerinde bir çizgi boyunca görülen ve kristal yapının içinde bir çeşit kesinti veya deformasyon oluşturan kusurlardır. Üç boyutlu kusurlar ise kristal örgü içinde makroskopik olarak dahil olan (Örneğin farklı malzeme ile katkılandırılması gibi) boyutsal kusurlardır. Aktif sintilatörlerde (LSO:Ce, NaI(Tl), CsI(Tl), GSO:Ce, LaBr₃:Ce ve diğerleri) hem sintilasyon verimliliği hem de kristalin optik şeffaflığı ışınlama altında potansiyel olarak zarar görebilir. Kristal şeffaflığı genellikle ışınlama altında renk merkezlerinin oluşmasının bir sonucu olarak düşer. Bu süreç, emisyon noktasından fotodedektöre ışık taşıma verimliliğini etkiler. Radyasyon hasarının seviyesi radyasyon türüne bağlı olmakla birlikte aynı zamanda doza, doz hızı ve depolama sıcaklığı gibi etkilere de bağlıdır (6).

Dedektör kristalleri oldukça hassas ve kırılgan yapıya sahiptir, bu nedenle sıcaklık değişiklikleri ve fiziksel darbelere karşı son derece duyarlıdır. Bu kristalin bütünlüğünü korumak için, özellikle kolimatörün çıkarıldığı ve kristalin açığa çıktığı durumlarda (örneğin, kolimatör değişiklikleri, iç testler veya bakım sırasında), son derece dikkatli olunması gerekmektedir. Radyoaktif bir kaynağın dedektörün üzerine yerleştirildiği içsel testlerde, kaynağın kazara kristal yüzeyine düşmesini önlemek için, dedektörün üzerine ince bir Perspex (Lucite) kapak konulmalıdır. Böylece kristal muhafazasının kirlenmesi engellenir ve kontamine olasılığı minimuma iner (5).

Kristalin sıcaklık değişikliklerine karşı hassas olmaları nedeniyle ani sıcaklık dalgalanmalarından korunması gerekir. Şekil 11'de sıcaklık değişimine bağlı olarak meydana gelmiş termal kristal çatlağı gösterilmektedir. Sıcaklıkta izin verilen değişikliklere ilişkin genel kural, saatte maksimum 5°C'lik bir değişikliktir ve hatta bazı üreticiler saatte maksimum 3°C'lik bir değişiklik önermektedir (5, 6).



Şekil 11. Kristalde termal çatlak görüntüsü (IAEA'den, 5)

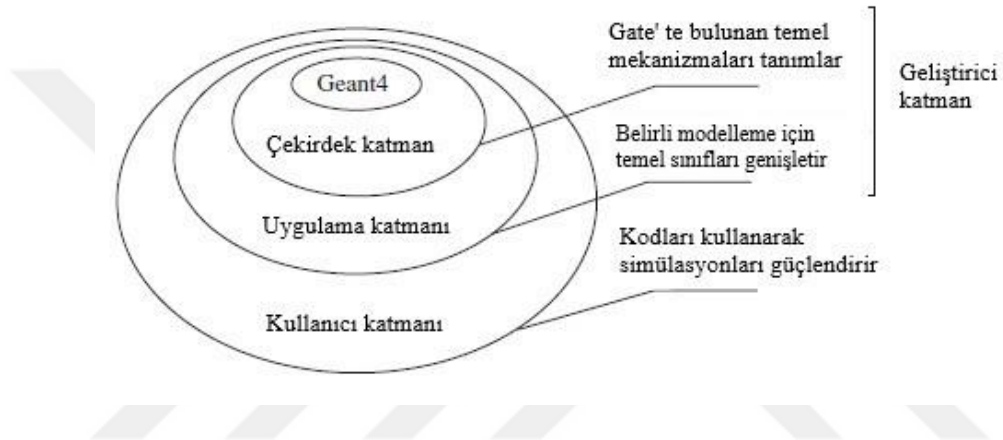
2.5. Monte Carlo Benzetim Yöntemi

Monte Carlo (MC) Simülasyonu, rastgele değişkenlerin varlığı durumunda çeşitli sonuçların olasılığını tahmin etmek için kullanılan matematiksel bir yöntemdir (75). Monte Carlo simülasyonu, tıbbi görüntüleme cihazlarının tasarımında önemli bir araç olarak kullanılır (76). Tıp alanında yüksek görüntüleme kalitesi, doğru sonuç ve hız gibi talepler, bu teknolojinin kullanımını daha da önemli kılmaktadır (77). Bu simülasyonlar, yeni cihazların tasarımına katkıda bulunmak, görüntü yeniden yapılandırma algoritmaları ve dağılım düzeltme tekniklerinin yeni uygulamalarını değerlendirmek ve tarama protokollerini optimize etmek için kullanılır (78, 79). Monte Carlo simülasyonu, gerçek dünya koşullarında tıbbi görüntüleme süreçlerinin simülasyonunu yaparak performansı değerlendirmeye yardımcı olur ve daha iyi sonuçlar elde etmek için önemli bilgiler sağlar (74).

PET ve SPECT için farklı Monte Carlo simülasyon paketleri (SIMIND, FLUKA, SimSET, EGS4, MCNP ve GEANT4) bulunmaktadır. Bu paketler güvenilir ve çok yönlü genel amaçlı simülasyon paketleridir (80). Her bir paketin avantajları, dezavantajları ve güvenilirlik düzeyleri farklıdır. Özellikle nükleer tıp alanında karmaşık tarayıcı geometrisini ve görüntüleme yapılarını modelleyebilen, genel amaçlı kodların fiziksel modelleme yeteneklerini koruyan bir Monte Carlo kodu gerekmektedir. Bu ihtiyaçları karşılamak için GEANT4 içerecek şekilde geliştirilen C++ tabanlı bir simülasyon aracı seçilmiş ve uzun vadeli destek ve bakım amacıyla OpenGATE iş birliği oluşturulmuştur (81).

2.6. OpenGATE

OpenGATE tasarımı, nükleer tıp alanındaki kullanıcıların programlama detaylarıyla uğraşmadan uygulamayı rahatlıkla kullanabilmesi ve yazılımı kullanmak için karmaşık bir C++ bilgisine ihtiyaç duyulmadan çalışmaların yapılabilmesi amaçlanarak oluşturulmuştur. Yeni gelişmelere ve değişimlere her zaman açık olan OpenGATE platformu Şekil 12’de gösterilen 3 katmandan oluşur. Bunlar geliştirici katmanı, çekirdek katmanı ve uygulama katmanıdır (82).



Şekil 12. OpenGATE'in katmanlı mimarisinin taslağı (Sarrut'dan, 83)

Bu katmanlar, OpenGATE' in en temel özelliklerini sağlayan çeşitli sınıfları içerir. Bu sınıflar, OpenGATE' in ne tür araçlar sunduğunu, geliştiricilerin ne tür işlemler yapabileceğini ve bu işlemleri nasıl gerçekleştirebileceğini tanımlar.

Çekirdek katmanı, tüm GEANT4 tabanlı simülasyonlar için ortak veya hatta zorunlu olan bazı temel sınıfları içerir. Bu sınıflar geometri oluşturma, etkileşim fizikleri, olay üretimi ve görselleştirme yönetimi gibi işlemlerde rol oynar. Bunun yanı sıra çekirdek katman zaman yönetimi, kaynak tanımı, dedektör elektroniki modellemesi ve veri çıktısı için OpenGATE' te bulunan temel mekanizmaları da tanımlar (84).

Uygulama katmanı, özel nesneleri veya işlemleri modellemek amacıyla çekirdek katmanın temel sınıflarından türetilen sınıflardan oluşur. Çekirdek katman, genel nesneleri ve işlemleri tanımlayan temel sınıfları içerirken, uygulama katmanı, özel nesneleri ve işlemleri modellemek için çekirdek sınıflarından türetilen sınıfları içerir (83). Örneğin, hacimleri temsil etmek için çekirdek katmanda bir temel sınıf bulunurken, uygulama

katmanında kutular, küreler, silindirler ve yamuklar gibi belirli hacimleri temsil eden özel sınıflar bulunur. Aynı şekilde, çekirdek katmanda hareketi temsil eden bir temel sınıf bulunurken, uygulama katmanında çeviriler, dönüşler, yörüngeler ve salınımlar gibi belirli hareket modellerini temsil eden özel sınıflar bulunur (85).

Kullanıcı katmanında GEANT4, etkileşimli olarak veya komut dosyaları aracılığıyla simülasyonları çalıştırmak için mekanizmalar sağlar. OpenGATE' in önemli bir ilkesi, her sınıfın komut yorumlayıcı sınıfına özel uzantılar sağlamasıdır; böylece sınıf tarafından sağlanan işlevsellik komut dizleri aracılığıyla kullanılabilir hale gelir. OpenGATE' in son kullanıcıları, bu nedenle herhangi bir C++ kodlama yapmak zorunda kalmamaktadırlar (86).

GEANT4, nükleer tıp uygulamalarına uyarlanmış OpenGATE simülasyon aracının bir kütüphanesidir. OpenGATE simülasyonu, ileri tıbbi görüntüleme teknolojilerinin geliştirilmesine katkıda bulunan bir araçtır. Bu simülasyon, yeni tıbbi görüntüleme cihazlarının tasarlanmasında, veri toplama protokollerinin en iyi şekilde optimize edilmesinde, görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları ile düzeltme yöntemlerinin geliştirilmesi veya değerlendirilmesinde kullanılabilir (87). OpenGATE 'in temel mekanizmaları ve genişletilebilir yapısı, araştırmacılara yeni medikal görüntüleme cihazları tasarlama, veri toplama protokollerini optimize etme ve görüntü rekonstrüksiyon algoritmalarını geliştirme gibi birçok alanda fayda sağlar (88).

2.7. GATE Çıktı Veri Formatları

OpenGATE platformunda, parçacıkların ve maddenin etkileşimleri sonucunda meydana gelen olaylarla ilgili bilgiler, sonuç olarak elde edilen verileri ifade eder. Bu veriler olayın gerçekleştiği zamana, kullanılan enerjiye, parçacıkların momentumuna ve gerçekleşen etkileşim türüne ait bilgileri içerir. Bu yazılımda özellikle görüntüleme cihazları için en sık kullanılan iki format ROOT ve ASCII (binary) formatlarıdır. Bu iki farklı format, OpenGATE kullanıcılarına çeşitli analiz ve görselleştirme seçenekleri sunarak simülasyon sonuçlarına daha iyi bir şekilde erişebilmeyi mümkün kılar. ASCII ve ROOT formatı genellikle yüksek enerji fizik simülasyonlarında ve deneylerinde veri depolamak ve analiz etmek için kullanılır (86).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasında tek foton emisyon tomografisinde sintilasyon kristallerinde oluşabilecek ölü tabaka katmanlarının (farklı ölü tabaka kalınlıkları için), düşük enerji (140 keV), orta enerji (167 keV) ve yüksek enerji (364 keV) aralıklarında görüntüleme performansına etkisi araştırılmıştır. Bu bölümde, çalışma benzetim üzerine yapıldığından öncelikle benzetim için gerekli çalışmalar, açıklamalar ve sonrasında kullanılan simülasyon aracı üzerine teknik bilgiler ve simülasyon sonrası elde edilen verilerin analizi için kullanılan yöntemler alt başlıklar halinde sıralanmıştır.

3.1. OpenGATE'de Gama Kamera Tasarım Adımları

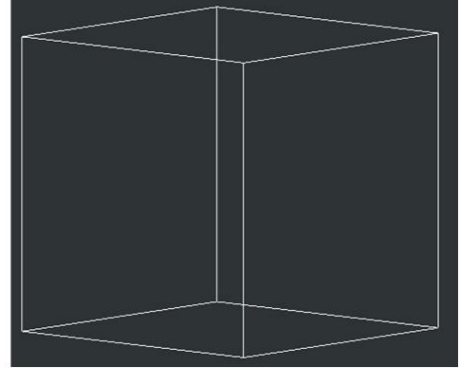
OpenGATE yapısı üç temel katmandan oluşur. Uygulamada bulunan temel mekanizmaları tanımlayan çekirdek katman, çekirdek katman sınıflarından modele özgü nesne veya işlemlere türetilen sınıflardan oluşan uygulama katmanı ve kullanıcı katmanı (88). OpenGATE platformu kullanılarak bir gama kamera sistemi tasarlamak birçok adımlardan oluşmaktadır. Bunlar: Tarayıcı geometrisini tanımlama, fantom geometrisini tanımlama, fizik süreçlerinin ayarlanması, başlatma (Initialization), sayısallaştırıcı ayarı, kaynağın ayarlanması, veri çıktısını tanımlama ve veri toplamayı başlatma adımlarıdır (86).

3.2. OpenGATE Benzetim Kodu

Bu tez çalışmasında nükleer tıpta kullanılan standart bir SPECT cihazının tasarımı GEANT4'ün tıbbi uygulamaları simülasyonunda kullanılan OpenGATE platformu kullanılarak oluşturulmuştur. Simülasyonda ilk olarak geometri tasarlanmıştır. Bu tasarım, gerçek dünyadaki fiziksel nesneleri doğru bir şekilde modellenmesini sağlar. OpenGATE'in geometri tasarımı, nesnelerin boyutları, konumları, malzeme özellikleri ve diğer parametrelerini tanımlamak için kullanılan bir süreçtir. Bu çalışmada SPECT sisteminin geometrisi aşağıda detaylandırıldığı gibi tasarlanmıştır.

Benzetimin fiziksel ortamını belirlemek için X, Y ve Z koordinatları 150 cm olan bir dünya (world) tanımlanmıştır. Dünya, simülasyonun gerçekleştiği fiziksel hacmi ifade eder. Bu hacim, tüm diğer detektör bileşenlerini ve malzemelerini içerir. Simülasyonun temel çerçevesi olan dünya hacmi, parçacıkların izleneceği, etkileşimlerin simüle edileceği ve detektör tepkimelerinin gerçekleşeceği alandır. Şekil 13'te world benzetim görüntüsü verilmektedir.

```
# WORLD
/gate/world/setMaterial Air
/gate/world/geometry/setXLength 1m
/gate/world/geometry/setYLength 1m
/gate/world/geometry/setZLength 1m
```



Şekil 13. OpenGATE'de dünya (world) hacmi benzetimi

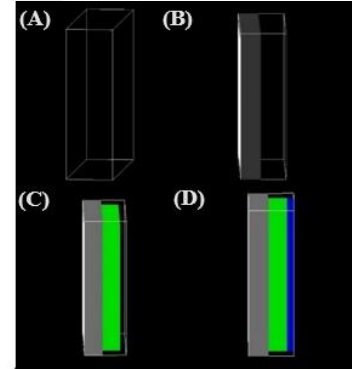
İkinci adımda SPECT cihazının (SPECT Head) adı altında geçen tarayıcı geometrisi Tablo 3'te belirlenen standart SPECT sistem boyutlarına göre tanımlanmıştır. Tarayıcı geometri, SPECT cihazının kolimatörünü, sintilasyon kristalini ve fotoçoğaltıcı tüpü içermektedir. Şekil 14'te cihazın tarayıcı geometri benzetimi verilmektedir.

```
#SPECTHead (A)
/gate/SPECTHead/setMaterial Air
/gate/SPECTHead/geometry/setXLength 6,95 cm
/gate/SPECTHead/geometry/setYLength 56,2 cm
/gate/SPECTHead/geometry/setZLength 68,5 cm
```

```
#COLLIMATOR (B)
/gate/collimator/setMaterial Lead
/gate/collimator/geometry/setXLength 35 mm
/gate/collimator/geometry/setYLength 56,2 cm
/gate/collimator/geometry/setZLength 68,5 cm
/gate/collimator/vis/setColor gray
```

```
# CRYSTAL (C)
/gate/crystal/setMaterial NaI
/gate/crystal/geometry/setXLength 9.5 mm
/gate/crystal/geometry/setYLength 47,0 cm
/gate/crystal/geometry/setZLength 59,3 cm
gate/crystal/vis/setColor green
```

```
#COMPARTMENT (D)
/gate/compartiment/setMaterial Glass
/gate/compartiment/geometry/setXLength 25 mm
/gate/compartiment/geometry/setYLength 47,0 cm
/gate/compartiment/geometry/setZLength 59,3 cm
/gate/compartiment/vis/setColor blue
```



Şekil 14. SPECT sisteminin tarayıcı geometrisi

Tablo 3. Tasarlanan SPECT cihazının geometrik boyutları

Dedektör	Görüş alanı (FOV) : 530×390 mm
Kristal	Boyut : 58.5×470 mm Kalınlık : 9.5 mm
Fotoçoğaltıcı Tüp (PMT)	Boyut : 58.5×470 mm Kalınlık : 25 mm

Çalışmada kullanılan üç farklı enerjili radyoizotop (^{99m}Tc , ^{201}Tl , ^{131}I) için kullanılan LEGP, MEGP ve HEGP kolimatörlerinin boyutları Tablo 4'te verilmiştir.

Tablo 4. Düşük, orta ve yüksek enerji için kullanılan kolimatörlerin teknik özellikleri

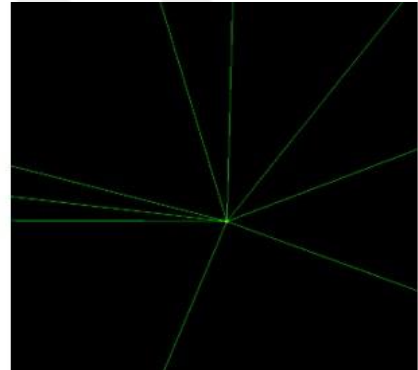
KOLIMATÖR	LEGP	MEGP	HEGP
Kolimatör boyutu (mm)	685x562	685x562	685x562
Delik şekli (mm)	Altıgen	Altıgen	Altıgen
Delik uzunluğu (mm)	35	35	55
Delik çapı (mm)	1.9	2.5	3.4
Septa kalınlığı (mm)	0.2	1.4	1.6
Kolimatör malzemesi	Kurşun	Kurşun	Kurşun

SPECT cihazının benzetiminin üçüncü adımında, çalışmada kullanılan noktasal kaynakların benzetim kodu yer almaktadır. ^{99m}Tc (140 keV), ^{201}Tl (167 keV) ve ^{131}I (364 keV) kaynakların benzetim kodu Şekil 15'te gösterilmektedir.

```

/gate/source/addSource  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$ 
/gate/source/tc99m_0/gps/particle gamma
/gate/source/tc99m_0/setActivity 0.5 mCi
/gate/source/tc99m_0/gps/energytype Mono
/gate/source/tc99m_0/gps/monoenergy 140 keV, 167keV, 364keV
/gate/source/tc99m_0/gps/type Point
/gate/source/tc99m_0/gps/angtype iso

```



Şekil 15. Kaynakların benzetim kodu

Sistem benzetiminin dördüncü aşaması fizik süreçlerinin ayarlanmasını içermektedir. Bu aşamada SPECT sisteminin tarayıcı geometrisi ve kullanılan radyoizotop kaynakları tanımladıktan sonra SPECT sistem kristalinin gama ışınlarıyla etkileşim süreçleri belirlenmektedir. Bu etkileşim süreçleri, GEANT4'te yapılmış olan hazır etkileşim modellerine göre seçilmektedir. Etkileşim modelleri, yayınlanan radyasyonlar ve parçacıklar için farklı etkileşim türlerini tanımlar. Önceden tamamlanan dört adım beşinci (Başlatma) adımla başlatılır. OpenGATE platformu, dedektörün kristallerinde gerçekleşen etkileşimlerden üretilen analog sinyallerini dijital sinyallere çevirmek için çok sayıda

sayısallaştırıcı modülleri (adder, readout, comptone adder, blurring. energy blurring vb.) sağlamaktadır. Altıncı adımda, OpenGATE platformunda hazır olan sayısallaştırıcı modüllerinin özellikleri nasıl kullanıldığı tanıtılır. Sayısallaştırıcı modüllerinde elde edilen çıktı veri format türlerini seçilmesi yedinci aşama olarak temsil edilmektedir. Görüntüleme SPECT cihazının simülasyonlarında kullanıma en çok ihtiyaç duyulan dosya formatları ROOT ve ASCII (binary) dir. Ek olarak, elde edilen görüntü çıktı verisi de (projeksiyon) bu aşamada temsil edilmektedir. Veri toplama (data acquisition) başlatılması yoluyla, gerçek yaşam deneyinde olduğu gibi simülasyonun tanımlanması ifadesini vermektedir. Bunda da zaman periyodunu tanımlayan bir zaman dilimi parametresine ihtiyaç duyulur. Kullanıcı, setTimeStart ve setTimeStop komutlarını kullanarak alımın başlangıcını ve sonunu tanımlamalıdır. Burada anlatılan tüm süreçlerin OpenGATE platformunda kullanılan kodlama örnekleri Şekil 16’da verilmektedir.

A) <pre> /gate/physics/addPhysicsList emstandard /gate/physics/addPhysicsList emstandard_opt1 /gate/physics/addPhysicsList emstandard_opt2 /gate/run/initialize </pre> C) <pre> /gate/output/root/enable /gate/output/root/setFileName FILENAME /gate/output/root/setRoot SinglesAdderFlag 1 veya 0 /gate/output/root/setRootSinglesBlurringFlag 1 veya 0 /gate/output/root/setRootSinglesSpBlurringFlag 1 veya 0 /gate/output/projection/enable /gate/output/projection/setFileName FILE NAME /gate/output/projection/projectionPlane YZ /gate/output/projection/pixelSizeY mm /gate/output/projection/pixelSizeX mm /gate/output/projection/pixelNumberY 1024 /gate/output/projection/pixelNumberX 1024 </pre>	B) <pre> /gate/digitizer/Singles/insert readout /gate/digitizer/Singles/readout/setDepth 1 /gate/digitizer/Singles/insert blurring /gate/digitizer/Singles/blurring/setResolution 0.10 /gate/digitizer/Singles/blurring/setEnergyOfReference 140 keV gate/digitizer/Singles/insert spblurring gate/digitizer/Singles/spblurring/setSpresolution 2 mm gate/digitizer/Singles/spblurring/verbose </pre> D) <pre> /gate/application/setTimeSlice /gate/application/setTimeStop </pre>
--	--

Şekil 16. OpenGATE platformunda kullanılan kodlama örnekleri (A) OpenGATE etkileşim süreci kodları. (B) OpenGATE sayısallaştırıcı modülü kodları. (C) OpenGATE çıktı veri format türü kodları. (D) OpenGATE’de sayımı başlatma ve bitirme kodları

3.3. Kristal Ölü Tabaka Tasarımı

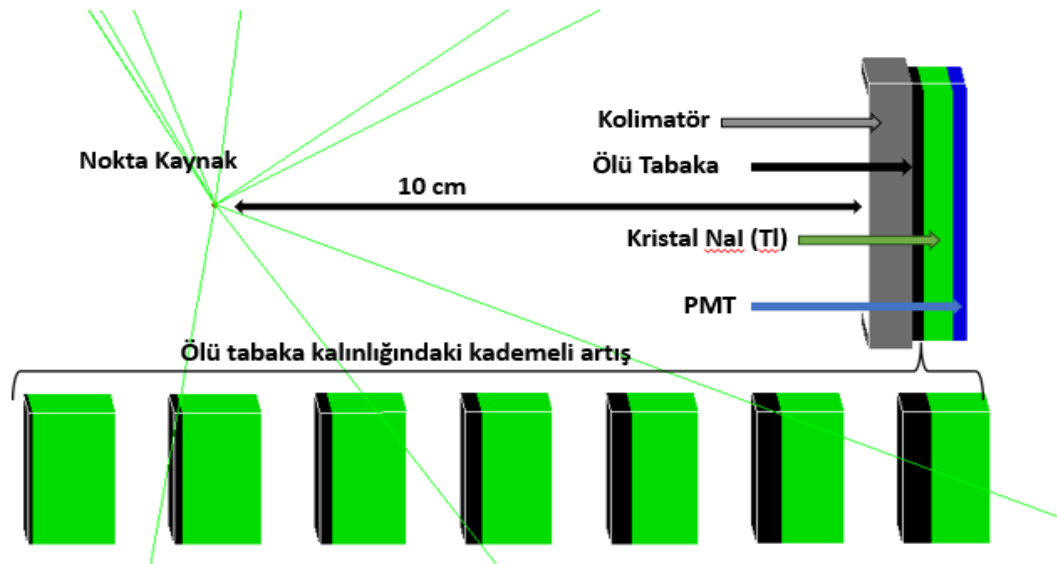
Bu çalışmada 9.5 mm kalınlığındaki NaI(Tl) kristalinde 0.19 mm kalınlıkta ölü tabaka katmanları tanımlanarak ölü tabakanın SPECT sistem performansına etkileri sistematik bir şekilde incelenmiştir. Her aşamada referans kalınlığın %2’si kadar (0.19 mm)

kristal kalınlığı, ölü tabaka kalınlığı olarak eklenmiştir. Tablo 5'te bu çalışmada kullanılan sintilasyon kristali ve kristalin ölü tabaka kalınlık değerleri listelenmektedir.

Tablo 5. NaI(Tl) kristali ve kristalin ölü tabaka değerleri

Referans kalınlığa göre yüzde değişim (%)	Ölü tabaka kalınlığı (mm)	Kristal kalınlığı (mm)
-	-	9.5 (Referans)
2	0.19	9.31
4	0.38	9.12
6	0.57	8.93
8	0.76	8.74
10	0.95	8.55
12	1.14	8.36
14	1.33	8.17
16	1.52	7.98

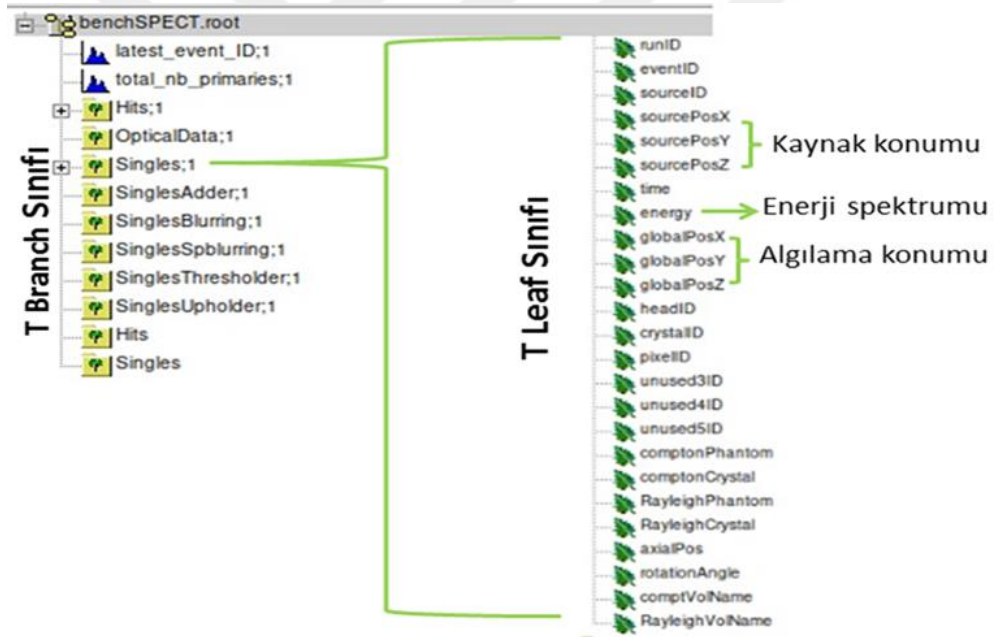
Farklı kristal ölü tabakalarının, SPECT sistem performansına (Hassasiyet, uzamsal çözünürlük, enerji çözünürlüğü) etkisini belirlemek için kullanılan 0.5 mCi noktasal kaynakları SPECT sisteminden 10 cm uzaklıkta yerleştirilerek ve her bir noktasal kaynak için 40 saniye sayım yapılarak veriler alınmıştır (Şekil 17).



Şekil 17. Kristal ölü tabakasının kademeli artışının gösterimi

3.4. Simülasyon Sonuçlarının Analizi

Monte Carlo simülasyonunda kullanılan ROOT sınıfı, T Tree sınıfı adı verilen bir yapıyı içerir. T Tree sınıfı, birçok T Branch sınıfı tarafından oluşturulur. Her bir T Branch sınıfı ise içinde bir dizi Leaf sınıfını barındırır (89, 90). Şekil 18’de gösterildiği OpenGATE platformunda, T Branch sınıfları, sayısallaştırıcı modellerdeki her adımın sonucunu temsil eder. Bu adımlar, örneğin darbe (hit) ve sinyal (single) gibi, simülasyon sürecinin farklı aşamalarına karşılık gelir. Bu aşamalardaki veriler ve sonuçlar, T Leaf sınıfı olarak adlandırılan veri yapısı içinde kaydedilir. T Leaf sınıfları, sayısallaştırıcı modelinin sonucuyla ilgili bilgileri içerir. Bu bilgiler (enerji spektrumu, algılama konumu, kaynak konumu ve etkileşim sayısı ve türü gibi) görüntülerin uzaysal çözünürlüğünü, homojenliği ve hassasiyetini değerlendirmek amacıyla kullanılır (83, 91).



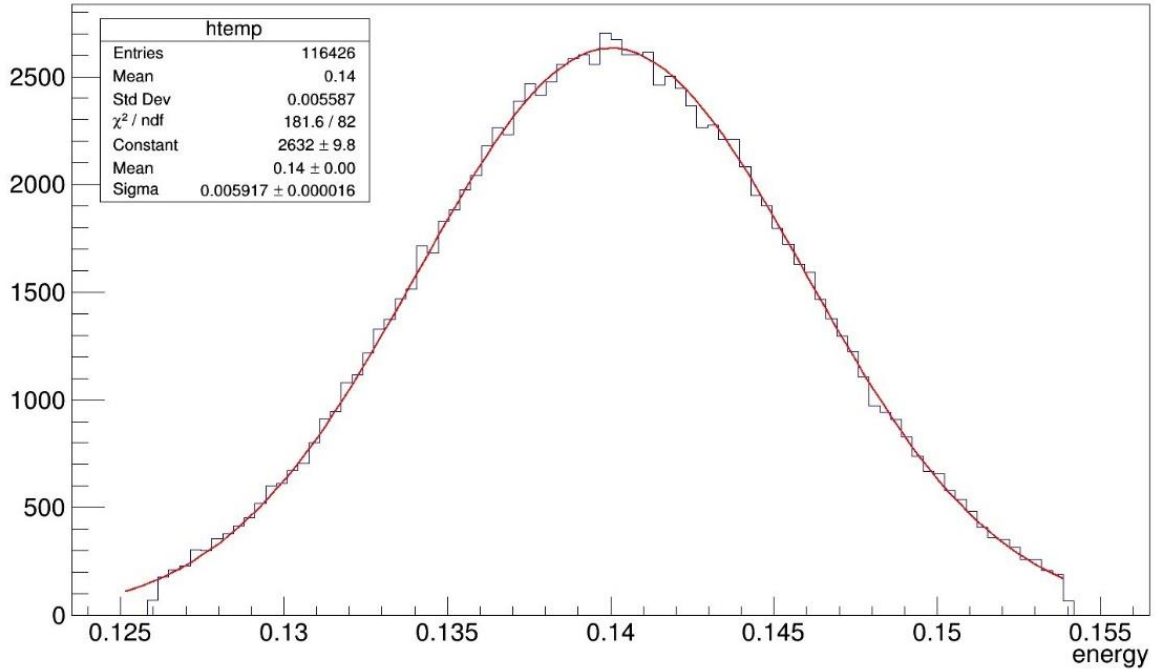
Şekil 18. OpenGATE platformunda ROOT Tree sınıfı yapısı

Bir radyoaktif kaynak üzerinde tekrar eden ölçümler yapıldığında bu ölçümler sonucunda ortalama bir sayı elde ediliyorsa ve bu ortalama değer fazla ise, bu dağılım yaklaşık olarak bir Gauss dağılımı ile ifade edilir (38). Bu dağılımdaki ortalama değer σ (sigma) ile verilir. Gauss şeklindeki bir eğri için standart sapma Şekil 19’da verilen enerji spektrumunun genliği kristalde biriken enerjiye bağlıdır. Alınan görüntüde gama ışınının bir veya birden fazla etkileşim yoluyla tüm enerjisini dedektörde biriktirdiği bir tepe noktası

görülmektedir. Ayrıca compton saçılmaları sonucu enerji kaybının yaşandığı düşük enerjili geniş bölgeler de bulunmaktadır. Bu bölgeler kristalde biriken enerjinin elektrik sinyaline dönüştürülmesindeki istatistiksel dalgalanmalardan kaynaklanmaktadır (92).

3.4.1. Hassasiyet Analizi

Hassasiyet parametresi için Şekil 18’de bahsedilen ROOT sınıflarından singles sınıfı içindeki makro kodunda belirlenen enerji penceresi aralığında her bir noktasal kaynak için enerji spektrumundan elde edilen sayımların ROOT çıktısı Şekil 19’da verilmektedir. Bu sayımlar Eşitlik 6’da kullanılarak hassasiyet verileri elde edilmiştir.

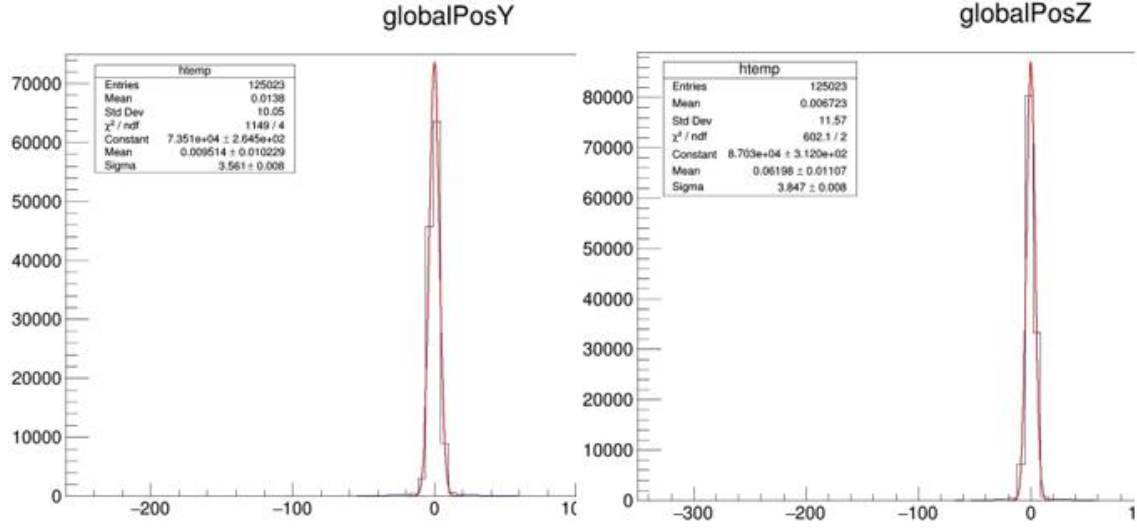


Şekil 19. 9,5 mm kristal kalınlığı için yapılan OpenGATE benzetim sonuçlarının ROOT programında elde edilen enerji spektrumu

3.4.2. Uzamsal Çözünürlük Analizi

Uzamsal çözünürlük için ROOT sınıfı SinglesSpBlurring klasörü içindeki X ve Y etkileşim profil spektrumları Şekil 20’de verildiği gibi fitlenerek elde edilen sigma değerleri Eşitlik 8’den faydalanılarak FWHM değerleri hesaplanmıştır. Bu değerlerin ortalamaları alınarak uzamsal çözünürlük verileri elde edilmiştir.

Şekil 20’de düşük enerjili ^{99m}Tc kaynağı kullanılarak yapılan benzetim çıktılarından uzamsal çözünürlük parametresinin ROOT programında spektrum görüntüleri verilmiştir.



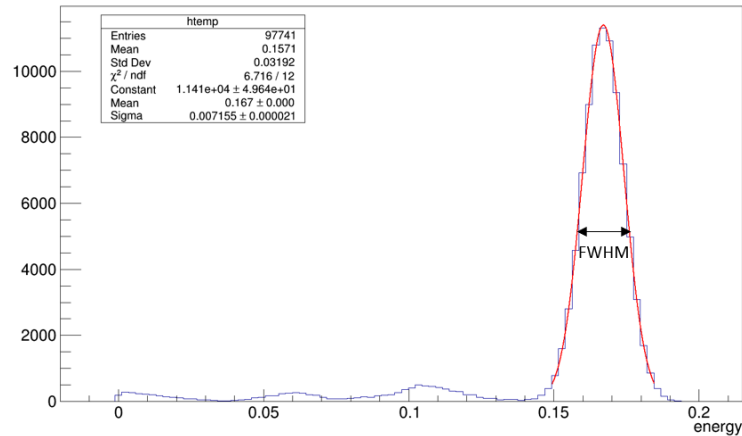
Şekil 20. X ve Y etkileşim profili

3.4.3. Enerji Çözünürlüğü Analizi

Enerji çözünürlüğü analizi için ROOT sınıfından SinglesBlurring klasörünün içindeki energy spektrumu üzerinde fitleme yapılarak sigma değeri elde edildi. Sigma değeri Eşitlik 10'da yerine yazıldı ve FWHM değeri hesaplandı. Elde ettiğimiz FWHM değerini ve spektrumdan alınan mean (pik noktasının maksimumu) değerini Eşitlik 8'den yararlanarak enerji çözünürlüğü hesaplandı.

$$\text{FWHM} = 2,35\sigma \quad (\text{Eşitlik 10})$$

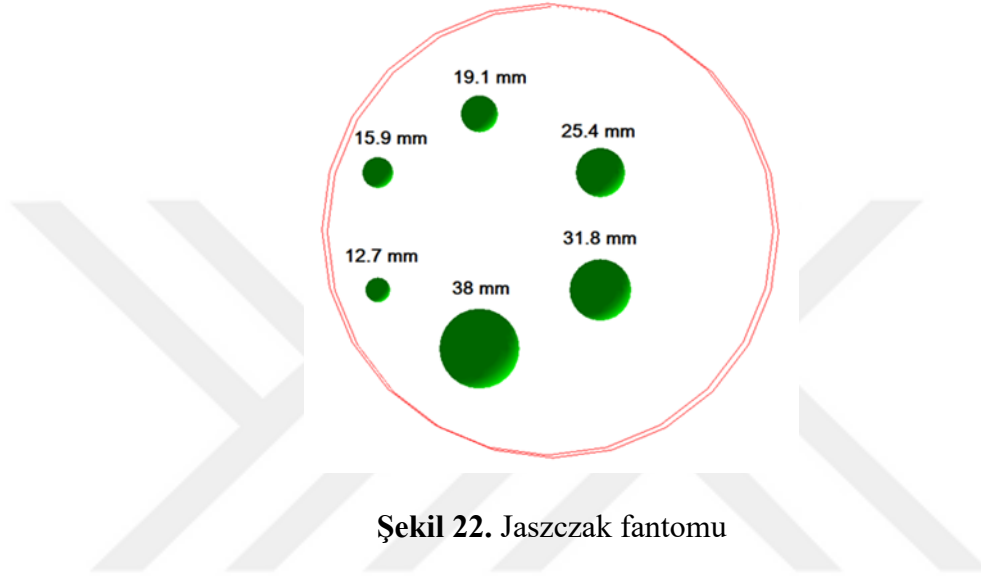
Burada bahsedilen enerji çözünürlüğü parametresinin ROOT programında spektrum görüntüsü Şekil 21'de verilmektedir.



Şekil 21. Enerji blurring spektrumu

3.4.4. Kontrast Analizi

Görüntü kontrastı performans bulguları NEMA (Ulusal Elektrik Üreticileri Birliği) kalite kontrol testlerine dayanarak Jaszczak fantomu kullanılarak değerlendirilmiştir. Şekil 22'de gösterildiği gibi, Jaszczak fantomu farklı çaplarda (12.7, 15.9, 19.1, 25.4, 31.8 ve 38 mm) altı küre içeren bir silindirdir.



Şekil 22. Jaszczak fantomu

Görüntü kontrastını değerlendirmek için soğuk küreler sıcak arka plan analizi yöntemi uygulanmıştır. Görüntü kontrast analizi 40 saniyelik simülasyon süresince iki durum için yapılmıştır. Bunlardan biri SPECT'in 0 mm ölü tabakalı (yani ölü tabaka olmadan) sintilasyon kristali için diğeri ise %16 ölü tabakaya sahip kristal içindir. Fantomun arka planı 3.7 MBq aktiviteli ^{99m}Tc ile doldurulur ve dolayısıyla fantomun arka planı ile küresi arasında spesifik aktivite açısından 1/10'lık bir oran vardır (93, 94). Görüntü rekonstrüksiyonu ve görüntü kontrastının değerlendirilmesi için Image J programındaki NEMA araçları kullanılmıştır. Bölüm 2.3.4'te Eşitlik 9'dan yararlanılarak kontrast hesaplanmıştır.

4. BULGULAR ve TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, nükleer tıp uygulamaları benzetiminde kullanılan Monte Carlo tabanlı GEANT4 platformu OpenGATE uygulaması kullanılarak, SPECT sistem performans parametrelerine sistem kristalin üzerinde oluşan ölü katmanların etkisi araştırılmıştır. Bunu için, ilk olarak standart SPECT sisteminin orijin (9.5 mm) kristali kalınlığında farklı enerjili üç noktasal kaynak (^{99m}Tc , ^{201}Tl ve ^{131}I) kullanarak performans parametreleri incelenmesi sonrası, standart SPECT cihaz sintilasyon kristali üzerine ölü katmanları ekleyerek hassasiyet, uzamsal çözünürlüğü, enerji çözünürlüğü ve kontrast parametreleri incelenmiştir. Çalışmada kullanılan SPECT sistem modeli literatürde bulunan standart SPECT sistemlerine dayanarak simüle edilmiştir. Hassasiyet, uzamsal çözünürlük, enerji çözünürlüğü ve kontrast parametreleri için düşük orta ve yüksek enerjide bu nicelikler dört bölüm halinde detaylı bir şekilde verilmektedir.

4.1. Hassasiyet Sonuçları

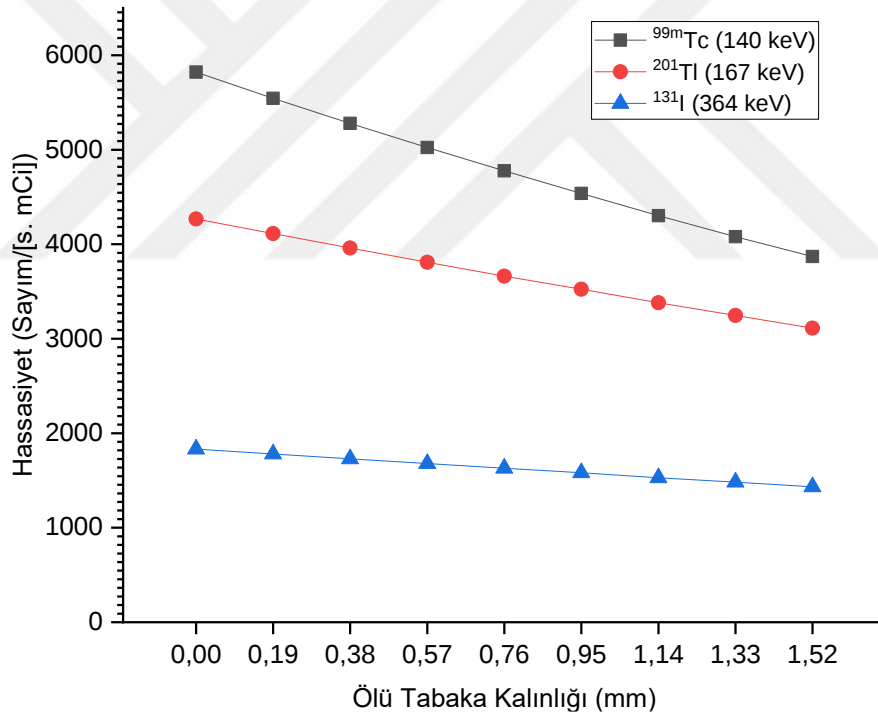
40 saniyelik görüntülemeler sonucu ^{99m}Tc (140 keV), ^{201}Tl (167 keV) ve ^{131}I (364 keV) noktasal kaynaklar için sistem tarafından tespit edilen sayımlara karşılık hesaplanan hassasiyet değerleri Tablo 6’da verilmektedir. Tablo 6’daki bu değerler görsel karşılaştırma için Şekil 23’te kullanılmıştır.

Tablo 6. Düşük (^{99m}Tc), orta (^{201}Tl) ve yüksek (^{131}I) gama enerji değerleri için hesaplanan SPECT hassasiyet değerleri

Kristal kalınlığı (mm)	Ölü tabaka (mm)	Hassasiyet (sayım/ [s.mCi])		
		^{99m}Tc	^{201}Tl	^{131}I
9.50	0.00	5821.3	4267.8	1831.3
9.31	0.19	5543.1	4111.8	1780.9
9.12	0.38	5278.5	3959.6	1729.5
8.93	0.57	5023.9	3809.3	1679.4
8.74	0.76	4776.1	3662.5	1629.6
8.55	0.95	4537.9	3523.4	1581.2
8.36	1.14	4301.9	3379.7	1528.9
8.17	1.33	4080.0	3246.7	1482.1
7.98	1.52	3869.7	3111.9	1433.6

Şekil 23’te verilen grafikte kristaldeki ölü tabaka kalınlığının artışı ile düşük, orta ve yüksek gama enerjilerinde sistem hassasiyetinin belirgin şekilde düştüğü görülmüştür.

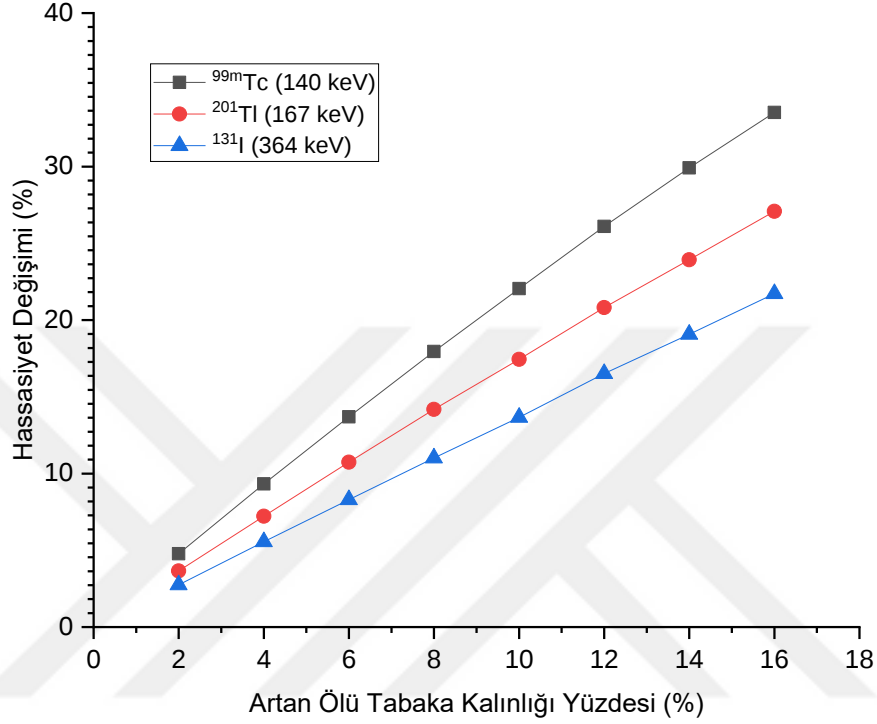
Ölü tabaka kalınlığı 0.19 mm'den 1.52 mm'ye çıkarken hassasiyet, düşük enerji için 5821.3 sayım/s.mCi değerinden 3869.7 sayım/s.mCi'ye kadar düşmüştür. Orta enerji için bu azalım 4267.8 sayım/s.mCi' den 3111.9 sayım/s.mCi' e kadar değişmiş olup yüksek enerji için bu değişim 1831.3 sayım/s.mCi'den 1433.6 sayım/s.mCi'ye kadar olmuştur. Şekil 23'ten anlaşılabacağı üzere ölü tabaka kalınlığının hassasiyeti ciddi anlamda etkilediği görülmektedir. Bu bulgular aynı zamanda en fazla değişimin düşük enerji (^{99m}Tc) için olduğunu göstermektedir. Düşük gama enerji değerleri için sistem hassasiyeti orta ve yüksek enerjilere göre daha fazla etkilenmektedir. Bunun sebebi düşük enerjide fotonların kristalle etkileşimleri (uyarılma veya iyonizasyon) yüksek enerjiye göre daha fazla olmasıdır (26). Yüksek enerjilerde bu etkileşimlerin olasılığı azaldığından en az değişim (364 keV) enerji değeri ile ^{131}I radyoizotopu için görülmüştür.



Şekil 23. Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek enerjiler için hassasiyet değişimi

Şekil 24'te ölü tabaka kalınlığının kristal kalınlığına göre yüzdelik artışına bağlı olarak, düşük (140 keV), orta (167 keV) ve yüksek (364 keV) enerjide hassasiyetteki yüzdelik değişimleri gösterilmektedir. Grafikte görüldüğü üzere üç enerji için ölü tabaka kalınlığı arttıkça hassasiyet yüzdelisinde artış olmaktadır. Düşük enerjili (140 keV) ^{99m}Tc için bu değişim (%4.78-%33.53) aralığında olup orta enerjili (167 keV) ^{201}Tl için bu yüzdelik

değişim (%3.66-%27.08) ve yüksek enerjili (364 keV) ^{131}I için (%2.75-%21.72) aralığındadır. Burada alınan sonuçlar ile literatürde yapılan çalışmalar beklendiği gibi uyum içerisinde (95, 96).



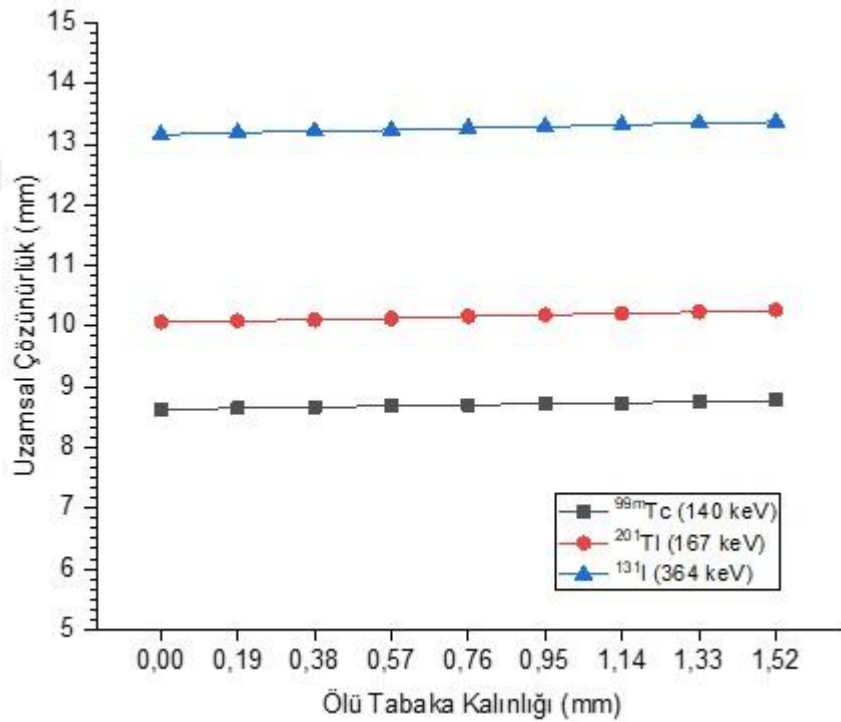
Şekil 24. Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek enerjiler için hassasiyet değişim yüzdeleri

4.2. Uzamsal Çözünürlük Sonuçları

SPECT benzetim sisteminde 40 saniyelik görüntüleme sonrası düşük, orta ve yüksek gama enerjileri için uzamsal çözünürlük değerleri Tablo 7’de verilmiştir. Şekil 25’te ölü tabaka kalınlığının artışı ile düşük, orta ve yüksek enerjilerinde SPECT uzamsal çözünürlük değerlerinin değişimleri görülmektedir. Ölü tabaka arttıkça her üç enerji için uzamsal çözünürlük bozulmasında çok az artışlar görülmektedir. Tablo 7 ve Şekil 25’te görüldüğü üzere uzamsal çözünürlük değerindeki en fazla bozulma düşük enerjidedir. Bunun sebebi düşük enerjili gama ışınlarında çoklu saçılma olasılığının ve dağınık radyasyonların artış göstermesi olarak değerlendirilebilir (96). Bölüm 2.3.2’de bahsedildiği gibi uzamsal çözünürlük değerinin yüksek olması gama kameranın ayırt etme gücünün daha az olduğu anlamına gelmektedir.

Tablo 7. Düşük (^{99m}Tc), orta (^{201}Tl) ve yüksek (^{131}I) gama enerji değerleri için hesaplanan SPECT uzamsal çözünürlük değerleri

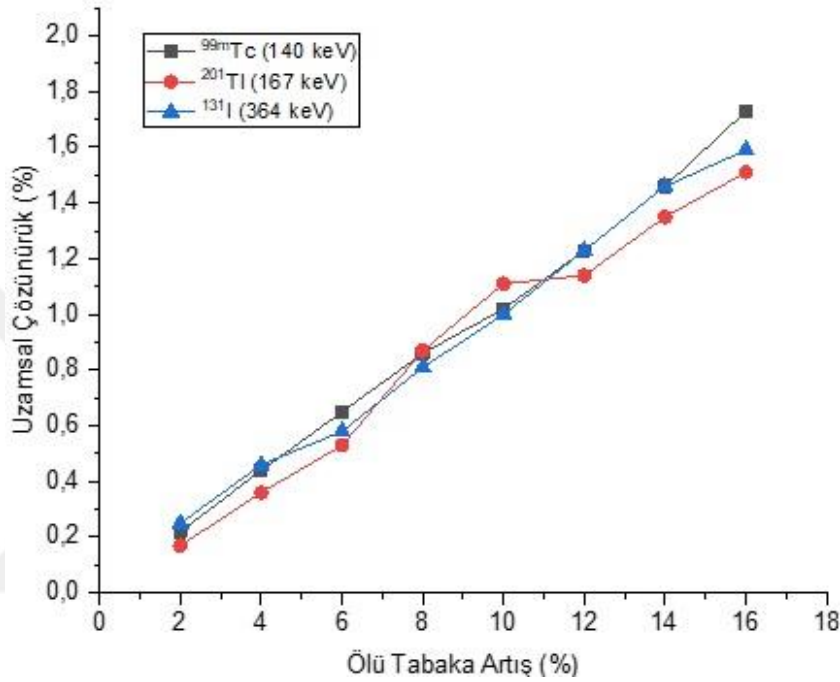
Kristal kalınlığı (mm)	Ölü tabaka (mm)	Uzamsal Çözünürlük (mm)		
		^{99m}Tc	^{201}Tl	^{131}I
9.5	0	8.629	10.965	13.158
9.31	0.19	8.648	10.984	13.191
9.12	0.38	8.667	11.005	13.218
8.93	0.57	8.686	11.023	13.234
8.74	0.76	8.703	11.060	13.265
8.55	0.95	8.717	11.087	13.289
8.36	1.14	8.735	11.090	13.320
8.17	1.33	8.755	11.113	13.349
7.98	1.52	8.778	11.131	13.367



Şekil 25. Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek gama enerjileri için uzamsal çözünürlük değişimi

Şekil 26'da ölü tabaka kalınlığının yüzdelik artışına bağlı olarak, düşük, orta ve yüksek gama enerji değerleri için SPECT uzamsal çözünürlük değerlerindeki yüzdelik değişimleri görülmektedir. Kristalin ölü tabaksı %2 den %16 ya çıktığında üç enerji içinde

uzamsal çözünürlük yüzdelerinin az da olsa attığı görülmektedir. Düşük enerji için %16'lık ölü tabaka artışına karşılık uzamsal çözünürlükteki yüzdelik değişim %1.51 iken orta enerji için %1.34 ve yüksek enerji için %1.34 olmaktadır. Uzamsal çözünürlükteki bozulum üç enerji için hassasiyetteki değişime göre daha az etkilenmiştir.



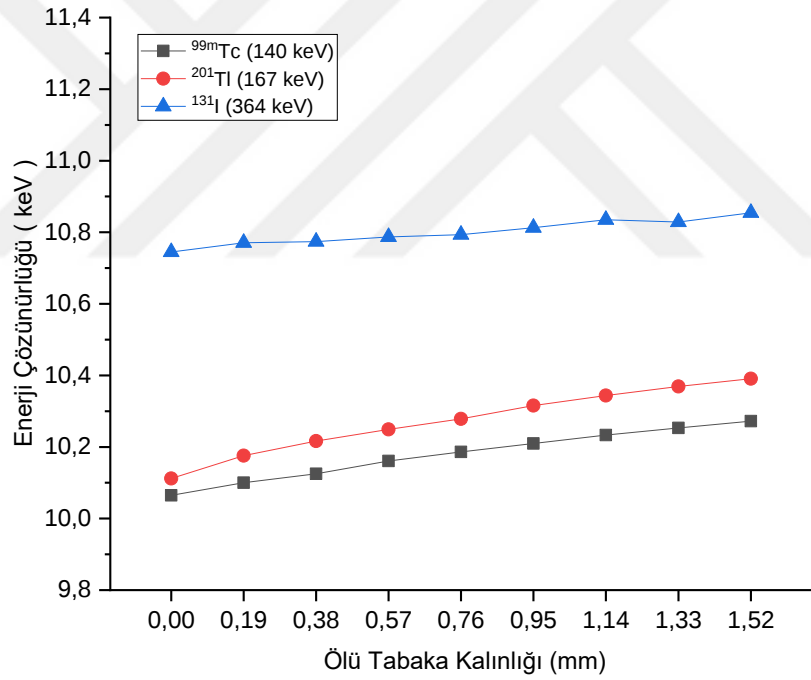
Şekil 26. Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek enerjiler için uzamsal çözünürlük değişim yüzdeleri

4.3. Enerji Çözünürlüğü Sonuçları

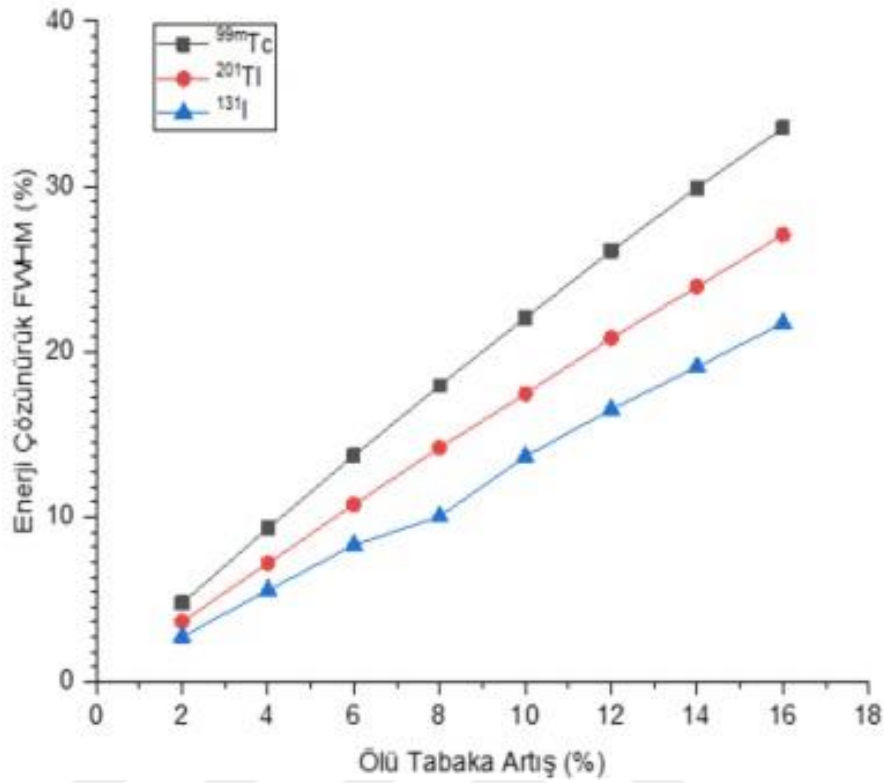
Düşük (^{99m}Tc), orta (²⁰¹Tl) ve yüksek (¹³¹I) gama enerji değerleri için hesaplanan SPECT enerji çözünürlük değerleri Tablo 8'de listelenmiştir. Şekil 27'de kristalin ölü tabaka kalınlığının artışı ile düşük, orta ve yüksek gama enerjilerinin enerji çözünürlük değişimleri verilmektedir. Enerji çözünürlüğü, SPECT kristalinin ölü katman kalınlığı arttıkça artma (kötüleşme) eğiliminde olduğu görülmektedir. Kristalin ölü katman kalınlığı 0.19 mm ile 1.52 mm arasında değiştiğinde düşük, orta ve yüksek enerjili üç farklı enerji için sırasıyla yaklaşık %10.1-%10.27, %10.11-%10.39 ve %10.74-%10.85'e değişmektedir. Yüksek enerjili kaynakta (364 keV) orta ve düşük enerjilere nispeten daha az değişim görülmektedir.

Tablo 8. Düşük (^{99m}Tc), orta (^{201}Tl) ve yüksek (^{131}I) gama enerji değerleri için hesaplanan SPECT enerji çözünürlük değerleri

Kristal kalınlığı (mm)	Ölü Tabaka (mm)	Enerji Çözünürlüğü (keV)		
		^{99m}Tc	^{201}Tl	^{131}I
9.5	0	10.065	10.112	10.745
9.31	0.19	10.099	10.176	10.771
9.12	0.38	10.125	10.217	10.774
8.93	0.57	10.161	10.249	10.787
8.74	0.76	10.186	10.279	10.793
8.55	0.95	10.209	10.316	10.813
8.36	1.14	10.233	10.344	10.835
8.17	1.33	10.253	10.369	10.829
7.98	1.52	10.272	10.391	10.855



Şekil 27. Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek gama enerjileri için SPECT enerji çözünürlüğü değişimi



Şekil 28. Ölü tabaka kalınlığına bağlı olarak düşük, orta ve yüksek enerjiler için enerji çözünürlüğü değişim yüzdeleri

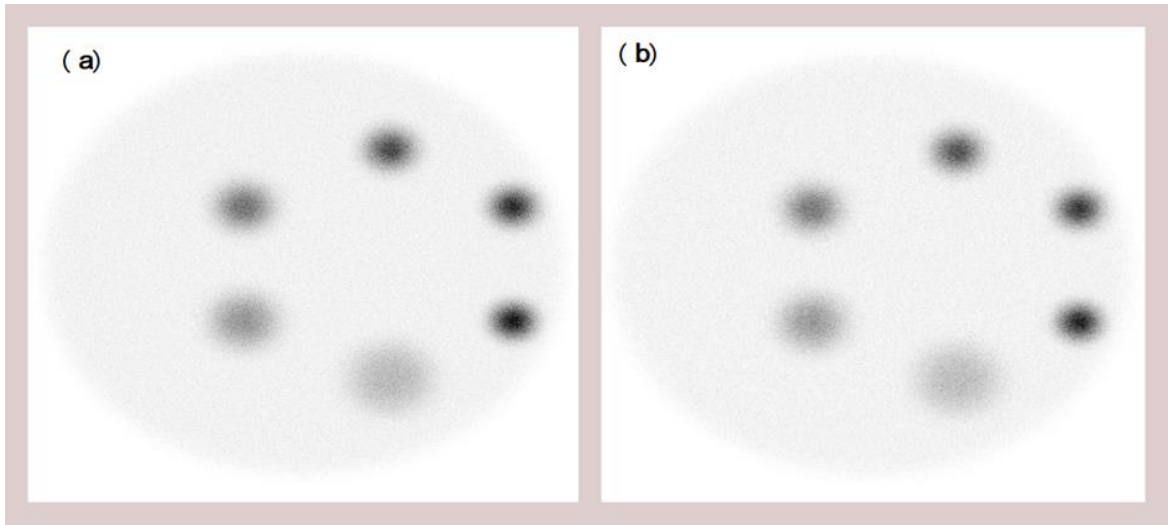
SPECT kristalinin ölü katman kalınlığının (%2'den %16'ya) değişimine göre, enerji çözünürlüğü değişim yüzde değerleri, Şekil 28'de belirtildiği gibi düşük gama enerjisi için %4.78'den %33.53'e, orta enerji için %3.66'dan %27.08'e ve yüksek gama enerjisi için %2.75'ten %21.72'ye kadar artmaktadır. Enerji çözünürlüğünün yüzde olarak kötüleşmesi düşük, orta ve yüksek gama enerjileri için sırasıyla yaklaşık %1, %2 ve %3'tür.

4.4. Kontrast Sonuçları

Ölü tabakanın SPECT kontrastına etkisini incelemek için düşük enerjili yüksek çözünürlüklü (LEHR) kolimatör ve 140 keV gama enerji kaynağı kullanılarak inceleme yapılmıştır. Tablo 9'da 1.52 mm ölü tabaka içeren ve ölü tabakasız SPECT cihazı için görüntü kontrastı değerleri verilmektedir. Şekil 29'da gösterildiği gibi, ölü tabaka kalınlığı 1.52 mm olduğunda tüm küreler için kontrast değerlerinde önemli bir değişiklik olmamakla birlikte artan çoklu saçılma yüzdesi görüntünün kontrastını etkileyen gürültü miktarında bir artışa yol açarak görüntüleme bulanıklığını arttırmıştır.

Tablo 9. Ölü tabaka kalınlığı olmadan ve 1.52 mm ölü tabaka kalınlığına sahip sıcak küre görüntülerinin kontrastı

Küreler (mm)	Ölü katman kalınlığı olmadan	1,52 mm Ölü tabaka kalınlığı
38	56.90	52.92
31.8	65.08	64.60
25.4	68.47	67.86
19.1	76.61	73.54
15.9	79.10	79.16
12.7	81.33	81.27



Şekil 29. Sıcak küre görüntüleri **(a)** Ölü tabaka kalınlığı yokken **(b)** 1.52 mm ölü tabaka kalınlığı varken

5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışma ile OpenGATE benzetim yöntemi kullanılarak standart bir SPECT cihazında işlev gören sintilasyon NaI(Tl) kristalinin ölü tabakasının artışının sistem performansının azalmasına neden olduğu ortaya çıkarılmıştır. Literatürde, nükleer fizik araştırmalarında yarı iletken dedektörler için ölü tabakanın önemini vurgulayan güncel çalışmalar bulunmaktadır (11, 24-26). Ancak, bu çalışma ile farklı bir dedektör malzemesi (sintilasyon kristali) için ve farklı bir amaçla (SPECT performansı) ölü tabaka katmanının incelenmesi literatüre yeni bir katkı sağlar niteliktedir.

Bu çalışma sonucunda kristalin ölü tabakasındaki artış ile sistemin hassasiyetinin anlamlı korelasyon gösterdiği belirlenmiştir. Kristalin ölü tabakasındaki %16'lık bir artış 140 keV için hassasiyette %28.75 azalmaya neden olmuştur. Bu azalım 167 keV için %23.42 ve 364 keV için %18.97'dir. Burada elde edilen verilere göre sistemin hassasiyetinde en fazla azalım 140 keV gama enerjisi ile ^{99m}Tc kaynağında görülmüştür. Nükleer tıpta SPECT cihazı için kullanılan baskın enerji türü düşük ve orta enerji olduğundan, sintilasyon kristalinde zaman içinde oluşacak ölü katmanın görüntüleme üzerine etkisi göz ardı edilemez olduğu sonucuna varılmaktadır. Bir diğer parametre olan uzamsal çözünürlük için elde edilen sonuçlar uzamsal çözünürlük değerinin ölü tabaka kalınlığına bağlı dramatik bir değişim göstermediği ortaya konmuştur. Enerji çözünürlüğündeki etkiye bakıldığında yüksek enerjide (364 keV) anlamlı değişimin olmamasına karşın düşük (140 keV) ve orta (167 keV) enerjiler için ölü tabakanın sistemin enerji çözünürlüğüne etkisinin belirgin olduğu görülmektedir. Bu çalışma ile nükleer görüntüleme sistemlerinden SPECT için dedektör performans parametrelerindeki değişimin dedektör kristalindeki ölü tabakanın artmasına ne ölçüde bağlı olduğu ortaya konmuştur. Ölü tabakanın SPECT görüntü kontrastında 140 keV gama enerjisi için az da olsa kötüleşmeye neden olduğu gösterilmiştir. Sonuç olarak bu çalışma ile SPECT sisteminde kullanılan sintilasyon kristalinde zamanla oluşabilecek ölü tabakanın sistem hassasiyetini belirgin bir düzeye düşürdüğü ortaya konmuştur.

Bu çalışma ile ortaya konan SPECT sisteminde kullanılan kristalde oluşabilecek ölü tabakanın SPECT görüntü kalitesini olumsuz etkilemesi sonucu SPECT cihazlarının rutin testlerinde dikkate alınabilecek bir husus olarak değerlendirilmektedir. Özellikle düzenli olarak gerçekleştirilecek SPECT hassasiyet ölçüm sonuçlarının takibi ile sistem hassasiyetinde meydana gelen düzenli azalmanın kristal ölü tabakası ile

ilişkilendirilebileceği değerlendirilmektedir. Hatta zamana bağlı böylesi bir değişim extrapolasyon ile SPECT sisteminin kullanım limiti hakkında kantitatif sonuçlar elde edilmesinde kullanılabilir.

SPECT sistemi için sintilasyon NaI(Tl) kristalinin ele alındığı bu çalışma sonuçlarından yola çıkarak farklı kristal malzemeli SPECT sistemleri veya silisyum (Si) ve germanyum (Ge) gibi yarı iletken dedektörlü SPECT sistemleri için benzer bir çalışma gerçekleştirmenin anlamlı olacağı değerlendirilmektedir.



6. KAYNAKLAR

1. Demir M (2014). Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları. Dördüncü baskı. İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul; Sayfa: 1-35.
2. Mudun A, Adalet I (2012). Nükleer Tıp Ders Kitabı. İstanbul Üniversitesi Yayınları, İstanbul; Sayfa: 2-4.
3. Alqahtani FF (2023). SPECT/CT and PET/CT, related radiopharmaceuticals, and areas of application and comparison. Saudi Pharm Journal 31(2): 312–328.
4. Lee Y, Park C (2022). Evaluation of TlBr semiconductor detector in gamma camera imaging: Monte Carlo simulation study. Nucl Eng Technol 54(12): 4652-4659.
5. International Atomic Energy Agency (2003). IAEA Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems, IAEA, Vienna; Sayfa: 65-82.
6. Lecoq P, Gektin A, Korzhik M (2017). Inorganic Scintillators for Detector Systems. İkinci baskı. Springer International Publishing, Switzerland; Sayfa: 197- 200.
7. Huy NQ, Binh DQ, An VX (2007). Study on the increase of inactive germanium layer in a high purity germanium detector after a long time operation applying MCNPX code. Nucl Instrum Methods A 573: 384–388.
8. Huy NQ (2010). The influence of dead layer thickness increase on efficiency decrease for a coaxial HPGe p-type detector. Nucl Instrum Methods Phys Res A 621: 390–394.
9. Aguayo E, Amman M ve ark. (2013). Characteristics of signals originating near the lithium-diffused N⁺ contact of high purity germanium p-type point contact detectors. Nucl Instrum Methods Phys Res A 701: 176-185.
10. Azli T, Chaoui ZEA (2015). Performance revaluation of a N-type coaxial HPGe detector with front edges crystal using MCNPX. Appl Radiat Isot 97: 106-112.
11. Kaya S, Çelik N, Bayram T (2022). Effect of front, lateral and back dead layer thicknesses of a HPGe detector on full energy peak efficiency. Nucl Instrum Methods Phys Res A 1029(12): 166401.
12. Knoll GF (2010). Radiation Detection and Measurement. Dördüncü baskı. Wiley, Hoboken; Sayfa: 5-217.

13. Satti KH, Siddique MT, Dilband M, Rehman SU, Mansoor S, Malik AH (2023). A novel method to estimate the dead layer of HPGe detector for Monte Carlo FEPE computation. *App Rad Isot* 202: 111067.
14. Andreotti E, Hult M, Marissens G, Lutter G, Garfagnini A, Hemmer S, Sturm K (2014). Determination of dead-layer variation in HPGe detectors. *Appl Radiat Isot* 87: 331–335.
15. Courtune F, Pilleyre T, Sanzelle S, Miallier D (2008). Ge well detector calibration by means of a trial and error procedure using the dead layers as a unique parameter in a Monte Carlo simulation. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 596: 229–234.
16. Heranudin, Smith ML, van Wyngaardt WM, Guatelli S, Li E, Rosenfeld A (2021). Characterisation of a well-type NaI(Tl) detector by means of a Monte Carlo simulation for radionuclide metrology application. *App Rad Isot* 176: 109889.
17. Jourdain E, Niel M, Roques JP (1989). The problem of dead layer in gamma-ray burst spectra recorded with NaI or CsI crystals. XXIII. ESLAB Symposium, 13-20 Eylül 1989, 446-447.
18. Goodman NB (1975). The growth of deactivated layers on CsI(Na) scintillating crystals. NASA, Maryland; Sayfa: 1-19.
19. Toutaoui A, Ait chikh S, Khelassi-Toutaoui N, Hattali B (2014) Monte carlo photon beam modeling and commissioning for radiotherapy dose calculation algorithm. *Phys Medica* 30: 833–837.
20. Boson J, Ågren G, Johansson L (2008). A detailed investigation of HPGe detector response for improved Monte Carlo efficiency calculations. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 587(2–3): 304–314.
21. Ródenas J, Pascual A, Zarza I, Serradell V, Ortiz J, Ballesteros L (2003). Analysis of the influence of germanium dead layer on detector calibration simulation for environmental radioactive samples using the Monte Carlo method. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 496(2-3): 390-399.
22. Jan S, Santin G, Strul D, Staelens S, Assié K, Autret D, Avner S, Barbier R, Bardiès M, Bloomfield PM, Brasse D, Breton V, Bruyndonckx P, Buvat I, Chatziioannou AF, Choi Y, Chung YH, Comtat C, Donnarieix D, Ferrer L, Glick SJ, Groiselle CJ, Guez D, Honore PF, Kerhoas-Cavata S, Kirov AS, Kohli V, Koole M, Krieguer M, van der Laan

- DJ, Lamare F, Largeron G, Lartizien C, Lazaro D, Maas MC, Maigne L, Mayet F, Melot F, Merheb C, Pennacchio E, Perez J, Pietrzyk U, Rannou FR, Rey M, Schaart DR, Schmidtlein CR, Simon L, Song TY, Vieira JM, Visvikis D, Van de Walle R, Wieërs E, Morel C (2004). GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Phys Med Biol* 49(19): 4543-4561.
23. Telikani Z, Sadremomtaz A (2019). A Monte Carlo Simulation Study of Optimization for Collimator in a Pixelated SPECT Camera. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences* 50(1): 1-8.
24. Yu S, Kwon NH, Jang Y ve ark. (2022). Dead Layer Thickness and Geometry Optimization of HPGe Detector Based on Monte Carlo Simulation. *Progress in Medical Physics* 33(4): 129-135.
25. Huy NQ (2010). The influence of dead layer thickness increase on efficiency decrease for a coaxial HPGe p-type detector. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 621(1–3): 390–394.
26. Loan TH, Ba VN, Thy TH, Hong HT, Huy NQ (2018). Determination of the dead-layer thickness for both p- and n-type HPGe detectors using the two-line method. *J Radioanal Nucl Chem* 315(1): 95-101.
27. Powsner RA, Powsner ER (2008). *Essential Nuclear Medicine Physics*. İkinci baskı. Blackwell Publishing, Sayfa: 20-29.
28. Aygün E, Zengin M (2003). *Kuantum Fiziği*. Altıncı baskı. Bilim Yayınevi, Ankara; Sayfa: 30-40.
29. Nilsson B, Brahme A. (2014). *Interaction of Ionizing Radiation with Matter*. Brahme A (Ed.), *Comprehensive Biomedical Physics*. Elsevier Publisher, USA, Sayfa: 1–36.
30. Budak G, Karabulut A (2007). *Kuantum Fiziği-1*. Birinci baskı. Nobel Yayın Dağıtım Ltd. Şti., Ankara; Sayfa: 23-30.
31. Khan FM, Gibbons JP (2014). *Khan's the physics of radiation therapy*. Beşinci baskı. Wolters Kluwer, Sayfa: 58-75.
32. Martin JE (2013). *Physics for Radiation Protection*. Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği. 2th ed. Çeviren: Tanır AG, Bölükdemir MH, Koç K, Palme Yayıncılık, Ankara, Sayfa: 305-595.

33. Leroy C, Rancoita PG (2009). Principles of Radiation Interaction in Matter and Detection. İkinci baskı. World Scientific, USA; Sayfa: 136-161.
34. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME (2012). Physics in Nuclear Medicine. Dördüncü baskı. Saunders Elsevier, Philadelphia; Sayfa: 74-204.
35. Serway RA, Beichner RJ (2005). Physics for Scientists and Engineers 3. Fen ve Mühendislik için Fizik 3. 5th ed. Çeviren: Çolakoğlu K, Palme Yayıncılık, Ankara; Sayfa: 1295-1300.
36. Lilley J (2018). Nükleer Fizik İlkeler ve Uygulamalar. Aydın A, Sarpün İH, Tel E, Kaplan A (Ed.), Radyasyonun Maddeyle Etkileşimi. Nobel Akademik yayıncılık, Ankara; Sayfa: 138-142.
37. Pant GS (2011). Basic Physics and Radiation Safety in Nuclear Medicine. Khalil MM (Ed.). Basic Sciences of Nuclear Medicine. Springer, Heidelberg; Sayfa: 3-7.
38. Pratt RH (2004). Tutorial on fundamentals of radiation physics interactions of photons with matter, Radiat Phys Chem 70(4-5): 595–603.
39. Samei E, Peck DJ (2019). Hendee's Physics of Medical Imaging. Beşinci baskı. Wiley Blackwell, Sayfa: 1-55.
40. Khandpur RS (2020). Compendium of Biomedical Instrumentation. Birinci baskı. Wiley, Kanada; Sayfa: 434-441.
41. Crisan G, Moldovean-Cioroianu NS, Timaru DG, Andries G, Căinap C, Chis V (2022). Radiopharmaceuticals for PET and SPECT imaging: a literature review over the last decade. Int J Mol Sci 23(9): 5023.
42. Modrý A, Dammer J, Trojanová E, Jakubek J, Sýkora V, Šefc L (2022). SPECT imaging properties of the CdTe-Timepix3 detector used in a new prototype FullSPECT 3D multimodal preclinical imaging system: Comparison with scintillation gamma camera. Nucl Instrum Methods Phys Res A 1032: 166531.
43. Saatçi M, Ekin M, Gündoğdu E (2021). Radiopharmaceuticals Used in Molecular Imaging. J DU Health Sci Inst 11(1): 115-122.
44. Saha GB (2013). Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine. Dördüncü baskı. Springer, USA; Sayfa: 167-184.
45. Ritt P (2022). Recent Developments in SPECT/CT. Seminars in Nuclear Medicine 52(3): 276-285.
46. Gündoğdu E, Özgenç E, Ekin M, İlem-Özdemir D, Asikoğlu M (2017). Nükleer Tıpta Görüntüleme ve Tedavide Kullanılan Radyofarmasötikler. J Lit Pharm Sci 7(1): 24-34.

47. Khalil M, Lopez J, Bayomy T, Gsell W (2011). Molecular Spect Imaging: An Overview. *Int J Mol Imaging* 2011: 796025.
48. Smith NB, Webb A (2011). Introduction to Medical Imaging. Birinci baskı. Cambridge, United Kingdom; Sayfa: 97-106.
49. Kharfi F (2013). Principles and Applications of Nuclear Medical Imaging: A Survey on Recent Developments. Kharfi F (Ed.) *Imaging and Radioanalytical Techniques in Interdisciplinary Research-Fundamentals and Cutting Edge Applications*. InTech, Croatia; Sayfa: 11-20.
50. İnce C (2019). Yttrium-90 Görüntüleme Kolimatör ve Enerji Penceresi Optimizasyonu. Yüksek lisans tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı, İzmir
51. Heller SL, Goodwin PN (1986). Nuclear imaging. Rijk PP (Ed.) *Nuclear Techniques In Diagnostic Medicine*. Martinus Nijhoff Publishers, Netherlands; Sayfa: 67- 98.
52. Demir M (2001). Gama kameralarda kalite kontrol testleri. *Turkish J Nucl Med* 10(4): 217-227.
53. Cember H, Johnson TE (2009). Introduction to Health Physics. Dördüncü baskı. McGraw-Hill Medical, USA; Sayfa: 435-438.
54. Lu L, Sun M, Lu Q, Wu T, Huang B (2021). High Energy X-ray Radiation Sensitive Scintillating Materials for Medical Imaging, cancer Diagnosis and Therapy. *Nano Energy* 79: 105437.
55. Eijk V, Carel WE (2002). Inorganic scintillators in medical imaging. *Phys Med Biol* 47(8): R85–R106.
56. Krane KS (1988). Introductory Nuclear Physics. Birinci baskı. John Willey& Sons, Canada; Sayfa: 192 – 220.
57. Moszyński M, Syntfeld-Każuch A, Swiderski L, Grodzicka M, Iwanowska J, Słobczyński P, Szczeniowski T (2016). Energy Resolution of Scintillation Detectors. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 805: 25-35.
58. Luna PM, Esperante D, Prieto AF, Martínez NF, Rivas IG, Gimeno B, Ginestar D, Iglesias DG, Hueso JL, Llosá G, Reviriego PM, Felipe AM, Riera J, Regueiro PV, González FH (2023). Simulation of electron transport and secondary emission in a photomultiplier tube and experimental validation. *Sensors and Actuators A: Physical* 365: 114859.

59. Hamamatsu (2006). Photomultiplier tubes basic and applications. Üçüncü baskı. Hamamatsu, Japan; Sayfa: 14-182.
60. Lawson RS (2013). Gamma Camera SPECT. Jones DW, Hogg P, Seeramı Ö (Ed.), Practical SPECT/CT in Nuclear Medicine. Springer, Londra; Sayfa 47-75.
61. Leo WR (1987). Technician for Nuclear and Particle Physics Experiments. Springer, New York; Sayfa: 169-176.
62. Mesa CJ, Arco JE, Murcia FJM, Suckling J, Ramirez J, Gorriz JM (2023). Applications of machine learning and deep learning in SPECT and PET imaging: General overview, challenges and future prospects. Pharmacol Res 197: 106984.
63. NEMA Standards Publication NU 1-2018 Performance Measurements of Gamma Cameras. National Electrical Manufacturers Association, Virginia, Sayfa:1-27.
64. Tunçman D, Kovan B, Poyraz L, Çapalı V, Demir B, Türkmen C (2015). Gama Kameraların Kalite Kontrol Testleri. SDU Journal of Science 10(1): 75–84.
65. Bailey DL, Humm JL, Todd-Pokropek A, van Aswegen A (2014). Nuclear Medicine Physics A Handbook for Teachers and Students. IAEA, Vienna; Sayfa: 247-249.
66. Holstensson M, Partridge M, Buckley SE, Flux GD (2010). The effect of energy and source location on gamma camera intrinsic and extrinsic spatial resolution: An experimental and Monte Carlo study, Phys Med Biol 55(6): 1735–1751.
67. Capote RM, Matela N, Conceição RC, Almeida P (2013). Optimization of convergent collimators for pixelated SPECT systems. Med Phys 40(6): 062501.
68. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM (2011). The Essential Physics of Medical Imaging. Üçüncü baskı. Wolters Kluwer, USA; Sayfa: 60-68.
69. Breur S (2013). The performance of NaI(Tl) scintillation detectors. M.Sc. Thesis, University of Amsterdam.
70. Ballani N, Dougherty G (2015). Simple method to measure gamma camera energy resolution. Radiography 21(2): 172-175.
71. Silva MDR (2015). Ionizing Radiation Detectors. Nenoı M (Ed.), Evolution of Ionizing Radiation Research. InTech, Brazil; Sayfa:189-200.
72. Lapp RE, Andrews HL (1972). Nuclear Radiation Physics. Dördüncü baskı. Prentice-Hall, New Jersey; Sayfa: 49- 54.
73. Asl MN (2020). Investigation of Different Factors Affecting the Quality of SPECT Images: A Simulation Study. J Med Phys 45(1): 44-51.

74. Aida A, Prajitno P, Soejoko DS (2019). Comparison of SPECT quick QC between using in-house hot phantom and Jaszczak phantom: A preliminary study. *J Phys Conf Series* 1248: 012034.
75. Vassiliev ON (2017). *Monte Carlo Methods for Radiation Transport*. Birinci baskı. Springer, Switzerland; Sayfa: 1-5.
76. Iwamoto Y, Sato T, Hashimoto S, Ogawa T, Furuta T, Abe S, Kai T, Matsuda N, Hosoyamada R, Niita K (2017). Benchmark study of the recent version of the PHITS code. *Journal of Nuclear Science and Technology* 54(5): 617-635.
77. Uyar E, Günekbay ZA (2023). Comparison of the Number of Particle History for Monte Carlo Codes in GammaRay Spectroscopy. *GU J Sci Part A* 10(2): 176-183.
78. Rehfeld NS, Vauclin S, Stute S, Buvat I (2010). Multidimensional B-spline parameterization of the detection probability of PET systems to improve the efficiency of Monte Carlo simulations. *Phys Med Biol* 55(12):3339-3361.
79. Beekman F J, de Jong HW, van Geloven S (2002). Efficient fully 3-D iterative SPECT reconstruction with Monte Carlo-based scatter compensation. *IEEE transactions on medical imaging* 21(8):867-877.
80. Lazaro D, Buvat I ve Loudos G, Strul D, Santin G, Giokaris N, Donnarieix D, Maigne L, Spanoudaki V, Styliaris S, Staelens S, Breton V (2004). Validation of the GATE Monte Carlo simulation platform for modeling a CsI (Tl) scintillation camera dedicated to small animal imaging. *Phys Med Biol* 49(2):271-285.
81. Assie K, Breton V., Buvat I, Comtat C, Jan S , Krieguer M, Lazaro D, Morel C, Rey M, Santine G, Simon L, Staelens S, Strul D , Vieira JM, Walle RV (2004). Monte Carlo simulation in PET and SPECT instrumentation using GATE *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 527(1-2): 180-189.
82. Auditore L, Pistone D, Amato E, Italiano A (2022). Monte Carlo methods in nuclear medicine. *Nuclear Medicine and Molecular Imaging* 1: 587-606.
83. Sarrut D, Arbor N, Baudier T, Borys D, Etxebeeste A, Fuchs H, Gajewski J, Grevillot L, Jan S, Kagadis GC (2022). The OpenGATE Ecosystem for Monte Carlo Simulation in Medical Physics. *Phys Med Biol* 67(18): 4001.
84. Strul D, Santin G, Lazaro D, Breton V, Morel C (2003). GATE (GEANT4 Application for Tomographic Emission): a PET/SPECT general-purpose simulation platform. *Nucl Phys B* 125(1-2): 75-79.

85. Jan S, Benoit D, Becheva E, Carlier T, Cassol F, Descourt P, Frisson T, Grevillot L, Guigues L, Maigne L, Morel C, Perrot Y, Rehfeld N, Sarrut D, Schaart DR, Stute S, Pietrzyk U, Visvikis D, Zahra N, Buvat I (2011). GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy. *Phys Med Biol* 56(4): 881.
86. Agostinelli S, Allison J, Amako K, Apostolakis J, Araujo H, Arce P, Asai M, Axen D, Banerjee S, Barrand G, Behner F, Bellagamba L, Boudreau J, Broglia L, Brunengo A, Burkhardt H, Chauvie S, Chuma J, Chytrcek R, Cooperman G, Zschesche D (2003). GEANT4-a simulation toolkit. *Nucl Instrum Methods A* 506(3): 250–303.
87. GATE, uluslararası OpenGATE iş birliğiyle geliştirilen gelişmiş bir açık kaynaklı yazılımdır (2024). Available from: <http://www.opengatecollaboration.org/> [Accessed 23 December 2023].
88. Subercaze A, Sauzedde T, Domergue C, Destouches C, Philibert H, Fausser C, Thiollay N, Gregoire G, Zoia A (2022). Effect of the geometrical parameters of an HPGe detector on efficiency calculations using Monte Carlo methods. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 1039: 167096.
89. Staelens S, Buvat I (2009). Chapter 5- Monte Carlo Simulations in Nuclear Medicine Imaging. Verdonck P (Ed.), *Advances in Biomedical Engineering*. Elsevier, Sayfa: 177-209.
90. Nuzzo RL (2019). Histograms: A Useful Data Analysis Visualization. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation* 11(3): 309–312.
91. Brun, R, Rademakers F, Panacek S (2022). ROOT, An Object Oriented Data Analysis Framework, <https://core.ac.uk> CERN, Geneva, Switzerland [Accessed 1 March 2023].
92. Buvat I, Castiglioni I (2002). Monte Carlo simulations in SPET and PET. *Q J Nucl Med* 46(1): 48-61.
93. Li Y, Xiao P, Zhu X, Xie Q (2016). Multi-resolution multi-sensitivity design for parallel-hole SPECT collimators. *Phys Med Biol* 61 (14): 5390–5405.
94. Dondi M, Palm S, Busemann Sokole E, Stodilka RZ, Wegst AV, Zimmerman RE (2009). Quality Assurance for SPECT Systems. IAEA Hum Heal Ser No.6 Sayfa: 1–263.
95. Kudin AM, Zosim DI, Yemelyanov AY (2018). Dead layer in living CsI crystal. *V.N.Karazin Kharkiv Natl Univ* 28: 40-45.
96. Zhu R (1998). Radiation damage in scintillating crystals, *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 413(2-3): 297–311