



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

**İNTRAOPERATİF GAMA PROB İÇİN
BENZETİM TABANLI KAVRAMSAL
TASARIM GELİŞTİRME VE OPTİMİZASYON**

Ömer Faruk DEMİRTAŞ

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 aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

18.01.2024

Ömer Faruk DEMİRTAŞ

İthaf

Bu yüksek lisans tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan canım aileme ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen babam Doç. Dr. Cevdet DEMİRTAŞ'a ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tezim sürecinde, değerli danışmanım Prof. Dr. Tuncay BAYRAM'a, özverili rehberliği, anlayışı ve akademik birikimi ile teze yapmış olduğu derin katkılardan dolayı teşekkürlerimi sunarım. Tez hazırlığı sürecinde sağladığı değerli yorumlar, öneriler ve zaman ayırışı için içtenlikle minnettarım.

Tez çalışmalarım sırasında her an yardıma hazır olan sayın Doç. Dr. Cevdet DEMİRTAŞ'a bilgi birikimi ve samimi yaklaşımı ile tez çalışmamı daha da zenginleştirdiği için içten teşekkürlerimi iletiyorum.

Tez sürecinde büyük destekleriyle yanımda olan çok kıymetli hocam Anes Hayder'a içten dileklerle teşekkür ederim. Kendisinin yardımseverliği, bu süreci daha keyifli ve başarılı kıldı. Ayrıca, tez sürecinde değerlendirmeleri ile yardımcı olan Mustafa HARBUTOĞLU'na da teşekkür ederim. Son olarak, her daim maddi ve manevi destekleriyle yanımda olan annem Miyase DEMİRTAŞ ve babam Cevdet DEMİRTAŞ'a teşekkürlerimi sunarım. Onların sevgisi ve desteği olmadan bu başarıya ulaşmak mümkün olmazdı.

Ömer Faruk DEMİRTAŞ

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

7

2.1. Elektromanyetik Radyasyon

7

2.1.1. Foto Elektrik Olay

8

2.1.2. Compton Saçılması

9

2.1.3. Çift Oluşumu

10

2.2. İntraoperatif Gama Prob

10

2.3. Gama Prob Kullanım Amacı ve Alanları

11

2.4. Gama Prob Yapısı

11

2.4.1. Kolimatör

12

2.4.2. Kristal

12

2.4.3. PIN Fotodiyot

13

2.5. Gama Probun Çalışma Prensibi

13

2.6. Gama Prob Türleri

14

2.6.1. Sintilasyon Kristalli Problar

14

2.6.2. Yarıiletken Dedektör Malzemeli Problar

16

2.7. Gama Prob Performans Parametreleri

16

2.7.1. Hassasiyet

16

2.7.2. Enerji Çözünürlüğü

17

2.7.3. Uzamsal Çözünürlük	18
2.7.4. Açısal Hassasiyet	20
2.8. Monte Carlo Yöntemi	20
2.9. OpenGATE	21
3.YÖNTEM	24
3.1.OpenGATE Uygulaması	25
3.2.ROOT Spektrum Analizi	28
4.BULGULAR ve TARTIŞMALAR	31
4.1.Benzetim Testi	31
4.2.Kristal Uzunluğunun Gama Prob Performans Parametrelerine Etkisi	34
5.ÖNERİLER	47
6.KAYNAKLAR	48
ÖZGEÇMİŞ	54

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>		<u>Sayfa</u>
Şekil 1.	Elektromanyetik spektrum	8
Şekil 2.	Foto elektrik olay gösterimi	8
Şekil 3.	Compton olayının gösterimi	9
Şekil 4.	Çift oluşum olayı	10
Şekil 5.	PIN fotodiyot yapısı	13
Şekil 6.	Gama prob yapısı	14
Şekil 7.	Sintilasyon dedektör şeması	15
Şekil 8.	^{137}Cs izotopundan yayımlanan 662 keV enerjili γ ışınlarını içeren ^{137}Cs gama enerji spektrumu örneği	18
Şekil 9.	(a) Bir dedektörün uzaysal çözünürlüğüne ilişkin şematik gösterimi. (b) Uzaysal çözünürlüğün gama spektrumundan eldesi	19
Şekil 10.	Olasılık bölgesi	20
Şekil 11.	GATE'in katmanlı mimarisinin taslağı	22
Şekil 12.	Karadeniz Teknik Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim dalında kullanılan HiSens Gama probu ve içindeki temel parçalar (kolimatör, kristal, fotodiyot)	24
Şekil 13.	OpenGATE kodunda tasarlanan gama prob geometrisi	25
Şekil 14.	World (gama probun tasarım uzayı)	25
Şekil 15.	Benzetimi yapılan farklı kristal uzunluklarının gösterimi	27
Şekil 16.	PMT, APD (çığ fotodiyotu) ve fotodiyotun spektral tepkisi	28
Şekil 17.	ROOT tree sınıfı	29
Şekil 18.	140 keV gama enerjisi için yapılan benzetim sonucunun ROOT ile spektrum analizi için örnek bir görüntü	30
Şekil 19.	140 keV gama enerjili noktasal kaynak kullanılarak elde edilen hassasiyet değerleri ve cihaz katalog verileri	32
Şekil 20.	140 keV gama enerjisi için açısall hassasiyet değerleri: (a) Katalog verileri ve (b) bu çalışmadan elde edilen değerler	32
Şekil 21.	140 keV gama enerjisinde cihaz katalog değerlerinin ve bu çalışmadan elde edilen uzamsal çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması	33
Şekil 22.	140 keV gama enerjisi için cihaz katalog ve bu çalışmayla elde edilen hassasiyet grafiğı	36

Şekil 23.	364 keV gama enerjisi için bu çalışmayla elde edilen hassasiyet sonuç grafiği	37
Şekil 24.	511 keV gama enerjisi için bu çalışmayla elde edilen hassasiyet sonuç grafiği	37
Şekil 25.	140 keV ve 511 keV gama enerjileri için elde edilen % enerji çözünürlük değerlerinin kristal uzunluğuna göre değişimi	39
Şekil 26.	140 keV gama enerjisi için farklı kristal uzunluklarında ((a) 0.8 cm, (b) 1.0 cm, (c) 1.2 cm, (d) 1.4 cm ve (e) 1.6 cm) elde edilen açısal hassasiyet değerleri	41
Şekil 27.	511 keV gama enerjisi için farklı kristal uzunluklarında ((a) 0.8 cm, (b) 1.0 cm, (c) 1.2 cm, (d) 1.4 cm ve (e) 1.6 cm) elde edilen açısal hassasiyet değerleri	42
Şekil 28.	140 keV gama enerjisinde uzamsal çözünürlük hesabı için cihaz katalog ve bu çalışmayla elde edilen sayım değerleri karşılaştırılması	43
Şekil 29.	511 keV gama enerji için elde edilen uzamsal çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması	45

TABLÖLAR

<u>Tablo No</u>		<u>Sayfa</u>
Tablo 1.	HiSens marka gama probunun bileşen boyutları	26
Tablo 2.	CsI kristali için benzetimi yapılan uzunluk değerleri	26
Tablo 3.	1 MBq aktiviteli 140 keV gama enerjili noktasal kaynak için elde edilen hassasiyet değerleri ve cihaz katalog verileri	31
Tablo 4.	140 keV gama enerjisi için cihaz katalog ve bu çalışmadan elde edilen uzamsal çözünürlük değerleri	34
Tablo 5.	1 MBq kaynak kullanılarak 140 keV gama enerjisinde bu çalışmadan elde edilen hassasiyet değerleri	35
Tablo 6.	1 MBq kaynak kullanılarak 364 keV gama enerjisinde bu çalışmadan elde edilen hassasiyet değerleri	35
Tablo 7.	1 MBq kaynak kullanılarak 511 keV gama enerjisinde bu çalışmadan elde edilen hassasiyet değerleri	36
Tablo 8.	140 keV ve 511 keV gama enerjileri için elde edilen % enerji çözünürlük değerleri	38
Tablo 9.	1 MBq aktiviteli ve 140 keV gama enerjili noktasal kaynak kullanılarak elde edilen açısal hassasiyet değerleri	40
Tablo 10.	1 MBq aktiviteli ve 511 keV gama enerjili noktasal kaynak kullanılarak elde edilen açısal hassasiyet değerleri	40
Tablo 11.	140 keV gama enerjisinde uzamsal çözünürlük hesabı için cihaz katalog ve bu çalışmayla elde edilen sayım değerleri	44
Tablo 12.	511 keV enerji için elde edilen uzamsal çözünürlük değerleri	45

KISALTMALAR ve SİMGELER DİZİNİ

Kısaltmalar

APD	Çığ fotodiyot
BGO	Bismut germanyum oksit
EB	Elektronun bağlanma enerjisi
E_γ	Elektronun gama enerjisi
FWHM	Yarı yükseklikteki tam genişlik
¹⁸F	Flor-18
¹³¹I	İyot-131
keV	Kilo elektronvolt
LSO	Lutesyum orto-oksisilikat
MBq	Mega Bekerel
NaI	Sodyum iyodür
PSF	Noktasal yayılım fonksiyonu
PMT	Fotoçoğaltıcı tüp
SLN	Sentinel lenf nodu
SPECT	Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi
SiPM	Silikon fotoçoğaltıcı
^{99m}Tc	Teknesyum-99m

Simgeler

γ	Gama
ρ	Yoğunluk
Z	Atom numarası

ÖZET

İntraoperatif Gama Prob için Benzetim Tabanlı Kavramsal Tasarım Geliştirme ve Optimizasyon

Gama radyasyonunu tespit edebilen problemler, cerrahi sırasında hasta üzerinden radyoaktivite sayımı yaparak fazla radyoaktivite tutulumu gösteren dokuların yerini belirleme amacıyla nükleer tıpta kullanılan taşınabilir radyasyon detektörleridir. Literatürde gama problemlerin performans parametreleriyle ilgili birçok çalışma bulunmakta olup bu dedeksiyon sistemleri üzerine çalışmalar güncelliğini korumaktadır. Gama prob kullanımı durumunda hastaya verilen ve ilgili doku/organa tutunan radyoizotoplarda yayılan gama ışınları sayılmakta olup farklı radyoizotopların yayınlandığı gama enerjilerde farklılık göstermektedir. Bu problemlerin farklı enerjiler için performans parametreleri değişmekle birlikte belirli enerji aralığına göre optimize edilmiş gama problemlerde sayım etkinliği açısından avantaj sağlamaktadır. Farklı sistem bileşenleri ve maliyetleri nedeni ile gerek ticari ve gerekse araştırma amaçlı çalışmalarda kavramsal tasarım ve optimizasyonlar için benzetim yöntemleri kullanılmaktadır.

Bu tez çalışmasında, Monte Carlo tabanlı OpenGATE benzetimi yapılarak cerrahide kullanılan gama prob için farklı gama enerjilerine yönelik optimize edilmiş kavramsal tasarımlar yapıldı. Bunun için ilk olarak sintilasyon kristali içeren standart bir gama probu (KTÜ Farabi Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında kullanılmış HiSens gama probu) örnek alındı. Kristal boyutlarına göre 140 keV (^{99m}Tc için) ve 511 keV (^{18}F için) enerjilerde hassasiyet, açısal hassasiyet, enerji çözünürlüğü ve uzamsal çözünürlük parametreleri benzetilerek örnek prob katalog verileri ile karşılaştırılması yapılarak gerçekleştirilen benzetimlerin tutarlılığı doğrulandı. Bu doğrulama sonrası yüksek gama (511 keV) enerjisinde farklı kristal derinlikleri için prob teknik parametreleri açısından optimize kavramsal tasarımı ortaya çıkarıldı. Ayrıca yüksek enerji için tasarlanan bu gama prob tasarımının düşük gama enerji bölgesinde etkinliği de araştırıldı. Sonuç olarak, ülkemizde üretimi olmayan ancak cerrahi alanda önemli bir role sahip olan gama probun kristal derinliği cihaz performans parametreleri açısından değerlendirilerek farklı radyonüklid kullanım durumuna göre en etkili gama prob kristal derinlikleri belirlendi.

Anahtar Kelimeler: Farklı Enerjiler, Gama Prob, HiSens, OpenGATE

ABSTRACT

Simulation Based Conceptual Design Development and Optimization for Intraoperative Gamma Probe

Gamma radiation-detecting probes are portable radiation detectors used in nuclear medicine to perform radioactivity counts over the patient during surgery, aiming to locate tissues showing excessive radioactivity uptake. There are many studies in the literature about the performance parameters of gamma probes, and studies on these detection systems remain up-to-date. In cases of gamma probe usage, gamma rays emitted by the respective radioisotopes that attach to the relevant tissue/organ are counted, and different radioisotopes emit gamma rays at different energy levels. Although the performance parameters of these probes vary for different energies, gamma probes optimized for a certain energy range provide advantages in terms of counting efficiency. Due to different system components and costs, simulation methods are used for conceptual design and optimizations in both commercial and research studies.

In this thesis study, optimized conceptual designs for different gamma energies were made for the gamma probe used in surgery by using Monte Carlo-based OpenGATE simulation. For this, first a standard gamma probe containing a scintillation crystal (HiSens gamma probe used at KTU Farabi hospital) was sampled. The consistency of the simulations was verified by comparing the sensitivity, angular sensitivity, lateral deviation sensitivity, energy resolution and spatial resolution parameters at 140 keV (for ^{99m}Tc) and 511 keV (for ^{18}F) energies according to crystal sizes and comparing them with sample probe catalog data. After this verification, the optimized conceptual design in terms of probe technical parameters for different crystal depths at high gamma (511 keV) energy was revealed. Additionally, the effectiveness of this gamma probe design, designed for high energy, in the low gamma energy region was also investigated. As a result, the crystal depth of the gamma probe, which is not produced in our country but has an important role in the surgical field, was evaluated in terms of device performance parameters and the most effective gamma probe crystal depths were determined according to different radionuclide usage conditions.

Keywords: Different Energies, Gamma Probe, HiSens, OpenGATE

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Nükleer tıp, canlı vücudundaki hastalıkların teşhis veya tedavisinde, çeşitli radyofarmasötiklerin kullanıldığı bir bilim dalıdır. Günümüzde nükleer tıp, onkolojiden kardiyoolojiye ve psikiyatriye kadar geniş bir tıp bilimleri yelpazesinde kullanılmaktadır. Bu bilim dalı, teşhis ve terapi olarak ikiye ayrılmaktadır. Teşhis amaçlı nükleer tıpta, genel olarak biyolojik fonksiyonların ve vücuttaki tüm ana organ sistemlerinin tanınal görüntülenmesine ilave in vitro test yöntemleri de uygulanmaktadır. Nükleer tıpta radyonüklid kullanılarak gerçekleştirilen tedavilere “radyonüklid tedavisi” denir ve halk arasında “atom tedavisi” olarak adlandırılmaktadır. Teşhis amaçlı nükleer tıp uygulamalarında gama dedektörleri kullanılmakta olup bunlar tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi (SPECT), pozitron emisyon tomografisi (PET) ve gama problemler olarak sınıflandırılabilir. Gama problemler malign melanom ve meme kanseri başta olmak üzere pek çok kanser türünde sentinel lenf nodu dedeksiyonunda ve paratiroid cerrahisinde kullanılır. Nükleer tıpta gama prob ile dedeksiyon için kullanılan radyonüklid seçimi, radyofarmasötüğün enerjisi, yarı ömrü, bulunabilirliği ve maliyeti gibi bazı faktörlere bağlıdır. Gama problemlerle yaygın olarak kullanılan radyonüklidler enerji seviyelerine göre iki grupta sınıflandırılabilir: Düşük enerjili ($E=10\text{ keV}-200\text{ keV}$) gama yayıcılar (^{125}I , ^{103}Pd ve $^{99\text{m}}\text{Tc}$) ve yüksek enerjili ($E>200\text{ keV}$) gama yayıcılar (^{131}I ve ^{67}Ga) (1-3).

Gama problemler uygulama alanlarına bağlı olarak, sayma ve görüntüleme problemleri olmak üzere iki ana kategoriye ayrılır. Sayma problemleri (intraoperatif problemler) elde taşınabilir ve radyasyon tespit ederken sadece sesli sinyaller veren basit bir tasarıma sahipken kamera olarak da bilinen görüntüleme problemleri, donanım açısından daha karmaşıktır (3). İntraoperatif olarak kullanılan gama prob sistemleri kullandıkları radyasyon madde etkileşmesi türüne göre iki sınıfa ayrılır. Bunlardan biri sintilasyon kristali kullanan gama prob sistemi ve diğeri de yarıiletken malzeme kullanan gama prob sistemidir (4-8).

Sintilasyon dedektörlerinde kullanılan kristal malzemeler arasında talyumla aktifleştirilmiş sodyum iyodür [NaI(Tl)], talyumla aktifleştirilmiş sezyum iyodür [CsI(Tl)], samaryumla aktifleştirilmiş lutesyum orto-oksisilikat (LSO) ve bizmut germanat (BGO) bulunur. Yarıiletken dedektörlerde kullanılan kristal malzemeler arasında kadmiyum tellür (CdTe), kadmiyum çinko tellür (CdZnTe) ve cıva iyodür (HgI) bulunur. Sintilasyon dedektör sisteminin çalışma prensibi radyonüklidden yayılan radyasyonun, sintilasyon kristali içindeki atomları uyarması ve emilen enerjiyle orantılı olarak görünür ışık üretmesidir.

Yarıiletken iyonizasyon sisteminde ise, radyonüklidden yayılan radyasyonun yarıiletken kristalden geçerken ve iyonizasyon sonucunda serbest elektronlar üretmesidir. Sintilasyon ve yarıiletken tipi dedeksiyon sistemlerinin kendilerine özgü avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (9-11).

Gama prob, gama ışınlarını tespit eden küçük ve taşınabilir bir cihazdır. Cihazın dedektör kısmı hedef dokudan yayılan gama ışınlarını toplar. Kontrol ünitesinde dedektörden gelen ışınlar ölçülebilen ve radyasyon kaynağını bulmak için kullanılabilen bir elektrik sinyaline dönüştürülür (12).

Gama prob dedektörlerinin belirlenmesinde yapılan cerrahi işlem ve seçilen radyoizotopun fiziksel özellikleri (yarı ömür ve yayılan gama enerjisi) önemli faktörlerdendir. Gama probunun temel fiziksel performansı seçilen dedektörün fiziksel özelliklerine (kristal geometrisi, kristal boyutu, kristal materyali, kolimatör geometrisi ve kolimatör boyutu) bağlıdır. Bu teknik parametreler gama probun performansını, hassasiyetini (algılama verimliliği), enerji çözünürlüğünü, uzamsal çözünürlüğünü ve açısal çözünürlüğünü etkiler. Tümörlerin cerrahi olarak çıkarılması ve derin yerleşimli lezyonların saptanması için yüksek hassasiyetli gama prob tercih edilirken, sentinel lenf nodu çalışmalarında küçük bir lenf nodunun yerini tam olarak belirlemek ve enjeksiyon bölgesine yakın veya birbirine yakın nodları ayırt etmek için yüksek uzamsal çözünürlüklü ve açısal çözünürlüklü gama probu tercih edilir (13).

Farklı enerji seviyelerinde, özellikle düşük ve yüksek gama enerjilerinde etkin bir performans elde etmek için, kristal özel olarak tasarlanmış ve optimize edilmiş prob başlıkları geliştirilebilir. Bu başlıklar, belirli bir kristal yapısının özellikleriyle uyumlu tasarlanarak yüksek hassasiyet ve doğruluk sağlamak üzere özelleştirilebilir.

2009'da Mariangela ve arkadaşları kullanıcıların intraoperatif radyo-kılavuzlu cerrahiyi taklit eden bir durum sırasında problemleri değerlendirmesine olanak tanıyan NEMA NU3-2004 standardı aracılığıyla Avrupa pazarında mevcut altı üreticinin sentinel problemlerinin yukarıda bahsedilen performanslarını karşılaştırdılar. Bunlardan biri CsI(Tl) sintilatör detektörü (büyük prob) ve diğeri kadmiyum tellür yarıiletken detektörüne (küçük prob) sahip olan iki sentinel probdur. Büyük prob, daha yüksek enerjilerdeki fotonları tespit etmek için tasarlanmıştır ve nominal olarak 110 keV ila 1 MeV arasındaki fotonları tespit etmek için kullanılabilir. Küçük prob 20-170 keV aralığındaki enerjiler için uygun olduğunu ortaya çıkardılar (14, 15).

Tiourina ve çalışma arkadaşları, 1998 yılında yaptıkları çalışmalarında, kullanıcılardan gelen operasyonel kullanıma yönelik taleplere bağlı olarak hassasiyet, spektral çözünürlük, açısal hassasiyet ve derinlikteki radyoaktif kaynağa yanıt oranı gibi cihaz için gerekli gereksinimleri test ettiler. Cerrah, operasyonel kullanımı etkilediği için yukarıdaki özellikleri dikkate alınması gerektiğini ifade ettiler. Ticari olarak temin edilebilen dört cerrahi gama probu, bu kriterleri ne ölçüde karşıladıklarını değerlendirmek için laboratuvar testlerine tabi tuttular. Cerrahi operasyon sırasında sentinel nodu lokalizasyonunun başarısı, cerrahi gama probunun performansına bağlı olduğu ve mutlak duyarlılık ile ilgili dedektörlerin performanslarını karşılaştırdılar. Düşük aktiviteli nodlar için uzaysal çözünürlüğünden feragat etmek ve tam spektrum alımı yapmanın gerekliliğini ortaya koydular. Tüm problemlerin perspex fantomunda aynı göreceli performansı gösterdiklerini ortaya çıkardılar (16).

Kaviani ve arkadaşları 2016 yılında yayınladıkları çalışmalarında NEMA NU-3 2004 standardına dayalı olarak yeni geliştirilen bir cerrahi gama prob sistemi olan SURGEOGUIDE'in tasarım konseptini ve ayrıca performans değerlendirme prosedürlerini ayrıntılı olarak incelediler. Bir silikon fotoçoğaltıcı (SiPM) detektöre bağlı bir CsI(Tl) kristali ile birlikte geliştirilen prob, elde tutulan cihazlar için arzu edilen kompakt ve düşük ağırlığın yanı sıra yüksek performans gösterdi. Tasarlanan gama prob, kolimatörden 30 mm derinlikte havada yaklaşık 1770 cps/MBq hassasiyet ve 45 mm uzamsal çözünürlük sunmuştur. Dahili ekranlama ile yanıl sızıntı %0.5'ten az olarak belirlenmiştir. SURGEOGUIDE'in ölçülen bu performans özellikleri, radyocerrahi sırasında SLN tanımlaması için potansiyel olarak kullanılabileceğini göstermiştir (17).

2017 yılında Itikawa ve arkadaşları Teknesyum-99m kaynaklarına sahip EUROPROBE II gama probu (EuroRad), NEMA NU-3-2004'e göre karşılaştırdılar (18). Çözünürlük testleri, yarı yükseklik tam genişliği (FWHM) dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmalarında probun havadaki açısal çözünürlük, saçılma ortamı ve havadaki uzamsal çözünürlük, enerji çözünürlüğü, hassasiyet ve zırlama parametreleri incelenmiştir. Kolimatör, açısal ve uzaysal çözünürlüğü, hassasiyeti ve korumayı değerlendirmek için kullanmışlardır. Bu çalışma, kolimatör kullanımının FWHM açısal ve uzaysal çözünürlüğün hassasiyetin zararına olacak şekilde iyileştirdiğini gösterdi. Enerji çözünürlüğü değeri, görüntüleme yapmayan gama problemleri için beklenen değerlerle uyumluydu. Ölçülen tüm mesafelerde (10, 30 ve 50 mm) yüksek hassasiyet sağlandı.

Kolimatör olsun ya da olmasın koruma etkinliği mükemmel olarak belirlendi. Arkaplan (BG) radyasyon aktivitesi istatistiksel olarak anlamlı değildi ve sayımlarda hiçbir etkisi olmadığı ortaya kondu (18).

Kolcu ve arkadaşları, 2023 yılında GEANT4 benzetimi yaparak aktif korumalı bir gama probu incelediler. BGO sintilatörlerini hem gama tespiti hem de bir nokta ^{99m}Tc radyoaktif kaynaktan, yani 140 keV gamadan aktif koruma için kullandılar. Tüm sintilatörler, aktif bir alana sahip 3x3 mm² silikon fotoçoğaltıcılara bağlı olarak tasarlandı. Gama probunun radyasyona tepkisi, GEANT4 paketinde bulunan optik foton nakli kullanılarak benzetimi yapıldı. NEMA NU 3-2004 standartlarına göre önerilen gama prob modeli için havadaki ve saçılma ortamındaki duyarlılığı, uzamsal ve açısal çözünürlüğü ve ekranlama etkinliklerini belirlemek için simülasyon sonuçlarını kullandılar. Probun hassasiyetine ilişkin sonuç, aktif koruma konsepti ile geleneksel gama problemlerinin tespit verimliliğine yönelik sınırlamalarının üstesinden gelinebileceğini göstermiştir (19).

Bedir ve arkadaşları, NEMA NU3-2004 standardına dayalı olarak GammaPen'in tasarım hususlarını ve performans değerlendirmesini açıkladılar. Tasarlanan gama probu yüksek hassasiyet (hava ve saçılma ortamında sırasıyla yaklaşık 3500 ve 3050 cps/MBq), hava ve saçılma ortamında sırasıyla yaklaşık 40 ve 47 mm'lik bir uzamsal çözünürlük sağlamıştır. Havada ve dağınık ortamda sırasıyla yaklaşık 77 ve 87 derecelik açısal çözünürlük. Tüm parametreler kolimatörden 30 mm uzaklıkta ölçülmüştür. Ekranlama etkinliği %99.91'den fazla olmuştur. GammaPen'in ölçülen performans özellikleri, radyocerrahi sırasında sentinel tanımlaması için güvenle kullanılabileceğini göstermiştir. Prob birçok cerrahi girişimde başarıyla kullanılmıştır (20).

Radnia ve arkadaşları, el tipi radyasyon detektörünün tasarımını, geliştirilmesini ve karakterizasyonu gerçekleştirmişlerdir. Dedektörün tasarımı ve entegrasyonu sonrası, dedektörün enerji çözünürlüğü, fotopik verimliliği ve farklı kaynak-dedektör mesafelerindeki yanıt gibi temel parametreleri deneysel olarak ölçmüşlerdir. Dedektörün enerji çözünürlüğünün (FWHM) 159 keV'in altındaki enerjilerde 10 keV'den daha az olduğu belirlenmiş olup bu da radyonükliden gelen radyasyonun ayırt edilmesini sağladığı belirtilmiştir. Enerji spektrumu deneysel olarak elde edilen radyoaktif kaynakların yüzdesi, Monte Carlo N-Particle Transport Code'da (MCNP6X) simüle edilenlerle karşılaştırılarak geliştirilen dedektörün radyasyon kılavuzluğunda cerrahi uygulamalar için umut verici olduğu gösterilmiştir (21).

Costa ve arkadaşları, 2006'da bir TlBr kristali kullanılarak geliştirilen probun, bir sentinel lenf nodunun tespitinde uygun gama prob olduğunu ortaya koydular. 10 mm derinlikte maksimum 10 cps/kBq hassasiyet ve 11 mm uzamsal çözünürlük sunduğunu ifade ettiler. Dahili ekranlama ile yanıl sızıntı %0.5'ten azdır. TlBr probunun performansı, aynı zırh ve kolimatör yapısına sahip CsI(Tl) kristali kullanan prob performansı ile benzer olduğu ortaya konmuştur. TlBr probunun sunulan performansı, radyo kılavuzlu cerrahide kullanılmasının mümkün olduğu sonucuna varılmasını sağlamakta olup üretim teknolojisi geliştirilerek daha iyi kalitede TlBr kristalinin elde edilebileceğini ifade ettiler (22).

2016 yılında Berdnikova ve arkadaşları, tıbbi gama probu, bir LaBr₃:Ce kristalinden ve ortak bir hermetik ışık geçirmez zırhın içinde bir silikon foto çoğaltıcıdan ibaret sintilasyon detektörü olarak geliştirdiler. Dedektörün spektrometrik özelliklerini inceleyerek, enerji çözünürlüğünün 662 keV'de %3.6 ve 140.5 keV'de %10 olduğunu bildirdiler. Bu sintilasyon detektörü temel alınarak geliştirilen gama probunun teknik özellikleri anlatılmış; özellikler setinde dünyadaki en iyi analoglarla eşleştğini bildirmişlerdir (23).

Yukarıda bahsedilen çalışmalar kısmen deneysel ve kısmen benzetim tabanlı çalışmalardır. Bu bilgiler çerçevesinde önemli bir nükleer enstrümantasyon olan gama prob üzerine çalışmaların önemli ve güncelliğini koruduğu görülmektedir. Özellikle daha yüksek çözünürlüklü, verimi yüksek ve daha hafif prob tasarımları üzerine araştırmalar yoğunlaşmıştır. Bu tez çalışması ile kavramsal bir gama prob tasarımı hedeflenmiş olup deneysel tasarım öncesi benzetime dayalı bir tasarım gerçekleştirilmiştir.

Benzetim (simülasyon), gerçek dünyanın var olan yönlerini yineleyerek ya da çağrıştırarak yaratılan bir doğallık içinde tamamen katılımcı bir tarzda, gerçek deneyimleri rehberli deneyimlerle değiştiren ya da geliştiren teknik olarak tanımlanmaktadır. Bu tanımdan da anlaşılacağı üzere simülasyonun çok çeşitli kullanım alanları bulunmakta, birçok eğitim türü ve farklı disiplinlerde bu uygulamalardan yararlanılmaktadır. Amacı uygulama yapma, yansıtma ve geribildirim yolu ile öğrenmeyi kolaylaştırma ve performansı iyileştirme olan simülasyonun, yüksek risk ve maliyet içeren disiplinlerde (uçuş, askeri, uzay araştırmaları, nükleer güç santralleri, nükleer tıp vb.) yaygın olarak kullanıldığı görülmektedir (24, 25).

Nükleer tıp ve nükleer fiziğin gelişimiyle oluşan diğer alanlarda karşılaşılan en büyük sorunlardan biri deneylerin maliyetli olmasıdır. Bu durum ister istemez yapılacak

deneylere ve tasarımlara sınırlandırmalar getirmektedir. Maliyetin dışında bir konu olarak bir malzeme ya da probun tasarımında, bu tasarımı yapmadan önce gerekli tüm hesaplamaların yapılması ve gerekiyorsa bu verilere göre önlemler alınması gerekmektedir. Bunun için benzetim çalışmaları önemli bir fayda sağlamaktadır. Bu sayede istenilen hedefe odaklı sağlıklı, verimli deneyler ve tasarımlar yapabilmek için gerekli hesaplamalar kolaylıkla yapılabilmektedir. Kısacası simülasyon programı ihtiyaçlarımızı; kurulacak deneysel sistemlere karar verilebilmesi için, deneysel sonuçlarla, simülasyon sonuçlarını karşılaştırıp hata oranlarını ya da analizin doğruluğunu bulabilmek için ve teoriden gelen simülasyon verileri ile deneysel sonuçları karşılaştırıp teoriyi test edebilmek olarak üç sınıfa toplayabiliriz. Gerçek deneysel verilere dayalı birçok nükleer etkileşim benzetim kodu (GEANT4, Fluka, EGS, Empire II, CEM95, Alice-ASH, Talys) açık erişimli olup kullanıcı kendi istediği tasarıma göre bu yazılımları güncelleyebilmektedir (25, 26).

Daha önce belirtildiği gibi introoperatif gama probların performans parametreleriyle ilgili birçok çalışma bulunmakta olup bu çalışmalar güncelliğini korumaktadır. Fakat literatürde 511 keV gama enerjisinde kullanıma özelleşmiş Monte Carlo tabanlı GEANT4 benzetim koduna dayalı kavramsal bir tasarım çalışması bulunmamaktadır. 511 keV gama enerjili kullanımına özel optimize edilmiş, düşük enerji aralığında performans parametreleri belirlenmiş ve farklı kristal uzunluklarına (derinliğine) bağlı etkinliğinin araştırılması ile benzetim tabanlı kavramsal bir gama prob tasarımının bu teze özgünlük kattığı değerlendirilmektedir. Farklı enerji seviyelerinde, özellikle düşük ve yüksek gama enerjilerinde etkin bir performans elde etmek için, kristal uzunluğuna özel olarak tasarlanmış ve optimize edilmiş prob başlıkları geliştirilebilir. Bu tez çalışması ile farklı kristal uzunluklarının 511 keV gama enerjine kadar uzanan geniş bir enerji aralığında etkinliği incelenerek gama enerjisi–kristal uzunluğu ilişkisine bağlı olarak bir optimizasyon gerçekleştirilmiş olup literatüre yeni bir perspektif kazandıracağı değerlendirilmektedir.

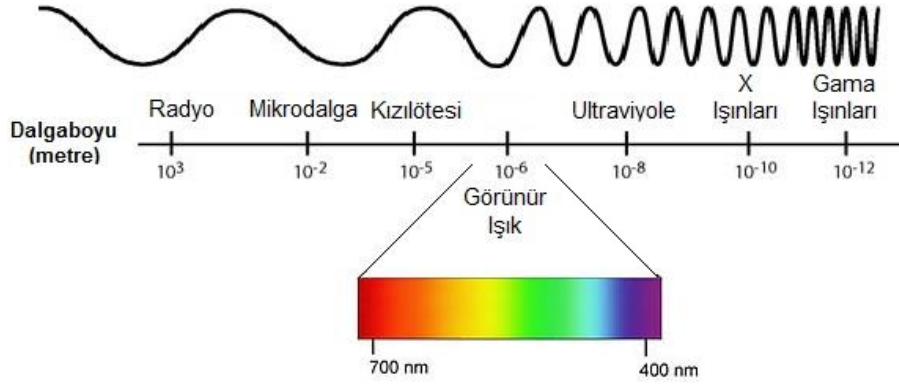
2. GENEL BİLGİLER

Bu çalışmada amacımız doğrultusunda ilk olarak sintilasyon kristali içeren standart bir gama prob (Karadeniz Teknik Üniversitesi Farabi Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında kullanılmış HiSens gama probu) için kristal boyutlarına göre 140 keV (Tc-99m kullanımı için) ve 511 keV (F-18 kullanımı için) enerjilerde hassasiyet, enerji çözünürlüğü ve uzamsal çözünürlük parametrelerinin benzetimleri yapılmış cihaz katalog verileri ile karşılaştırılarak benzetimin testi gerçekleştirilmiştir. Geçerliliği test edilerek geliştirilmiş olan benzetim kodunu kullanarak geniş bir enerji yelpazesinde farklı hassasiyetlerde çalışan gama prob için kristal uzunluğunun daha yüksek gama enerjilerine yönelik hassasiyet, enerji çözünürlüğü ve uzamsal çözünürlük açısından en optimize kavramsal tasarımın ortaya çıkarılması gerçekleştirilmiştir. Ayrıca yüksek enerji performans parametreleri belirlenen kristal uzunlukları için düşük gama enerji bölgesinde de etkinliği incelenmiştir. Bu çerçevede bu bölümde alt başlıklar altında öncelikle dedektör malzemesinin gama ışınları ile etkileşme türleri kısaca açıklandıktan sonra gama problemlerinin kullanım alanları, yapısı, türleri ve çalışma prensibi bu çalışmada kullanılan benzetim yöntemi hakkında bilgiler sunulmaktadır.

2.1. Elektromanyetik Radyasyon

Elektromanyetik radyasyon spektrumu, X ve γ ışınlarından görünür ışığa kadar çeşitli radyasyon türlerini içerir. Şekil 1'de görüldüğü gibi, bu spektrum, dalga boyları ve frekanslarına göre farklı kısımlara ayrılır. Spektrumun bir ucunda, dalga boyları en uzun, enerjileri ve frekansları ise en düşük olan radyo dalgaları yer alır. Diğer ucunda ise dalga boyları çok kısa, ancak enerjileri ve frekansları yüksek olan X ve γ ışınları bulunur. Bu çeşitli radyasyon tipleri, farklı dalga boyları ve frekans aralıklarında yayılır, bu da elektromanyetik spektrumunu oluşturur. Bu çeşitlilik, radyo dalgalarından mikrodalgalar, kızılötesi, görünür ışık, ultraviyole, X ışınları ve γ ışınlarına kadar uzanır (27-29).

Gama ışını radyoaktif bozunumlar veya nükleer reaksiyonlar sonucu meydana gelen kararsız atom çekirdeklerinden ortaya çıkan bir çeşit elektromanyetik ışıdır. Gama ışınları yüklü parçacık olmadığı için manyetik alanlarda sapmazlar. Gama ışınları ile X ışınları arasındaki temel fark orijinleridir. X ışınları yüklü parçacıkların ivmeli hareketi veya atom yörüngesindeki elektronların seviye değişiklikleri ile oluşurken gama ışınları direkt olarak çekirdeğin içerisinde nükleer etkileşmeler sonrası ortaya çıkmaktadır.



Şekil 1. Elektromanyetik spektrum

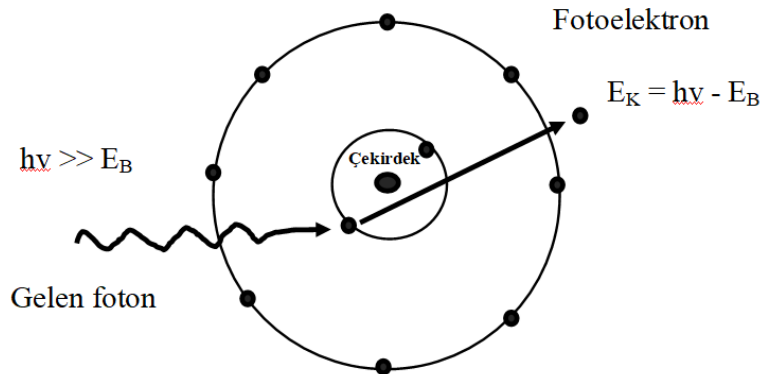
Gama ışınının maddeyle etkileşimi, temel olarak üç farklı yolla gerçekleşir. Bunlar, fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşumdur. Gama ışınının maddeyle etkileşimi sonrası ışın enerjisinin bir kısmını ya da tamamını malzeme elektronlarına aktarabileceği gibi foton pozitron ve elektron çifti oluşturarak tamamen yok olabilir (30).

2.1.1. Foto Elektrik Olay

Fotoelektrik olayda foton, bir soğurucu atomun sıkı bir şekilde bağlı yörünge elektronu ile etkileşime girer, foton kaybolur ve yörünge elektronu, aşağıdaki gibi verilen bir kinetik enerji E_K ile fotoelektron olarak atomdan fırlatılır:

$$E_K = h\nu - E_B \quad (\text{Eşitlik 1})$$

Burada; $h\nu$, gelen foton enerjisi ve E_B ise oluşan fotoelektronun bağlanma enerjisidir. Şekil 2’de fotoelektrik olayının temsili bir gösterimi verilmektedir.



Şekil 2. Foto elektrik olay gösterimi

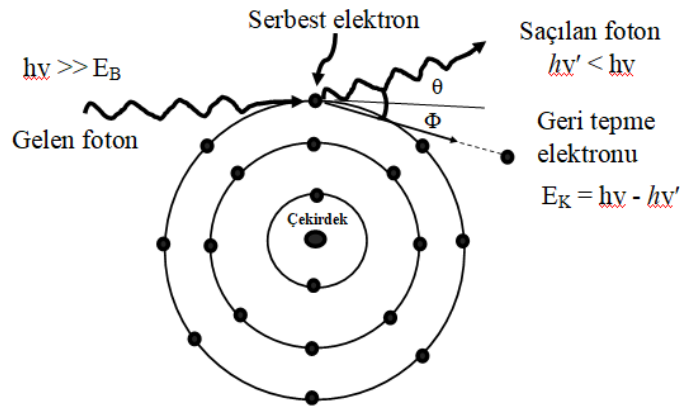
Fotoelektrik olayın meydana gelmesi için, foton enerjisi $h\nu$, fırlatılacak yörünge elektronunun bağlanma enerjisi E_B 'yi geçmelidir ve ayrıca $h\nu$, E_B 'ye ne kadar yakın olursa fotoelektrik olay meydana gelme olasılığı daha da yüksek olur.

Fotoelektrik atenuasyon katsayısının foton enerjisi $h\nu$ 'ye ve soğurucunun atomik numarası Z 'ye bağımlılığı söz konusu olduğunda fotoelektrik atomik atenuasyon katsayısı τ_a yaklaşık olarak $Z^5/(h\nu)^3$ iken fotoelektrik kütle atenuasyon katsayısı τ/ρ yaklaşık $Z^4/(h\nu)^3$ 'e eşittir (31, 32).

2.1.2. Compton Saçılması

Compton olayı, bir foton ile hem durağan hem de serbest elektron arasındaki bir etkileşim olarak ifade edilir. Elbette etkileşen elektron serbest değildir, bunun yerine soğuran bir atomun çekirdeğine bağlı bir elektrondur ancak foton enerjisi $h\nu$, elektronun bağlanma enerjisinden E_B ($E_B \ll h\nu$) çok daha büyüktür, böylece elektronun gevşek bir şekilde bağlı olduğu veya esasen “durağan ve serbest” olduğu söylenebilir. Compton saçılmasında, foton enerjisinin bir kısmını geri tepen elektrona aktarır. Resim 3'te temsili olarak gösterildiği gibi gelen foton bir saçılma açısı θ boyunca $h\nu'$ enerjili foton olarak saçılır.

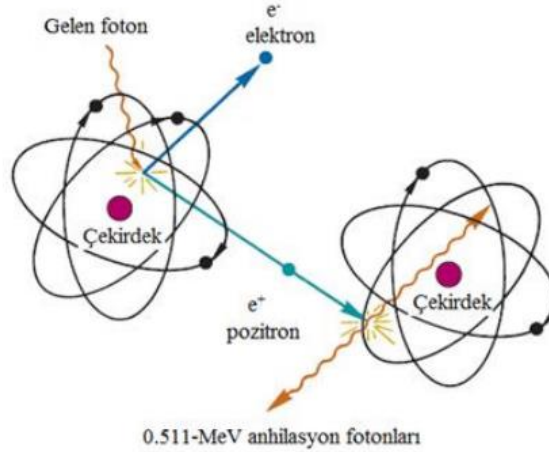
Şekil 3'te Compton olayı temsili olarak gösterilmektedir. Bu resimden görüldüğü gibi etkileşen elektron, kartezyen koordinat sisteminin orijinindedir ve gelen foton, x-ekseni boyunca pozitif yönde ilerlemektedir. Saçılma açısı θ , saçılan fotonun ($h\nu'$) hareket doğrultusu ile pozitif x-ekseni arasındaki açı iken geri tepme açısı ϕ geri tepen elektronunun hareket doğrultusu ile pozitif x-ekseni arasındaki açıdır (31, 32).



Şekil 3. Compton olayının gösterimi

2.1.3. Çift Oluşumu

Çift oluşumu, fotonun yüklü bir parçacığın elektrik alanıyla etkileşime girdiği zaman oluşmaktadır. Foton, elektron ve pozitron çiftinin durgun kütle enerjisi olan 1.022 MeV üstünde bir enerjiye sahip olduğunda genellikle bir atom çekirdeği veya elektronla etkileşerek tamamen ortadan kaybolmaktadır. Çift oluşumunda, foton kaybolur ve foton enerjisi ile bir pozitron elektron çifti (Şekil 4'te gösterildiği gibi) oluşur. Pozitron ve elektronun durgun kütle enerjileri 0.511 MeV olduğundan, çift oluşumu için minimum $2 \times 0.511 \text{ MeV} = 1.022 \text{ MeV}$ 'lik foton enerjisi gereklidir. 1.022 MeV üstündeki enerjili fotonun ortadan kaybolması durumundan foton enerjisi ile 1.022 MeV enerji arasındaki fark üretilen pozitron ve elektrona kinetik enerji olarak aktarılır (33, 34).



Şekil 4. Çift oluşum olayı (Giovagnoli'den, 34)

2.2. İntraoperatif Gama Prob

Gama probu, radyoaktif maddeler tarafından yayılan gama ışınlarını tespit etmek ve ölçmek için ameliyatlarda kullanılan küçük taşınabilen tıbbi cihazdır. Meme kanseri, kutanöz maligniteler, gastrointestinal maligniteler, baş ve boyun maligniteleri, ürolojik maligniteler, nöroendokrin tümörler ve kemik lezyonları gibi çeşitli intraoperatif uygulamalarda önemli rol oynamaktadır (35, 36). Özellikle sentinel lenf düğümü haritalama ve radyo kılavuzlu cerrahi gibi prosedürlerde sıkça kullanılmaktadır. Gama problemlerinin seçimi, standartlaştırılmış performans parametrelerinin eksikliği nedeniyle genellikle hassas bir süreçtir. Bir gama probun yetenekleri, enjekte edilen radyoaktivitenin miktarı ve radyoaktivitenin dağılımı gibi faktörlere bağlı olarak değerlendirilmelidir. Bir intraoperatif

gama probu seçerken dikkate alınması gereken önemli parametrelerin klinik durumlar dikkate alınarak gözden geçirildiği detaylı bir çalışma Kotzassarlidou ve arkadaşları tarafından yayınlanmıştır (37).

2.3. Gama Prob Kullanım Amacı ve Alanları

Gama probu, çeşitli amaçlarla kullanılan ve farklı alanlarda uygulanan bir tıbbi cihazdır. Gama probu, cerrahi müdahale sırasında tümörlerin veya lezyonların doğru bir şekilde belirlenmesine yardımcı olur. Özellikle kanser tedavisinde, gama probu kullanılarak tümörün sınırlarının belirlenmesi ve sağlıklı dokunun korunması sağlanabilir. Bazı kanser türleri, lenf nodlarına yayılabilmektedir. Sentinel lenf nodu haritalama tekniği, kanserin yayılma yolunu belirlemek amacıyla kullanılır. Gama probu, lenf düğümüne en yakın olan ve kanser hücrelerinin ilk olarak yayılması beklenen “sentinel” lenf düğümünü tespit edilmesine yardımcı bir araçtır. Gama probu, nükleer tıp, nükleer enerji santralleri ve nükleer araştırma laboratuvarları gibi yerlerde radyoaktif kontaminasyonun tespit edilmesinde kullanılabilir. Bu şekilde, radyasyon sızıntıları veya kirlenme durumları hızlı bir şekilde tespit edilebilir. Ayrıca gama probu, güvenlik kontrollerinde ve gümrük kontrollerinde kullanılarak radyoaktif malzemelerin tespit edilmesine yardımcı olur. Bu şekilde, nükleer malzeme kaçaklarının veya tehlikeli maddelerin tespiti ve kontrolü sağlanır. Gama probunun kullanım amacı ve alanları, radyasyon tespiti ve ölçümü gerektiren çeşitli uygulamaları kapsar. Sonuç olarak bu cihaz, tıbbi, bilimsel ve güvenlik alanlarında önemli bir rol oynamaktadır (2, 38, 39).

2.4. Gama Prob Yapısı

Gama prob dedektör, kontrol ünitesi ve çıkışın bir arada bulunduğu, düşük ağırlığa ve küçük boyutlara sahip, hepsi bir arada bir cihazdır. Dedektörün temel amacı gama ışınlarının madde ile etkileşmesi sonrası gelen gama ışınlarının sayısı ile orantılı bir elektronik sinyal üretmektir. Gama ışınlarının sayımı açısından kristal tabanlı ve yarıiletken tabanlı olmak üzere gama problarda kullanılan temel iki dedektör materyal sınıfı bulunmaktadır. Kristal kullanımı durumunda gama ışınları kristal ile etkileşerek görünür bölgeye düşen sintilasyon fotonları üretmekte ve bu fotonlar PMT veya diyotlar aracılığı ile sayılabilmektedir. Yarıiletken tabanlı dedektörler içinse ilgili yarıiletken malzeme içerisindeki yük hareketlerinden kaynaklı oluşan akım aracılığı ile gama ışınlarının sayımı yapılmaktadır. Bu tez çalışmasında sintilasyon kristali tabanlı bir dedektör malzemesi üzerinde çalışıldığından anlatım bu çerçevede sürdürülecektir. HiSens model gama probun

dedektör modülü, talyumla aktifleştirilmiş silindirik bir sezyum iyodür [CsI(Tl)] kristaliyle donatılmış olup, yan ve arka yüzeylerinde tungsten bir muhafaza ile korunmaktadır. Bu kristal, bir fotodiyot foto çoğaltıcıya bağlanmıştır. Proben elektroniği, sinyal işleme ve analog tepe algılama görevlerini yerine getirmek için iki küçük karttan oluşur. NEMA NU3-2004 standartlarına göre probun performansını değerlendirmek için prob hassasiyeti, uzaysal çözünürlük, açısal çözünürlük ve enerji çözünürlüğü dahil bir dizi performans parametreleri model kataloğunda sunulmaktadır (5, 13-15).

2.4.1. Kolimatör

Kolimatörler, gama problemlerinin temel bir bileşeni olup belirlenmiş geometrik tasarımlara sahiptirler. Kolimatör, doğal olarak dedektöre doğru gelen fotonların sadece belirli bir yönde dedektöre ulaşmasına izin vererek, görüntünün sadece belirli bir bölgedeki radyasyonun uzamsal değişkenliğiyle yakından ilişkili bir temsili oluşmasını sağlar. Nükleer tıp enstitüleri tarafından önerilen ve kullanılan çeşitli kolimatör türleri ve tasarımları vardır. Paralel delikli, diverjan, konverjan, pinhole gibi çeşitli kolimatörler kullanılırken (gama kameralarda), gama problemlerinde ise kristali kaplayacak bir biçimde silindirik şekilde kullanılırlar (40, 41).

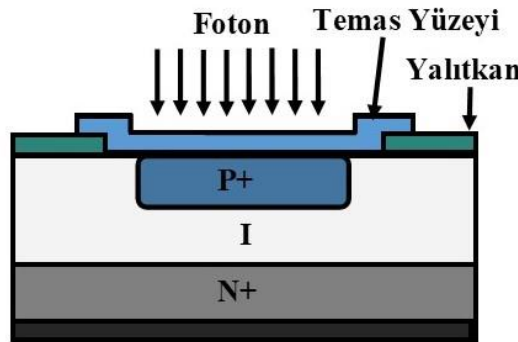
2.4.2. Kristal

Kristaller, gama ışınlarını, algılanabilir bir elektronik sinyali üretmek üzere bir fotodiyot tarafından yükseltilerek görünür bölge ışıklarına çevirebilen bir ışıldama mekanizmasıdır. Gama ışınlarının algılanmasında çok önemli bir yöntem olan kristal sintilatörler kullanılmaktadır. Bu sintilatörler bir gama ışın dedeksiyonu olarak kullanılırken gama ışınının kendisi algılanmaz, oluşturduğu ışık dikkate alınır. Kristal, bir gama prob tasarımında kullanılmadan önce belirli özelliklere dayanarak seçilmelidir. Yüksek yoğunluk, yüksek atom numarası, hızlı bozunma süresi, yüksek ışık çıkışına sahip sintilatörler daha iyi sayım performansına sahip olduğundan tercih edilmekle birlikte maliyette diğer bir faktör olarak malzeme seçimini etkilemektedir. Tanısal radyoloji alanında mükemmel bir dedektör malzemesi bulunmamakla birlikte, genellikle seçilen malzeme, alternatiflere göre tercih edilmesini sağlayan bazı arzu edilen özelliklere sahiptir. Işıldama, gelen fotonun etkileştiği kristal malzemeyle foto elektrik olay veya compton saçılması yapmasıyla meydana gelir. Foto elektrik veya compton etkileşimlerinden elde edilen elektronlar, kristal atomlarının ve moleküllerinin uyarılmasıyla kristal içerisinde kısa mesafeler kat eder. Bu uyarılmalar parıldama ışığını oluşturmaya devam eder. CsI(Tl), gama problemleri için yaygın olarak

kullanılan bir dedektör malzemesidir. CsI(Tl) kristali PMT'nin sinyali ile zayıf bir şekilde eşleşir. Kırmızı bölgeye genişletilmiş fotonlar sinyal aktarabilen fotodiyotlarla ölçüldüğünde, sintilasyon verimi çok daha yüksek olur (41-43).

2.4.3. PIN Fotodiyot

PIN fotodiyot, sintilasyon kristalinden yayınlanan fotonu ölçmeye yarayan yarıiletken bir elektronik devre elemanıdır. PIN fotodiyot, p tipi katman, içsel katman ve n tipi katman olmak üzere 3 ana katmandan oluşur. p-tipi ve n-tipi katmanlar sırasıyla pozitif ve negatif yük taşıyıcılarının fazlasını içerirken, içsel katman hafifçe katkılanarak, bir tükenme bölgesi olarak görev yapar. Yeterli enerjiye sahip olan fotonlar, iç katmandaki elektronları uyararak, elektron-delik çiftleri oluşturabilir. Diyot içindeki pn eklemesinin oluşturduğu elektrik alan bu yük taşıyıcılarını ayırarak, elektronların n tipi bölgeye, deliklerin ise p tipi bölgeye doğru hareket etmesine neden olur. Yüklerin bu şekilde ayrılması, tespit edilebilecek ve ölçülebilecek bir akım akışıyla sonuçlanır. Şekil 5'te bir pin fotodiyot yapısı gösterilmektedir (44, 45).



Şekil 5. PIN fotodiyot yapısı

2.5. Gama Probu Çalışma Prensibi

Gama probu, temelde gama ışınlarını tespit etmek ve ölçmek için kullanılan bir cihazdır. Şekil 6'da görülen gama probunun ucunda bulunan dedektör, gama ışınlarını algılar. Dedektör genellikle bir sintilasyon kristali veya yarıiletken kristali içerir. Sintilasyon kristalleri, gama ışınlarını ışık enerjisine dönüştürürken, yarıiletken dedektörler gama ışınlarını doğrudan elektrik sinyallerine dönüştürür. Sintilasyon kristali olan dedektörlerde, gama ışınları kristale çarptığında ışık enerjisi üretilir. Bu ışık enerjisi, kristalde bulunan fotokatot adı verilen bir malzeme tarafından emilir ve daha sonra fotokatot üzerinde

elektronlar serbest bırakır. Serbest bırakılan elektronlar daha sonra foton çoğaltıcı tüpüne yönlendirilir. Foton çoğaltıcı tüp yerine kazanç oranı yüksek fotodiyot kullanımı yaygınlaşmıştır. Üzerlerine ışık düştüğünde ilettime geçen devre elemanlarına fotodiyot (ışığa duyarlı diyot) denir. Fotodiyotlar üzerlerine düşen ışık ile orantılı olarak belirli bir miktarda voltaj da üretirler. Fakat bu özelliğinden ziyade daha çok ters polarize edilerek kullanılır ve sızıntı akımlarının ışık ile orantılı olarak değişmesi özelliğinden yararlanır. Elektrik sinyalleri, gama probunun içindeki elektronik devrelerde işlenir. Yükselticiler (amplifikatörler), sinyalleri yükseltirken, filtreler ise gürültüyü azaltır ve istenmeyen sinyalleri filtreler. Ayrıca, darbe yüksekliği analizörleri, sinyallerin enerjisini ölçer ve gama ışınının enerji seviyesini belirler. İşlenen sinyaller, bir ekran biriminde görselleştirilir. Bu ekran birimi, bir analog gösterge veya dijital bir okuma olabilir. Gama probunun kullanıcısı, ekran birimi aracılığıyla gama ışınlarının yoğunluğunu, enerji seviyesini ve diğer ilgili bilgileri takip edebilir (46, 47).



Şekil 6. Gama prob yapısı

2.6. Gama Prob Türleri

Gama probunun farklı türleri ve çeşitleri bulunmaktadır. İntraoperatif olarak kullanılan gama prob sistemleri kullandıkları radyasyon madde etkileşmesi türüne göre iki sınıfa ayrılır. Bunlardan biri sintilasyon kristali kullanan gama prob sistemi ve diğeri de yarıiletken malzeme kullanan gama prob sistemidir.

2.6.1. Sintilasyon Kristalli Problar

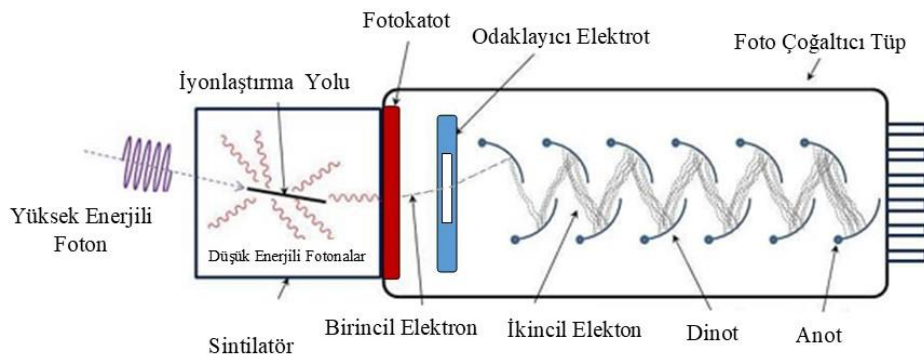
Bu tür problar, gama ışınlarını algılamak için sintilasyon kristallerini kullanır. Sintilasyon probu, iyonlaştırıcı bir parçacığın hareket enerjisini, sintilasyon materyali

tarafından üretilen ışık sinyaline veya sintilasyona çeviren bir malzemedir. Sodyum iyodür (NaI) veya sezyum iyodür (CsI) gibi kristaller bu tür gama problemlerde kullanılabilir.

Sintilasyon problemleri, nükleer tıp, nükleer fizik ve gama ışını spektrometresi vb. gibi birden fazla uygulama alanlarına kullanılırlar. Bununla birlikte radyasyon için yüksek sayım verimliliği, geniş enerji spektrumunu ölçme, her ortamda çalışma yeteneği, yüksek sayım yani 100 sayım/s ve üstün zaman çözünürlüğü ile tanındıklarından dolayı önemlidirler.

Sintilasyon kristal problemlerin çalışma işleyişi, prob ortamında radyasyonun soğurulan enerjisinin ışık sinyaline dönüştürülmesine dayanır. Bu dönüşüm, fotonun sintilatör kristaliyle etkileşimi ile gerçekleşir. Gama ışınları Şekil 7’te gibi kristale enerji verdiğinde, elektronlar uyarılır ve kristaldeki boşluklar nedeniyle değerlik bandından iletim bandına geçer. Bu süreçte, bir foton ışığı serbest bırakarak uyarılmış elektronlar geri döner. Sintilatör kristalindeki talyum gibi safsızlıklar, soğurulan enerjinin daha verimli bir şekilde ışığa dönüşmesini sağlar. Bu ışık sinyalleri daha sonra fotoçoğaltıcı tüp veya fotodiyot gibi cihazlar kullanılarak elektrik sinyallerine dönüştürülür (48, 49).

Özetle, sintilasyon dedektörleri, radyasyonun enerjisini soğuran kristal malzemeler aracılığıyla ışık sinyaline dönüştürerek çalışır. Bu dönüşüm süreci, gama ışınlarının kristal içinde elektronları uyararak ve tekrar serbest bırakarak gerçekleşir. Bu işlem, sintilatör kristallerindeki safsızlıkların yardımıyla daha verimli hale getirilir. Son olarak, ışık sinyalleri elektrik sinyallerine dönüştürülerek algılanır ve işlenir.



Şekil 7. Sintilasyon dedektör şeması (Güngör'den, 48)

2.6.2. Yarıiletken Dedektör Malzemeli Problar

Yarıiletken dedeksiyon sistemleri silisyum (Si) veya germanyum (Ge) gibi tek bir kristal yapıdan oluşan yarıiletken materyallerdir. Katıların band yapısına göre bir yarıiletkende dolu valans bandı ve yaklaşık 1 eV olan bir yasak enerji aralığının üstünde bir iletkenlik bandı bulunur. Valans bandından bir elektronu uyararak iletim bandına geçirmek için yaklaşık 3 eV enerjiye ihtiyaç vardır. İletim bandındaki elektron uyarılarak valans bandında deşik oluşturur. Deşikler elektronla benzer özelliklere sahip pozitif bir yük gibi davranış gösterir. Yarıiletkene bir elektriksel potansiyel uygulanırsa deşikler katoda elektronlar anota hareket ederler ve bu iki yükün hareketinden dolayı bir akım oluşur. Bir yarıiletkende bir radyasyonun oluşturduğu elektron deşik çiftlerinin hareketinden kaynaklanan bu akım bir elektronik devre ile hesaplanırsa radyasyonun özellikleri (enerjisi, aktivitesi gibi) belirlenebilir. Bu şekilde tasarlanan detektörlere yarıiletken detektörler denir. Gazlı detektörlerde bir iyon çifti oluşturmak için yaklaşık 25 eV enerji gerekirken yarıiletkenlerde bir elektron deşik çifti oluşturmak için yaklaşık 3 eV enerji gerekir. Bu sebeple, yarıiletkenlerde gazlı ortama göre aynı enerji transferinde daha fazla elektron deşik çifti oluşur ve istatistiksel sapmalar daha küçüktür. Bu tür malzemeler ve bu teknoloji çok iyi foton çözünürlüğünü sağlayan yüksek verimli yarıiletken detektörlerin üretilmesi avantajını sağlamıştır. Enerji çözünürlüğü, gazlı ve sintilasyon detektörlerine göre çok daha iyidir. Ancak, düşük sıcaklıkta çalışması (sıvı azot sıcaklığı) nedeniyle kullanım maliyetinin diğer tür detektörlere göre yüksek olmasıdır (48, 49).

2.7. Gama Prob Performans Parametreleri

Bir gama probun performansını etkileyen parametreler, tasarım ve bileşenlerinin seçimine bağlıdır. Genellikle, bir gama probun performansının değerlendirilmesi aşağıda alt başlıklarda detaylandırılan hassasiyet, enerji çözünürlüğü, uzamsal çözünürlük ve açısal hassasiyet gibi nicelikleri içerir.

2.7.1. Hassasiyet

Hassasiyet (verimlilik), birim aktivite başına tespit edilen sayım oranıdır. Belirli bir aktiviteden tespit edilen sayım oranı büyük ölçüde kaynak-dedektör geometrisine ve ortama bağlı olduğundan, hassasiyetin karakterizasyonu belirsiz olabilir. Hassasiyet geometrik ve içsel (intrinsic) olmak üzere iki gruba ayrılır.

Geometrik hassasiyet, bir radyoaktif kaynaktan yayılan ışınların dedektörün duyarlı hacmiyle kesişen kısmını ifade eder. Başka bir deyişle, dedektöre ulaşan ışınların oranını temsil eder. Geometrik hassasiyet, radyasyona duyarlı dedektör alanıyla doğru orantılıdır, yani daha büyük bir dedektör daha fazla ışını yakalar. Bir nokta kaynak için geometrik hassasiyet, kaynak-dedektör mesafesinin karesi ile ters orantılıdır. Bu, kaynak ve dedektör arasındaki mesafenin artmasıyla dedektöre ulaşan ışınların hızla azaldığı anlamına gelir.

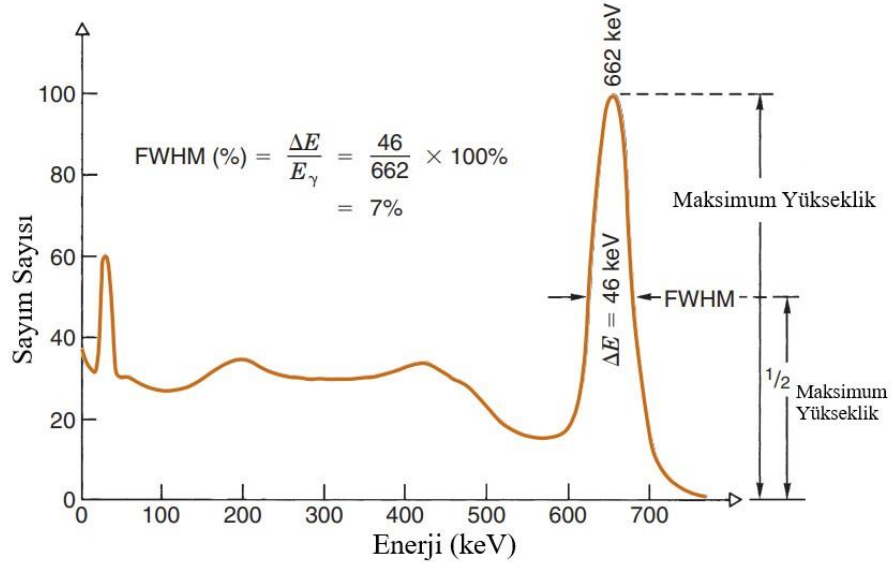
İçsel hassasiyet, dedektörün gelen radyasyonu algılanabilir sinyallere dönüştürme yeteneğini ifade eder. Bu bileşen, dedektörün malzeme özelliklerine, tasarımına ve gelen radyasyonu ölçülebilir elektrik sinyallerine dönüştürme yeteneğine bağlıdır. Bir dedektörün genel hassasiyeti hem geometrik ve hem de içsel hassasiyetin toplamı şeklinde ifade edilir. Belirli bir radyasyon tespit uygulamasında en iyi hassasiyeti elde etmek için dedektörün tasarımını optimize etmek, uygun dedektör malzemelerini seçmek ve kaynak-detektör geometrisini dikkatli bir şekilde ele almak önemlidir (5, 50).

Gama prob sisteminin hassasiyeti, cihazın performansını ifade eden önemli bir ölçüttür. Hassasiyet, Eşitlik 2’de gösterildiği gibi birim aktivite başına dedektör tarafından tespit edilen sayım oranıdır (51).

$$\text{Hassasiyet} = \text{Sayım} / \text{Aktivite} \quad (\text{Eşitlik 2})$$

2.7.2. Enerji Çözünürlüğü

Enerji çözünürlüğü, bir sistemin farklı enerjilere sahip iki gama fotonunu birbirinden ayırt edebilme kabiliyetini ifade eder. Bir radyonüklidin enerji-sayım grafiğinde, radyonüklitten yayınlanan bir gama enerjisinde, dar ve keskin bir tepe oluşması beklenir. Bu tepe “*fotopik*” olarak adlandırılır. Enerji çözünürlüğü, bu fotopikin yarı yükseklikteki tam genişliği (FWHM) hesaplanarak belirlenir (Eşitlik 3). FWHM, radyonüklidin ilgili gama enerjisine (E_γ) bölünerek oransal bir değer elde edilir. Son olarak, bu oransal değer 100 ile çarpılarak enerji rezolüsyonu yüzdesi elde edilir (Eşitlik 4). Şekil 8’de örnek bir gama spektrumu gösterilmektedir. Bu spektrumda ^{137}Cs izotopundan yayımlanan 662 keV enerjili γ ışınlarını gösteren bir fotopik gösterilmektedir. Şekil üzerinde ^{137}Cs için enerji çözünürlüğü, fotopik tepe enerjisi E_γ ’nın FWHM yüzde olarak ifade eden sonuçları görülmektedir (52).



Şekil 8. ^{137}Cs izotopundan yayımlanan 662 keV enerjili γ ışınlarını içeren ^{137}Cs gama enerji spektrumu örneği

$$\text{FWHM} = 2.35\sigma \quad (\text{Eşitlik 3})$$

Gausyen şekilli bir eğri için FWHM, standart sapma (σ) ile ilişkilidir. Standart sapma, bir dağılımın genişliği ile ilişkili olup, bu dağılıma ait verilerin ne kadar yayıldığını gösterir.

$$\text{Enerji çözünürlüğü (\%)} = \frac{\text{FWHM}}{E_\gamma} \times 100 \quad (\text{Eşitlik 4})$$

Enerji çözünürlüğü, bir dedektörün gama fotonları arasındaki enerji farklarını ne kadar hassas bir şekilde belirleyebildiğini gösterir. 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 (53).

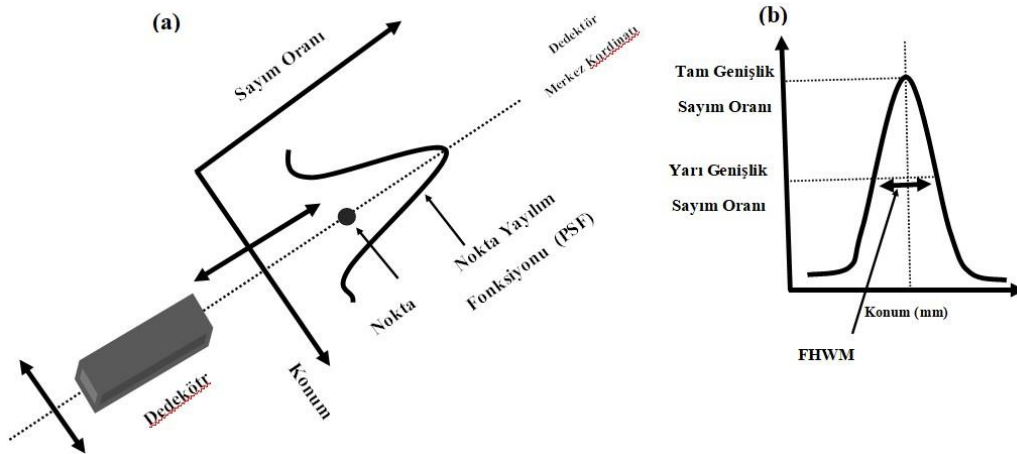
2.7.3. Uzamsal Çözünürlük

Dedektörler için, uzamsal çözünürlük kritik bir performans parametresidir. Bu, dedektörün bir kaynağın konumunu doğru bir şekilde belirleme yeteneğini yansıtmaktadır. Algılanan sayım hızı, dedektörün merkezi eksen den yanal (lateral) uzaklığına bağlı olarak hızlı bir şekilde düşmesi performans açısından iyi bir uzamsal çözünürlük anlamına

gelmektedir. Hava içindeki bir nokta kaynak kullanılarak nokta yayılım fonksiyonu (PSF) oluşturmak mümkündür (Resim 9). Proben uzaysal çözünürlüğü daha sonra PSF'nin FWHM'si olarak ifade edilebilir.

Şekil 9 (a)'da gösterildiği gibi, bir dedektörün uzaysal çözünürlüğü, kaynağın dedektörden uzaklığı arttıkça dramatik bir şekilde kötüleşir, çünkü probun görüş alanı uzaklık arttıkça artar. Uzaysal çözünürlüğün uzaklıkla birlikte bozulması, bir saçılma ortamının olmaması nedeniyle hava içinde daha az dramatiktir. Bir kolimatörün kullanımı, probun görüş alanını doğrudan probun önündeki dokuya sınırlamaya ve uzaysal çözünürlüğünü artırmaya yardımcı olur. Ancak, hassasiyet ve uzaysal çözünürlük, ters orantılı performans parametreleridir: Hassasiyet, uzaysal çözünürlük arttıkça kötüleşir ve uzaysal çözünürlük, hassasiyet arttıkça bozulur.

Uzamsal çözünürlüğü elde etmek için Resim 9 (b)'de gösterildiği gibi yarı yükseklikteki tam genişlik değeri kullanılır. Bu değer, bir nokta kaynağının yeniden oluşturulan görüntüsündeki nokta yayılma fonksiyonunun (PSF) genişliğini temsil eder. Daha küçük bir FWHM değeri, daha iyi bir uzamsal çözünürlüğü temsil ederken, daha büyük bir FWHM değeri daha düşük bir uzamsal çözünürlüğe karşılık gelmektedir (54, 55).



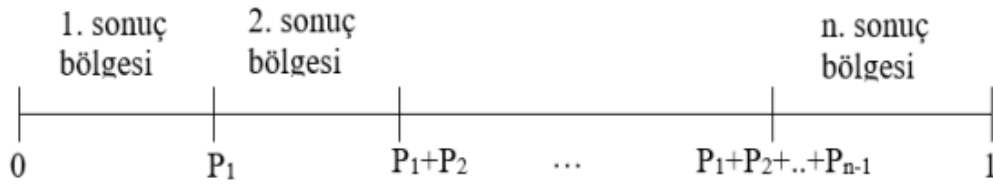
Şekil 9. (a) Bir dedektörün uzaysal çözünürlüğüne ilişkin şematik gösterimi. (b) Uzaysal çözünürlüğün gama spektrumundan eldesi

2.7.4. Açısal Hassasiyet

Açısal hassasiyet gama probunun iki ayrı noktayı birbirinden ayırt edebilme yeteneğinin bir ölçüsüdür. Genellikle dağılım fonksiyonun FWHM'u olarak ölçülür. Optimal olarak, probun katı bir açı içindeki fotonlara duyarlı olması gerekir. Bu intraoperatif gama probu sistemleri için önemli bir parametredir. Genellikle derece veya radyan cinsinden ifade edilir (56).

2.8. Monte Carlo Yöntemi

Belli bir ölçme veya deneyi bir olay olarak isimlendirirsek, herhangi bir olayın belli olasılıklarla meydana gelen çeşitli sonuçları olur. Bu sonuçlar da ayrı ayrı birer olay olarak düşünülebilir. Örneğin fotonun bir ortamda etkileşmesi bir olay, fotoelektrik olay, compton olayı veya çift oluşumu ise birer sonuçturlar. Bu üç sonuç da birer olaydır. n-tane sonucu ve bu sonuçların meydana gelme olasılıkları $P_1, P_2, \dots P_n$ olan bir olay tasarlanabilir. Tasarlanan bu olayı gelişigüzel sayılar kullanarak taklit edildiğinde, gelişigüzel sayı eksenini Şekil 10'da görüldüğü gibi n -tane bölgeye ayırmak mümkündür.



Şekil 10. Olasılık bölgesi

Şekil 10'da gösterilen gelişigüzel sayıları sonuç bölgelerine ayırmakla, gelişigüzel sayıların P_1 olasılıkla belirlenen miktarını 1. sonuç, P_2 olasılıkla belirlenen miktarını 2. sonuç, ..., P_n olasılıkla belirlenen miktarını da n. sonuç için ayrılmış olur. Böylece, türetilen bir gelişigüzel sayı hangi sonuç bölgesine düşerse olayda o sonuç meydana gelmiştir.

$0 < \xi < P_1$ ise 1. sonuç

$P_1 < \xi < P_1 + P_2$ ise 2. sonuç

$P_1 + P_2 + \dots + P_{n-1} < \xi < 1$ ise n. sonuç

meydana gelir. Şimdi de, $a \leq x \leq b$ aralığında, her bir x sonucunun ortaya çıkma olasılığı, $f(x)$ sıklık fonksiyonu ile belirlenen bir olay taklit edilebilir. Olayda sonucun x ile $x+dx$ aralığında gelme olasılığı,

$$p(x)dx = \frac{f(x)}{\int_a^b f(x)dx} \quad (\text{Eşitlik 5})$$

şeklindedir. Burada $p(x)$ fonksiyonuna olasılık yoğunluk fonksiyonu denir. Toplam olasılık yoğunluk fonksiyonu veya olasılık dağılım fonksiyonu,

$$P(x) = \int_a^x p(x')dx' \quad (\text{Eşitlik 6})$$

şeklinde tanımlanır. $a \leq x \leq b$ aralığında, her x değerine karşılık $P(x)$ fonksiyonu 0-1 aralığında gelişigüzel değerler alır. $P(x)$ değerinin ortaya çıkma sayısı yani sıklık fonksiyonu düzgün bir dağılım gösterir. O halde $P(x)$ 'i ξ 'e eşitleyebiliriz. Yani

$$\xi = \frac{\int_a^x f(x')dx'}{\int_a^b f(x)dx} \quad (\text{Eşitlik 7})$$

ifadesi elde edilir. Buna Temel Monte Carlo İlkesi denir. Yukarıdaki denklem tersine çevrilerek ξ değerlerine bağlı olarak x değerleri,

$$x = P^{-1}(\xi) \quad (\text{Eşitlik 8})$$

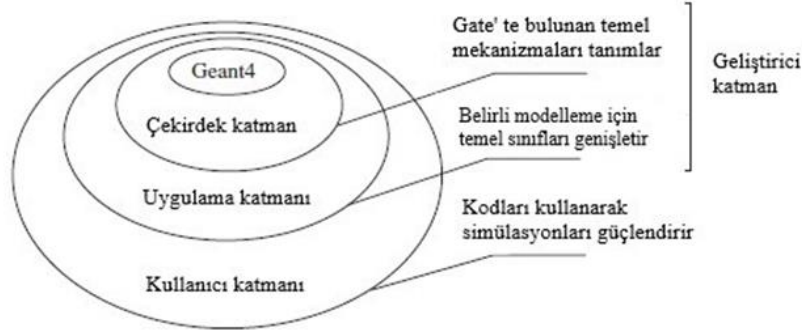
şeklinde elde edilir. Türetilen her bir ξ 'ye karşılık gelen x değerleri yukarıda verilen denklemlerden hesaplanır. Böylece 0-1 arası düzgün dağılımlı ξ değerleri kullanılarak a - b aralığında $f(x)$ dağılımlı x değerleri elde edilir (30).

2.9. OpenGATE

OpenGATE (57) tasarımı, nükleer tıp alanındaki kullanıcıların programlama detaylarıyla uğraşmadan GATE'i (58) rahatlıkla kullanabilmesi ve yazılımı kullanmak için karmaşık bir C++ bilgisine ihtiyaç duyulmadan çalışmaların yapılabilmesi amaçlanarak oluşturulmuştur. GATE modüler bir yapıya sahiptir. Böylece yeni uygulamalar geliştirildikçe kolayca uyum sağlayabilir ve geliştirilebilir. GATE geliştirici katmanı, Şekil 11'de gösterildiği gibi çekirdek katmanı ve uygulama katmanından oluşur. Bu katmanlar, GATE'in en temel özelliklerini sağlayan çeşitli sınıfları içerir. Bu sınıflar, GATE'in ne tür araçlar sunduğunu, geliştiricilerin ne tür işlemler yapabileceğini ve bu işlemleri nasıl gerçekleştirebileceğini tanımlar (59).

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 elektronığı modellemesi ve veri çıktısı için GATE’te bulunan temel mekanizmaları da tanımlar.



Şekil 11. GATE’in katmanlı mimarisinin taslağı (Sarrut’dan, 59)

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. 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.

Kullanıcı katmanında GEANT4, etkileşimli olarak veya komut dosyaları aracılığıyla simülasyonları çalıştırmak için mekanizmalar sağlar. GATE’in önemli bir ilkesi, her sınıfın komut yorumlayıcı sınıfına özel uzantılar sağlamasıdır; böylece sınıf tarafından sağlanan işlevsellik komut dizleri aracılığıyla kullanılabilir hale gelir. GATE’in son kullanıcıları, bu nedenle herhangi bir C++ kodu yazmak zorunda kalmazlar (57, 58).

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. GATE'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.



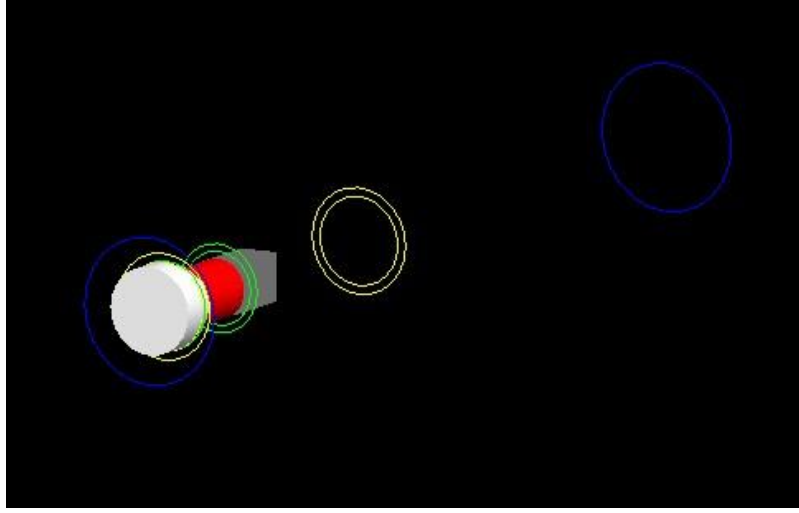
3. YÖNTEM

Tez çalışmasında yüksek gama enerjileri için sintilasyon kristali ve fotodiyot bileşenlerinden oluşan bir gama prob için kristal etkinliğinin benzetim tabanlı olarak incelenmesi amaçlandığından ilk olarak gerçekleştirilecek benzetimin testi için gerçek bir gama prob dikkate alınarak çalışmaya başlanmıştır. İlk olarak KTÜ Farabi Hastanesi Nükleer Tıp Kliniğinde kullanılan HiSens gama probu (Şekil 12) OpenGATE benzetim kodu aracılığı ile Şekil 13'te gösterilen tasarım makrosu hazırlanmıştır (60). Bu benzetimin testi sonrası farklı kristal uzunlukları dikkate alınarak çalışmanın diğer kısımları enerji çözünürlük, hassasiyet, uzamsal çözünürlük ve açısal hassasiyet gibi nicelikler incelenmiştir. Bu nedenle bu bölümde öncelikle Monte Carlo metodu ve bu yöntemeye dayalı sayma sistemleri için geliştirilmiş kodlardan ve bu kodların kullanılması ile elde edilecek verilerin analizi için kullanılan kodlar açıklanmaktadır (58).



Şekil 12. Karadeniz Teknik Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim dalında kullanılan HiSens Gama probu ve içindeki temel parçalar (kolimatör, kristal, fotodiyot)

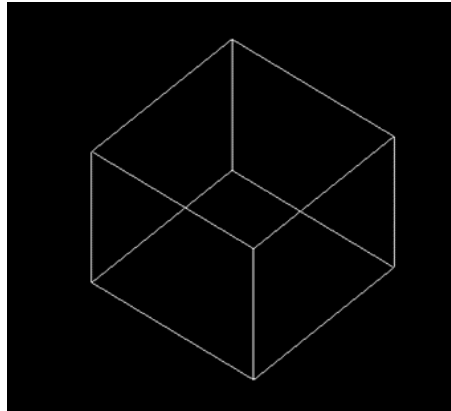
Çalışmamızda Gama prob sintilasyon kristali uzunluğunun düşük enerji (140 keV) ve yüksek enerji (511 keV) aralıklarında sayım performansına etkisi araştırılmıştır. Bu bölümde, çalışmanın temelini oluşturan bu süreci ayrı alt başlıklar halinde sunulmaktadır. Bu bölümde ilk olarak, simülasyon için gereken çalışmalar ve açıklamalar belirtilmiş ve ardından kullanılan simülasyon aracına ilişkin teknik bilgilere yer verilerek benzetim sonuçlarının analizi için kullanılan teknik metotlar açıklanmaktadır.



Şekil 13. OpenGATE kodunda tasarlanan gama prob geometrisi

3.1. OpenGATE Uygulaması

Bu tez çalışmasında nükleer tıpta kullanılan standart bir gama prob cihazının tasarımı GEANT4'ün tıbbi uygulamaları simülasyonunda kullanılan OpenGATE platformu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Benzetimde ilk olarak geometri tasarımı oluşturuldu. Bunun için OpenGATE'te tanımlı standart bir gama kamera makrosu gama prob bileşen ölçülerine göre modifiye edilerek gama prob makrosu elde edildi. Tasarım süreci, kullanıcıların fiziksel nesneleri gerçek dünyaya uygun bir şekilde modellemelerine olanak tanır, böylece simülasyonlarını doğru bir şekilde oluşturabilirler. OpenGATE'in geometri tasarımı, nesnelerin boyutları, konumları, malzeme özellikleri ve diğer parametrelerini tanımlamak için kullanılan bir süreçtir. Bu çalışmada gama prob sisteminin geometrisi aşağıda detaylandırıldığı gibi tasarlanmıştır.



Şekil 14. World (gama probun tasarım uzayı)

Benzetimin fiziksel ortamını belirlemek için Şekil 14’te olduğu gibi X, Y ve Z koordinatları 100 cm olan bir “world” tanımlanmıştır. “world”, simülasyonun gerçekleştiği fiziksel uzayı ifade eder. Bu uzay, tüm diğer dedektör bileşenlerini ve malzemelerini içerir. Simülasyonun temel çerçevesi olan "world", parçacıkların izleneceği, etkileşimlerin benzetileceği ve detektör tepkimelerinin gerçekleşeceği alandır. Bu benzetim çalışmasında ilk olarak benzetimin geçerliliğini test etmek için gerçek bir gama prob geometrisi (HiSens) kullanılmış olup bu gama probun geometrik boyutları Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1. HiSens marka gama probunun bileşen boyutları (crystal-photonics’dan, 60)

Gama Prob	Silindirik CsI(Tl) sintilasyon kristali 6 mm (yarıçap) x 8 mm (uzunluk) ve 20 mm ² pin-fotodiyot
Prob Özellikleri	Uzunluk : 220mm; Kablo Uzunluğu ; 3 m El Tutacağı ; 20 mm Çapı ; 15 mm Ağırlık ; Yaklaşık 200 g
Kolimatör Materyali	Tungsten (yanal kalınlık: 3.15 mm)

GATE platformunda kolimatör, detektör düzenlemeleri içinde yaygın olarak kullanılan bir bileşendir. Kolimatör için kullanılan materyal tungstendir. Kolimatör tek delikli yapıda tasarlanmıştır. Bu çalışmada düşük, orta ve yüksek enerji için tek tip kolimatör tasarlanmıştır. Tablo 1’de tasarımı yapılan bu kolimatörün geometrik boyutları listelenmektedir. Tablo 2’de ise bu çalışmada kullanılan sintilasyon kristalinin uzunluk değerleri verilmiştir.

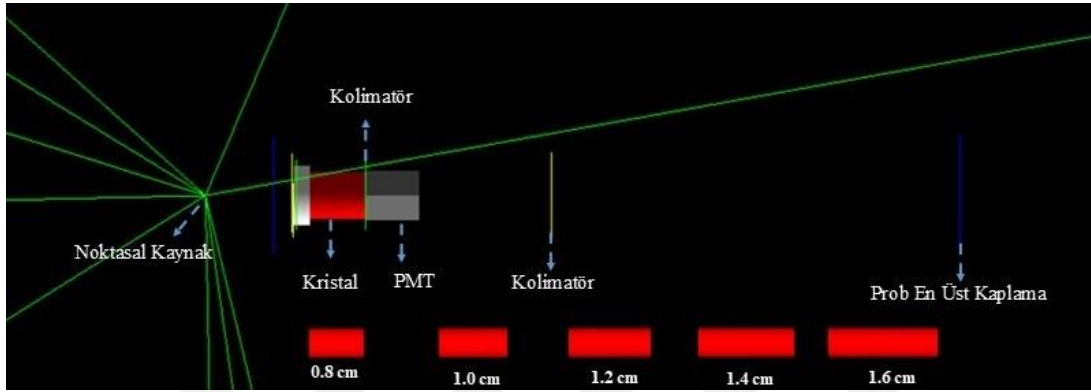
Tablo 2. CsI kristali için benzetimi yapılan uzunluk değerleri

Kristal Uzunlukları (cm)	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
--------------------------	-----	-----	-----	-----	-----

Son olarak geometriye “fotoçoğaltıcı tüp” (PMT) eklenmiştir. Şekil 15’te tasarlanan benzetim geometrisinin görüntüsü sunulmaktadır. Tasarlanan gama probun özellikleri, hassasiyeti belirlemek için 0 mm, 10 mm, 30 mm ve 100 mm uzaklıklarda 1 MBq aktiviteli 140 keV, 364 keV ve 511 keV enerjili izotropik gama nokta kaynakları kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Açısal hassasiyeti belirlemek için 30 mm ve 100 mm kaynak-prob mesafelerinde 10°'lik dönüş adımlarıyla -60° ile +60° arası için benzetimler yapıldı. 1 MBq aktivite kullanılarak, her açı ve mesafede 140 keV ve 511 keV gama enerjili nokta kaynak kullanıldı. Simülasyon kurulumunun temsili Resim 13'te verilmektedir.

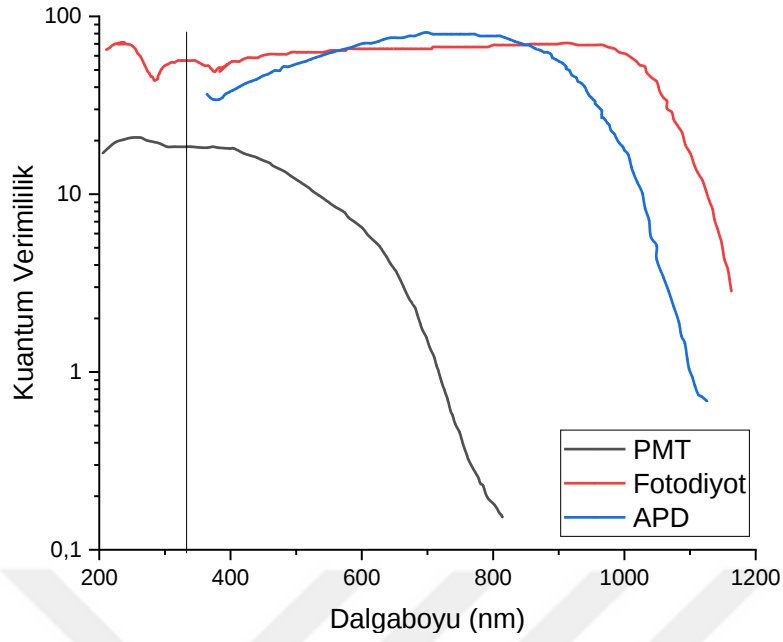
Uzamsal çözünürlük için nokta kaynak (hem 140 keV ve hem de 511 keV) probdan 10 mm uzaklığa yerleştirilmiştir. Daha sonra 5 mm'lik adımlarla prob sağa ve sola 30 mm uzaklığa kadar konumlandırılarak benzetimler yapılmıştır.



Şekil 15. Benzetimi yapılan farklı kristal uzunluklarının gösterimi

Gama probun kristal uzunluğunun sistem performansına etkisini belirlemek için kristal uzunluğu 0.8 cm'den başlanarak 1.0 cm, 1.2 cm, 1.4 cm ve 1.6 cm olarak değiştirilmiştir. Kristal uzunluğunun benzetimler için kademeli olarak artışı Resim 15'te gösterilmektedir.

Bu çalışmada OpenGATE benzetim platformunda fotoçoğaltıcı olarak PMT vardır. Ancak incelenen gama probda ise foton çoğaltıcı olarak fotodiyot bulunmaktadır. Bu durum dan dolayı PMT'ye göre benzetimler yapılarak PMT ve fotodiyot arasındaki optik performansı Şekil 16'da elde edilen 3.05 katsayısı kullanılarak kalibre edilmiştir (61).



Şekil 16. PMT, APD (çığ fotodiyotu) ve fotodiyotun spektral tepkisi (photonics'den, 61)

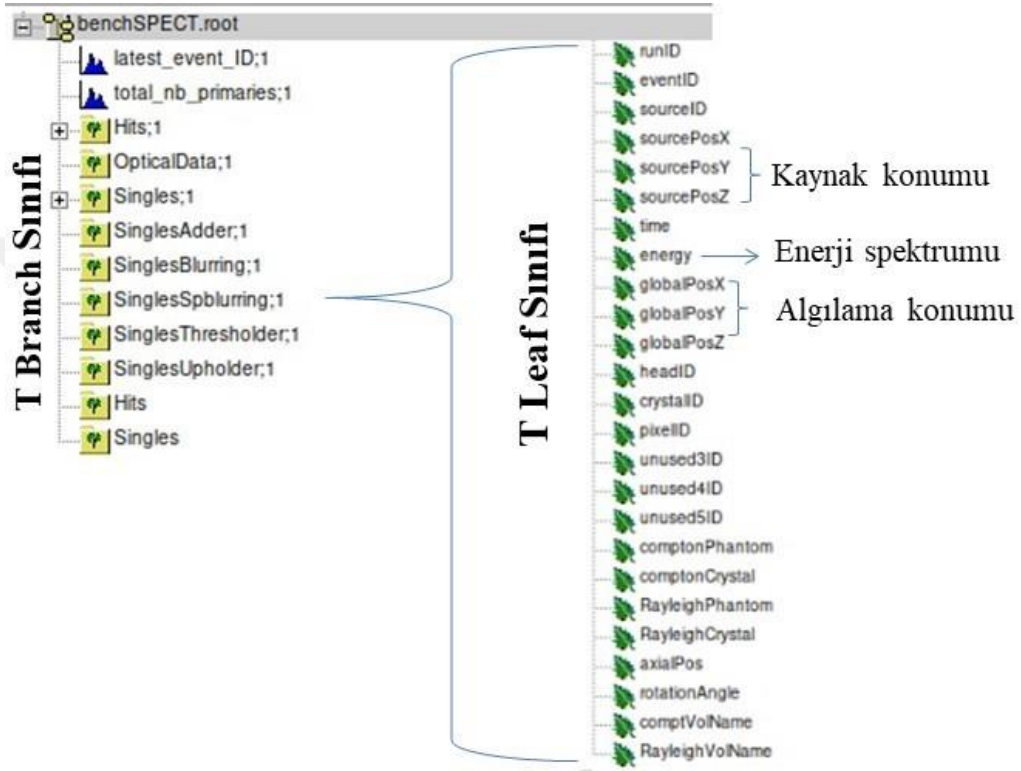
Her bir kaynak için 1 saniye sayım zaman aralığında benzetim verileri alınmıştır. Tüm çıktı verileri ROOT (62) veri programı ile analiz edilmiştir.

GATE 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 (62). Bu çalışmada bütün veriler ROOT formatında hazırlanıp gerekli analizler ROOT yazılımı ile yapılmıştır.

3.2. ROOT Spektrum Analizi

Monte Carlo simülasyonunda kullanılan ROOT, 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 (62-64). Şekil 17'de gösterildiği gibi GATE platformunda, T branch sınıfları, sayısallaştırıcı modellerdeki her adımın sonucunu temsil eder. Bu adımlar, örneğin darbe (hit) ve sinyal gibi, simülasyon sürecinin farklı aşamalarına

karşılık gelir. Bu aşamalarındaki 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 niceliklerdir) görüntülerin uzaysal çözünürlüğünü, homojenliğini, kontrastını ve hassasiyetini değerlendirmek amacıyla kullanılır (65, 66).



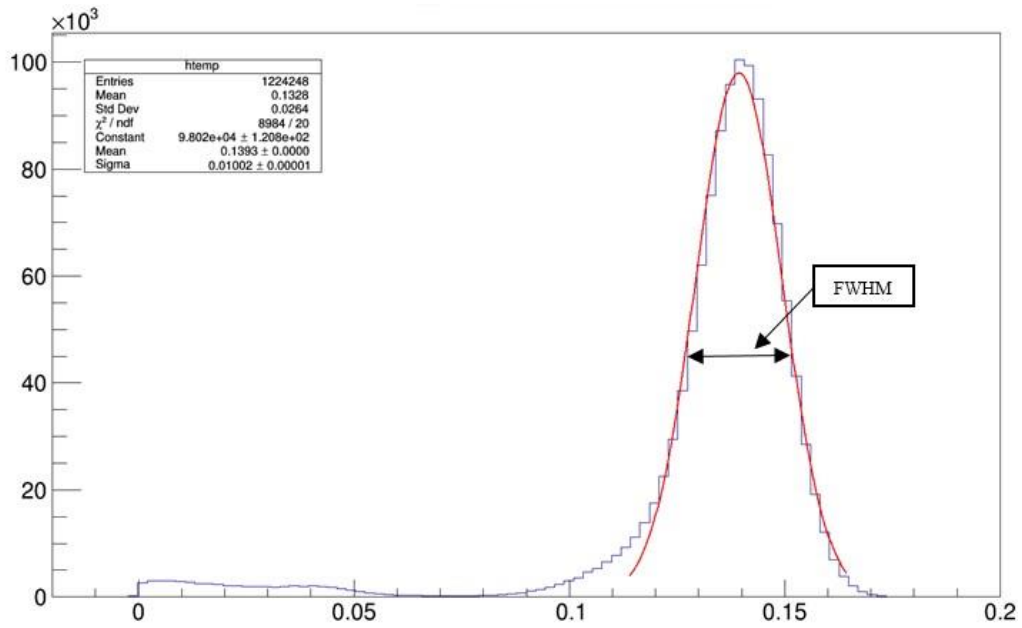
Şekil 17. ROOT tree sınıfı

Bir radyoaktif örneğin üzerinde tekrarlı ölçümler yapılıyor ve bu ölçümler sonucunda ortalama bir sayı elde ediliyorsa, bu ölçüm sonuçlarının dağılımı genellikle bir Poisson dağılımını takip eder. Ancak, ortalama değer fazla ise, bu dağılımı yaklaşık olarak bir gauss dağılımı ile ifade etmek mümkün olur. Şekil 18’de düşük enerjili gama salıcı (140 keV) ^{99m}Tc kaynağı kullanılarak yapılan benzetim çıktılarından hassasiyet parametresinin ROOT kodundan elde edilmiş bir spektrum görüntüsü verilmiştir.

Hassasiyeti hesaplamak için Şekil 17’de verilen ROOT sınıflarından SinglesSpblurring sınıfı içindeki enerji spektrumundan elde edilen sayım Eşitlik 2’de kullanılarak elde edildi.

Enerji çözünürlüğü için ROOT sınıfından SinglesBlurring klasörün içindeki enerji spektrumu fitleme yapılarak σ değeri elde edilmiştir. Eşitlik 3'te değeri yerine yazılarak FWHM değeri hesaplanmıştır. Elde edilen FWHM değeri ve spektrumdan alınan ortama enerji değeri Eşitlik 4'te yerine yazılarak enerji çözünürlüğü hesaplanmıştır.

Açısal hassasiyet ve uzamsal çözünürlük için SinglesSpblurring sınıfı içindeki enerji spektrumundan elde edilen sayımlar (entries) ile grafikler oluşturulmuştur.



Şekil 18. 140 keV gama enerjisi için yapılan benzetim sonucunun ROOT ile spektrum analizi için örnek bir görüntü

4. BULGULAR ve TARTIŞMALAR

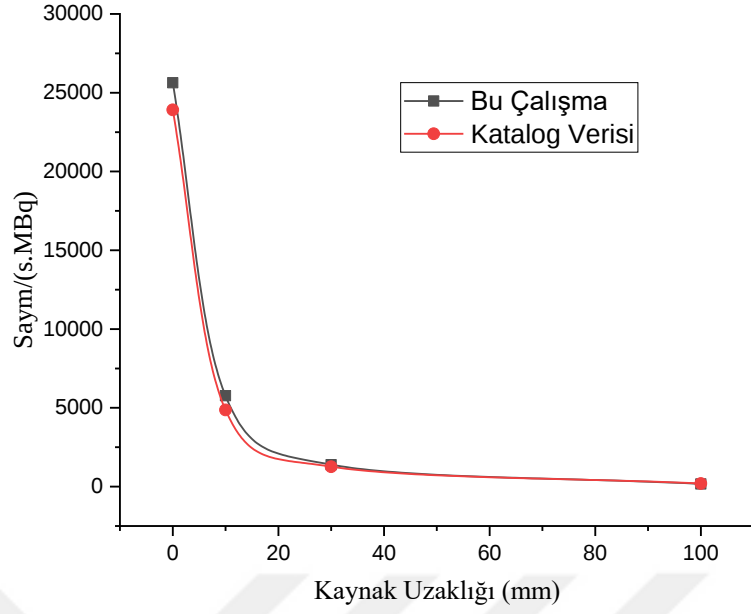
İntraoperatif gama prob için Bölüm 2.7’de bahsedildiği üzere gama prob performans parametreleri hassasiyet, enerji çözünürlüğü, uzamsal çözünürlük ve açısal hassasiyet olarak ifade edilir. Bu tez çalışmasında Monte Carlo tabanlı OpenGATE benzetim kodu kullanılarak kristal uzunluğunun yüksek gama enerjisi (511 keV) için sistem performans parametrelerine etkisi incelenmiştir. Bunun için ilk olarak HiSens marka CXS-OP-SZBN model prob cihaz kataloğunda yer alan gama prob hassasiyet, açısal hassasiyet ve uzamsal çözünürlük verileri, gerçekleştirilen benzetimin geçerliliği testinde kullanılmıştır. Benzetimin doğrulanması sonrası 511 keV gama enerjisi için elde edilen gama prob performans nicelikleri aşağıda alt bölümler halinde detaylı bir şekilde sunulmaktadır.

4.1. Benzetim Testi

İlk olarak HiSens marka model cihaz için yöntem kısmında Şekil 13’te görülen tasarım makrosu yardımıyla 140 keV gama enerjili noktasal kaynak kullanılarak 0, 10, 30 ve 100 mm uzaklıklara bağlı benzetimler yapıldı. Bu benzetimlerde 1 MBq aktiviteli kaynak kullanılmış olup sayımlar 1 saniyelik zaman aralığı üzerinden alınmıştır. Benzetimden elde edilen gama spektrumunun 140 keV’lik gama pikinin ROOT analizinden hesaplanan sayım sonuçları Eşitlik 2’de kullanılarak hassasiyet sonuçları elde edilmiştir. Bu sonuçlar Şekil 19’da katalog verileri ile karşılaştırmalı olarak sunulmaktadır. Ayrıca, elde edilen sayısal sonuçlar Tablo 3’te listelenmektedir.

Tablo 3. 1 MBq aktiviteli 140 keV gama enerjili noktasal kaynak için elde edilen hassasiyet değerleri ve cihaz katalog verileri

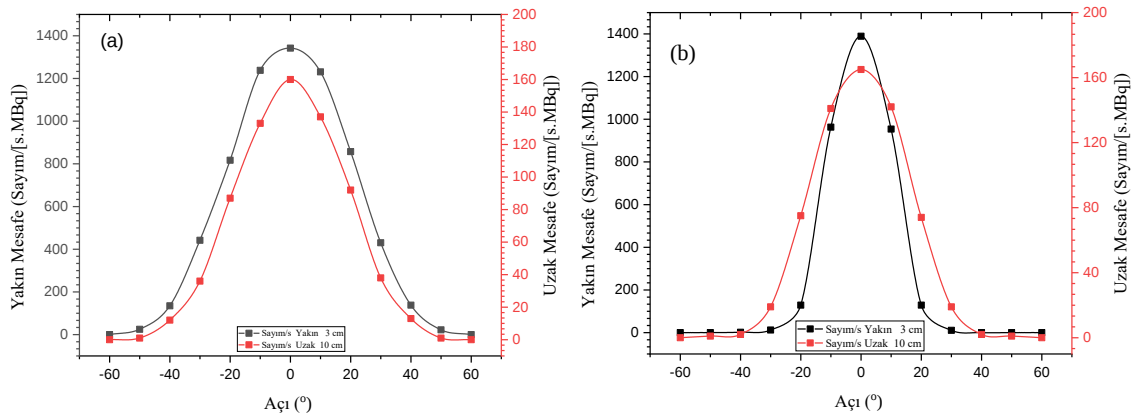
Kaynak Uzaklığı (mm)	Katalog Verisi	Bu Çalışma
0	23000	25636
10	4866	5766
30	1350	1389
100	280	165



Şekil 19. 140 keV gama enerjili noktasal kaynak kullanılarak elde edilen hassasiyet değerleri ve cihaz katalog verileri

Şekil 19’da hassasiyetin uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azaldığı görülmektedir. Yapılan benzetimin cihaz katalog verileri ile genel olarak iyi bir uyum içerisinde olduğu görülmektedir.

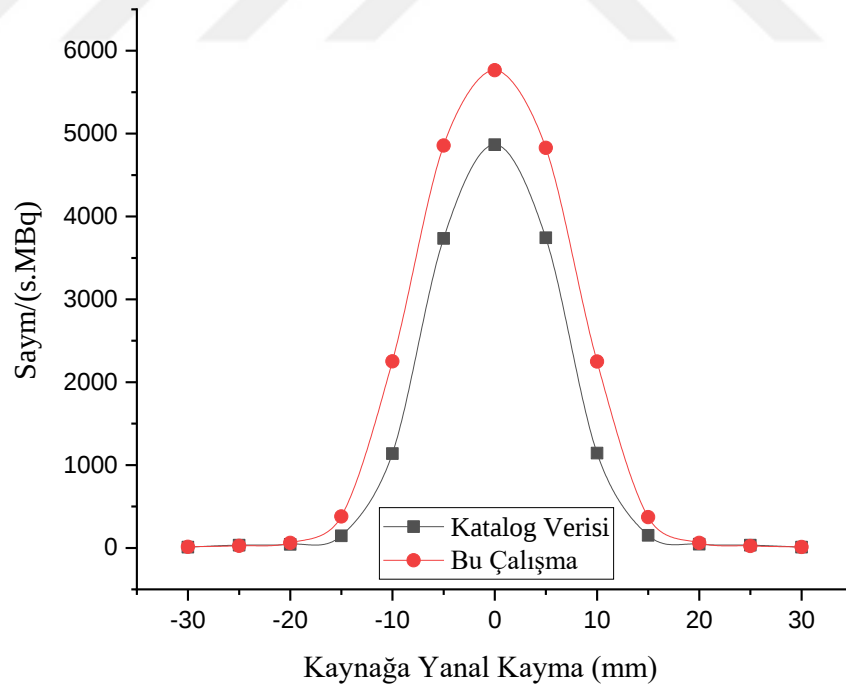
Açısal hassasiyeti belirlemek için 3 cm ve 10 cm kaynak-prob mesafelerinde 1 MBq aktiviteli, 140 keV gama enerjili noktasal kaynak kullanılarak benzetimler gerçekleştirildi. -60° ile +60° aralığının da 10° dönüş adımları için sayımlar alındı. Şekil 20’de bu çalışmadan elde edilen sonuçlar ile katalog verileri karşılaştırmalı olarak sunulmaktadır.



Şekil 20. 140 keV gama enerjisi için açısal hassasiyet değerleri: (a) Katalog verileri ve (b) bu çalışmadan elde edilen değerler

Şekil 20’de görüldüğü gibi katalog verileri ile bu çalışmadan elde edilen sonuçların uyumlu olduğu görülmektedir. Açının artmasına bağlı olarak probun sayım etkinliğinin azalması ve dolayısı ile hassasiyetin azalması gerekmektedir. Bu değişim hem katalog ve hem de bu çalışma sonuçlarında açıkça görülmektedir.

Uzamsal çözünürlüğü belirlemek için sabit 10 mm kaynak prob mesafelerinde, -30 mm ile +30 mm aralığında 5 mm’lik yanal kayma adımları dikkate alınmıştır. Bu benzetimler için 1 MBq aktiviteli ve 140 keV gama enerjili noktasal kaynak kullanılmıştır. Şekil 21’de bahsedilen uzaklıklar için bu çalışmadan elde edilen uzamsal çözünürlük değerleri cihaz katalog verileri ile karşılaştırmalı olarak gösterilmektedir. Bu şekilden görüldüğü gibi katalog verileri ile bu çalışma sonuçlarının uyumlu olduğu görülmektedir. Kaynak ve prob ucu arasındaki açıklık ve sapmanın artmasıyla birlikte sapma hassasiyeti azalmıştır. Bu değişim hem bu benzetim sonuçlarında hem de katalog değerlerinde açıkça görülmektedir. Şekil 21’de görüldüğü üzere uzamsal çözünürlük için bu çalışmadan elde edilen veriler katalog verileri ile uyumludur. Ayrıca, uzamsal çözünürlük değerleri Tablo 4’te listelenmektedir.



Şekil 21. 140 keV gama enerjisinde cihaz katalog değerlerinin ve bu çalışmadan elde edilen uzamsal çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4. 140 keV gama enerjisi için cihaz katalog ve bu çalışmadan elde edilen uzamsal çözünürlük değerleri

Yanal Kayma (mm)	Kristal Uzunluğu 0.8 cm	
	Bu çalışma	Katalog Verisi
30	12	10
25	22	33
20	53	44
15	277	151
10	2149	1145
0.5	4828	3743
0	5766	4866
-0.5	4855	3734
-10	2139	1139
-15	278	146
-20	53	42
-25	24	32
-30	13	10

Yukarıda görüldüğü üzere yaptığımız benzetim çalışmaları ile cihaz katalog verilerinin uyumlu olduğu görülmektedir. Yapılan benzetimin bahsedilen geçerliliğinin eldesi sonrası daha sonraki alt bölümlerde detaylandırılacağı gibi kristal uzunluğunun farklı enerjilerdeki cihaz performans parametrelerine etkisi irdelenmiştir.

4.2. Kristal Uzunluğunun Gama Prob Performans Parametrelerine Etkisi

Yapılan benzetim testinin geçerliğinden sonra bu çalışmada yüksek gama enerjileri için kristal uzunluğunun sistem performans parametrelerini nasıl etkilediği incelenmiştir. Bu parametreler hassasiyet, enerji çözünürlüğü, uzamsal çözünürlük ve açısal hassasiyet olarak alt başlıklar halinde aşağıda detaylı bir şekilde sunulmaktadır.

Şekil 13'te görselleştirilmiş olan makro yardımıyla 140 keV, 364 keV ve 511 keV gama enerjili noktasal kaynaklar kullanılarak hassasiyet benzetimleri gerçekleştirilmiştir. Bu benzetimlerde 0, 10, 30 ve 100 mm uzaklıklar için Tablo 2'de verilen farklı kristal uzunlukları adım adım değiştirilerek bir saniyelik sayımlar alınmıştır. Benzetim sonuçlarının analizinden elde edilen sayımlar Eşitlik 2'de verilen bağıntıda kullanılarak hassasiyet değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen hassasiyet sonuçları 140 keV, 364 keV ve 511 keV noktasal gama enerjileri için sırası ile Tablo 5, Tablo 6 ve Tablo 7'de listelenmiştir. Şekil 22, 23 ve 24'te farklı kristal derinlikleri için farklı gama enerjileri ile elde edilmiş hassasiyet değerleri gösterilmektedir. Tablo 5 ve Şekil 22'de görüldüğü gibi kristal uzunluğunun

artmasının hassasiyeti belirgin bir şekilde artırmadığı görülmektedir. Bu da 0.8 cm'lik kristal uzunluğunun 140 keV'lik gama ışınlarının neredeyse tamamını soğurmak için yeterli olduğu anlamına gelmektedir. Bu nedenle 0.8 cm'lik kristal derinliğinden daha fazla kristal derinliğinin hassasiyete önemli bir katkısının olmayacağı sonucuna ulaştırmaktadır. Benzer bir durum Tablo 6 ve Şekil 23'te sunulan 364 keV'lik gama enerji değeri için elde edilmiş hassasiyet değerlerinde de görülmekle birlikte bu enerji değeri için 1.2 cm'lik kristal uzunluğundan sonra hassasiyet değeri doygunluğa ulaşmaktadır. Bu da 1.2 cm'lik kristal derinliğinin 364 keV gama enerji değeri için yeterli bir uzunluk olduğu anlamına gelmektedir. 511 keV gama enerji değeri için elde edilen hassasiyet değerleri Tablo 7 ve Şekil 24'te gösterilmekte olup 1.6 cm'lik kristal derinliğinin cihaz hassasiyet doygunluğuna ulaşmak için makul bir değer olduğu sonucuna ulaşılabilir.

Tablo 5. 1 MBq kaynak kullanılarak 140 keV gama enerjisinde bu çalışmadan elde edilen hassasiyet değerleri

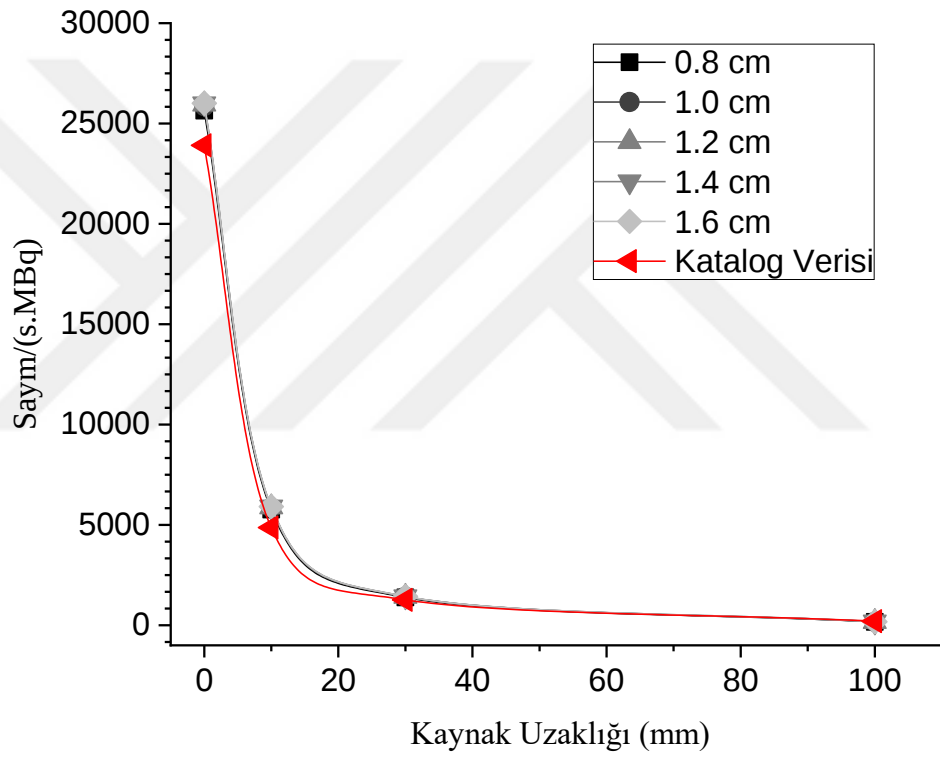
Kaynak Uzaklığı (mm)	Kristal Uzunluğu (cm)					Katalog
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6	
0	25636	25870	25959	25992	26007	23000
10	5766	5853	5890	5904	5910	4866
30	1389	1417	1429	1434	1437	1350
100	165	169	172	172	173	280

Tablo 6. 1 MBq kaynak kullanılarak 364 keV gama enerjisinde bu çalışmadan elde edilen hassasiyet değerleri

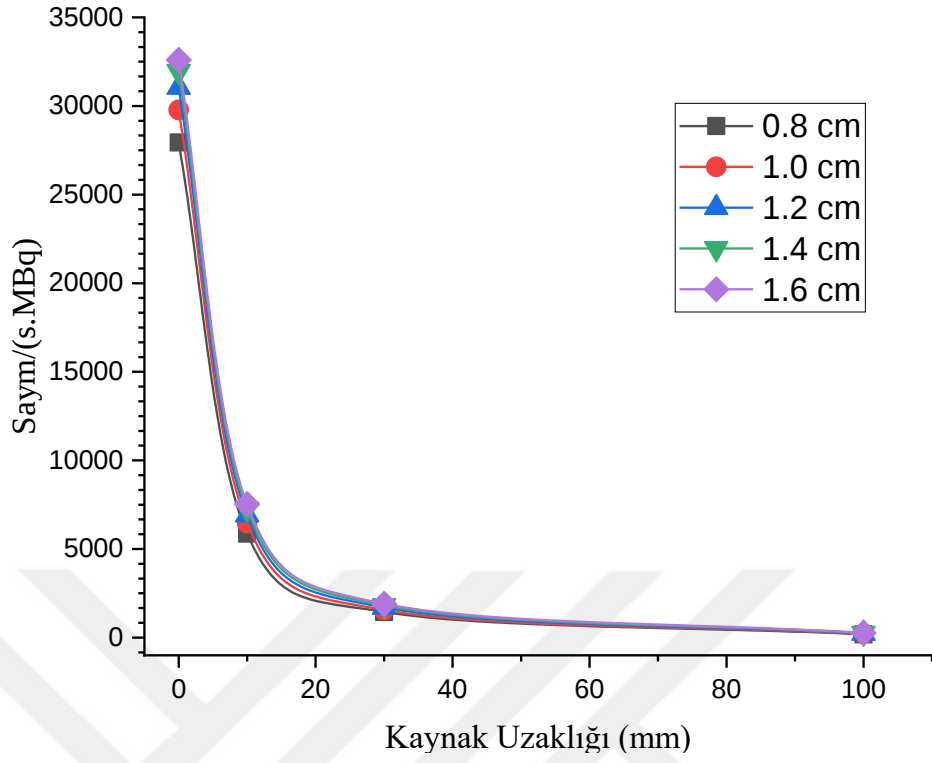
Kaynak Uzaklığı (mm)	Kristal Uzunluğu (cm)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
0	27941	29773	31043	31950	32601
10	5865	6469	6918	7262	7530
30	1440	1557	1699	1815	1906
100	180	208	230	250	265

Tablo 7. 1 MBq kaynak kullanılarak 511 keV gama enerjisinde bu çalışmadan elde edilen hassasiyet değerleri

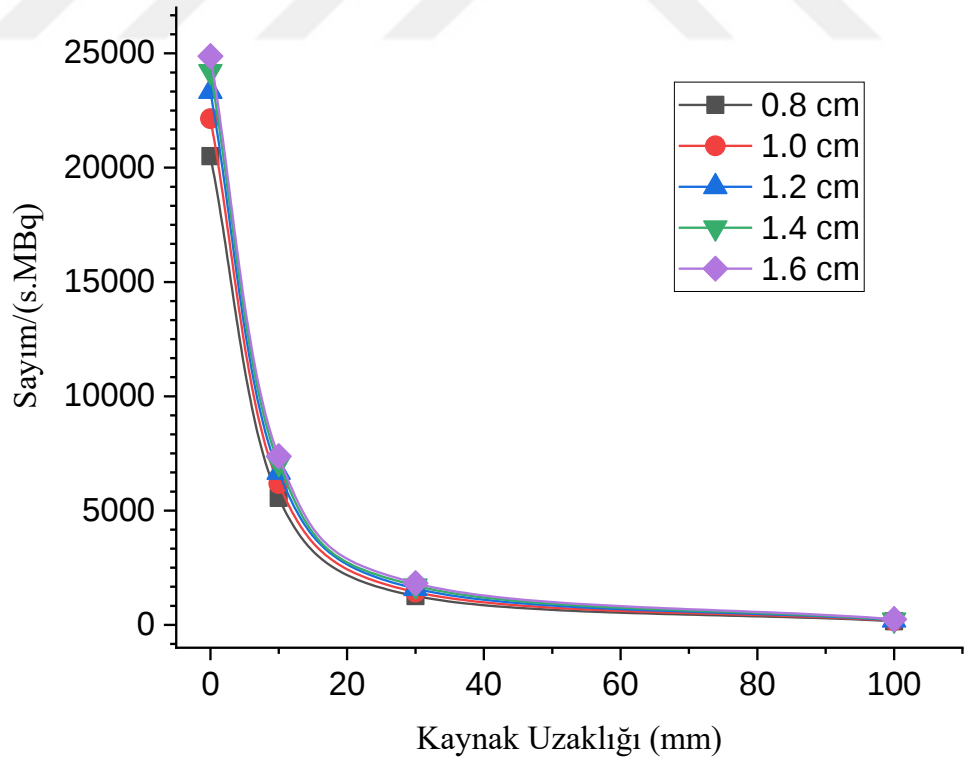
Kaynak Uzaklığı (mm)	Kristal Uzunluğu (cm)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
0	20505	22140	23335	24214	24879
10	4977	5554	6058	6368	6654
30	1255	1436	1585	1711	1817
100	158	183	205	224	243



Şekil 22. 140 keV gama enerjisi için cihaz katalog ve bu çalışmayla elde edilen hassasiyet grafiği



Şekil 23. 364 keV gama enerjisi için bu çalışmayla elde edilen hassasiyet sonuç grafiği



Şekil 24. 511 keV gama enerjisi için bu çalışmayla elde edilen hassasiyet sonuç grafiği

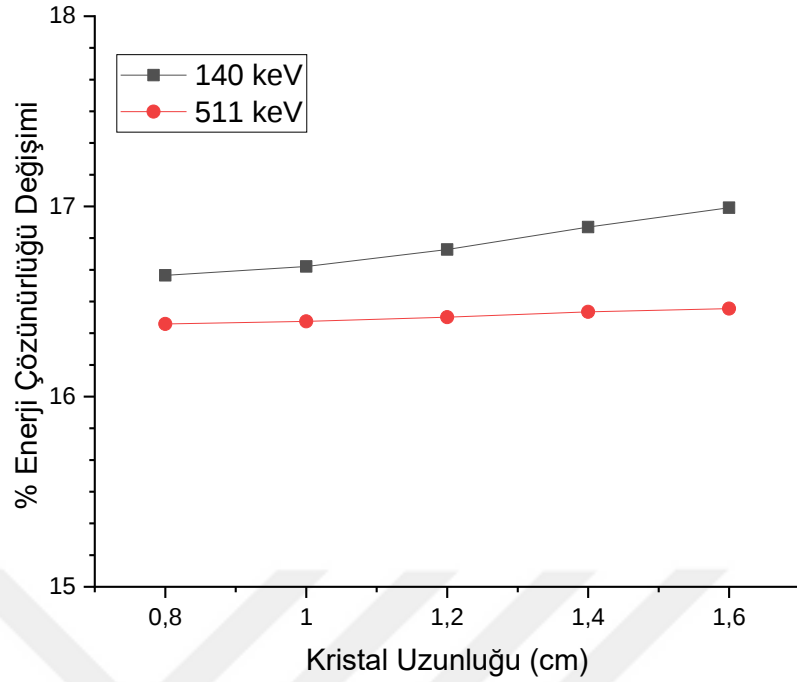
Alt Bölüm 3.2. ROOT Spektrum Analizi kısmında anlatıldığı gibi enerji çözünürlüğü benzetim sonuçlarının analizinden elde edilen sayımlar Eşitlik 4'te verilen bağıntı kullanılarak hesaplanmıştır. Elde edilen enerji çözünürlük sonuçları 140 keV ve 511 keV enerjili noktasal gama kaynakları için Tablo 8'de farklı kristal derinlikleri için listelenmiştir. Şekil 25'te farklı kristal uzunlukları için farklı gama enerjileri ile elde edilmiş enerji çözünürlük değerleri gösterilmektedir.

Enerji çözünürlüğü, bir dedektörün gelen radyasyonun farklı enerji seviyeleri arasındaki farkı ayırt etme yeteneğini tanımlayan bir parametredir. Daha düşük bir enerji çözünürlüğü değeri, dedektörün farklı enerji seviyeleri arasındaki farkı daha iyi ayırt edebileceği anlamına gelir. Kotzassarlidou ve arkadaşları, 2004 yılında yaptıkları çalışma da Co-57 enerji kaynağı kullanarak intraoperatif gama prob sistemlerinden elde edilen enerji çözünürlüğünün %5-25 aralığında değiştiğini ifade ettiler (37).

Tablo 8'de görüldüğü gibi kristal uzunluğu arttıkça, hem düşük enerji (140 keV) ve hem de yüksek enerjide (511 keV) enerji çözünürlüklerinde yavaşça değişen bir artış görülmektedir. Ancak, 511 keV gama enerjisi için bu değişim yok denecek kadar azdır. Bu nedenle 511 keV gama enerjisi için kristal uzunluk artmasının enerji çözünürlüğünü etkilemediği sonucuna ulaşılabilir (Şekil 7).

Tablo 8. 140 keV ve 511 keV gama enerjileri için elde edilen % enerji çözünürlük değerleri

Kristal Uzunluğu (cm)	% Enerji Çözünürlüğü	
	140 keV	511 keV
0.8	16.63	16.38
1.0	16.68	16.39
1.2	16.77	16.41
1.4	16.89	16.44
1.6	16.99	16.46



Şekil 25. 140 keV ve 511 keV gama enerjileri için elde edilen % enerji çözünürlük değerlerinin kristal uzunluğuna göre değişimi

Açısal hassasiyeti belirlemek için 3 cm ve 10 cm kaynak-prob mesafelerinde 1 MBq aktiviteli, 140 keV ve 511 keV gama enerjili noktasal kaynak kullanılarak benzetimler gerçekleştirildi. -60^0 ile $+60^0$ aralığının da 10^0 dönüş adımları için benzetimler yapılmıştır. Elde edilen açısal hassasiyet sonuçları 140 keV ve 511 keV noktasal gama enerjileri için sırası ile Tablo 9 ve Tablo 10'da listelenmiştir. Şekil 26 ve Şekil 27'de farklı kristal uzunlukları için farklı gama enerjileri ile elde edilmiş açısal hassasiyet değerleri sunulmaktadır. Açının artmasına paralel olarak probun sayım etkinliğinin azalması ve dolayısı ile hassasiyetin azalması gerekmektedir. Bu azalımı 140 keV gama enerjisi için açısal hassasiyet grafiklerini Şekil 26'da görülmektedir. Şekil 27'de ise 511 keV gama enerjisi için elde edilen sonuçlar açısal hassasiyetinin aynı paralellikte azaldığını göstermektedir.

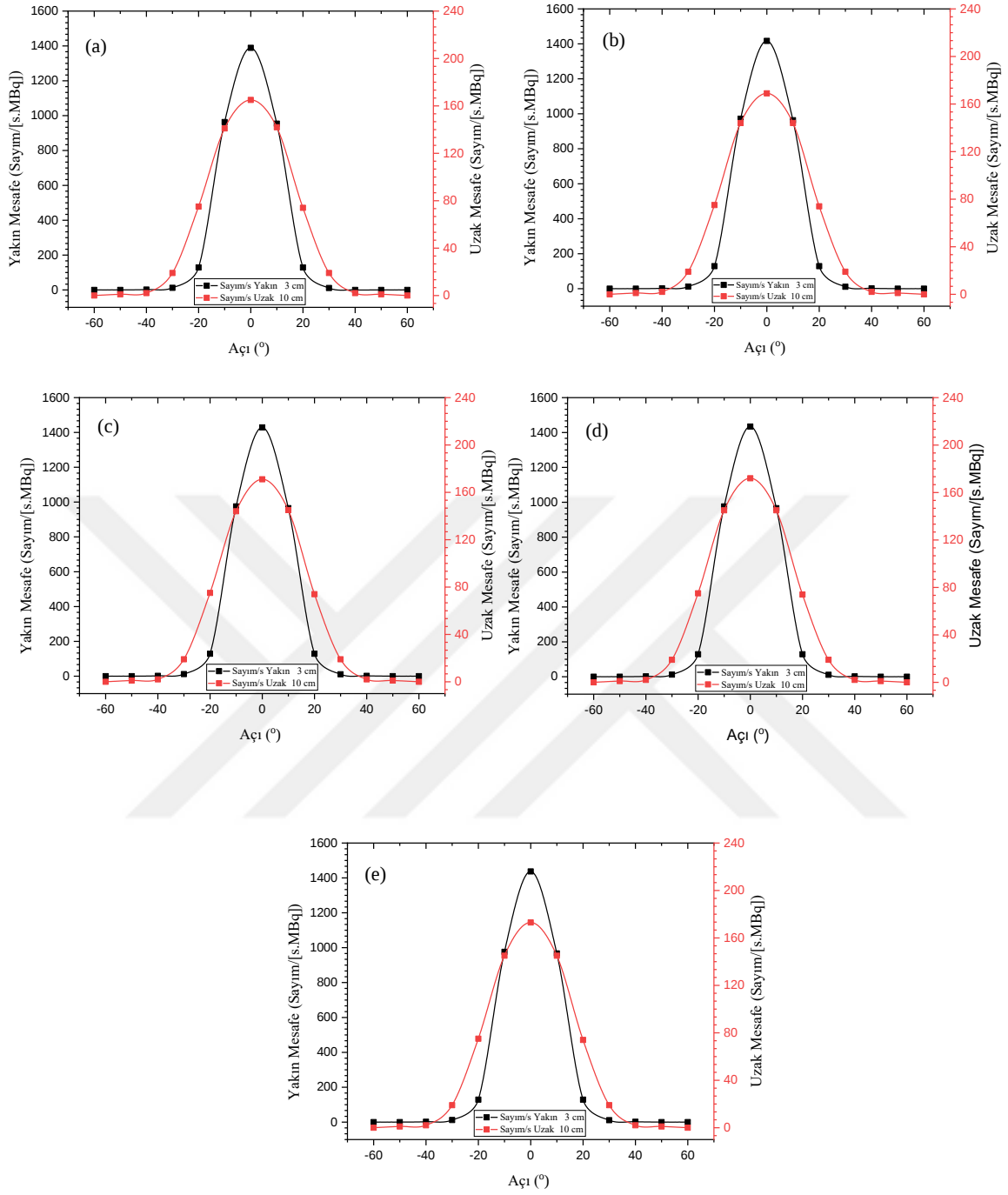
Tablo 9 ve Şekil 26'da görüldüğü gibi kristal derinliğinin artmasının hem 3 cm ve hem de 10 cm kaynak-prob mesafeleri için açısal hassasiyet değerlerini belirgin bir şekilde değiştirmedığı görülmektedir. 511 keV gama enerji değeri için elde edilen açısal hassasiyet değerleri Tablo 10 ve Şekil 27'de gösterilmekte olup 1.2 cm'lik kristal derinliğinden sonra sayımlarda bir doyum noktasına ulaşıldığı görülmektedir. Bu da 0.8 cm'den daha derin kristalin açısal hassasiyeti artıracağı anlamına gelmektedir.

Tablo 9. 1 MBq aktiviteli ve 140 keV gama enerjili noktasal kaynak kullanılarak elde edilen açısal hassasiyet değerleri

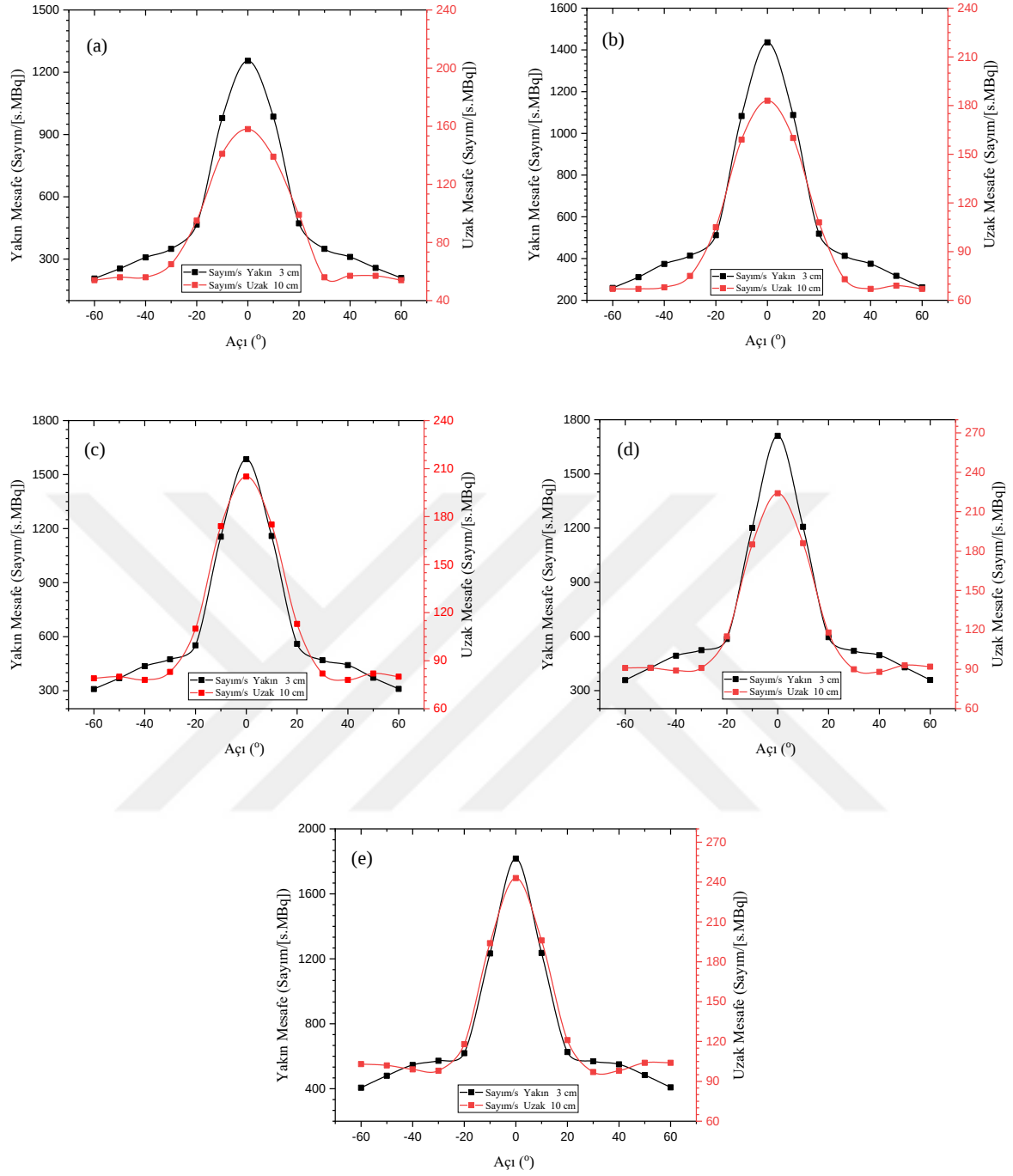
Kristal Uzunluğu (cm)	0.8		1.0		1.2		1.4		1.6	
Kaynak Uzaklığı (cm)	10	3	10	3	10	3	10	3	10	3
Açı ⁰										
60	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
50	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0
40	2	0	2	2	2	2	2	2	2	2
30	19	11	19	11	19	11	19	11	19	11
20	74	129	74	129	74	129	74	129	74	129
10	142	954	144	963	145	965	145	966	145	967
0	165	1389	169	1417	171	1429	172	1434	173	1437
-10	141	963	144	972	144	975	145	976	145	976
-20	75	129	75	129	75	129	75	129	75	129
-30	19	12	19	12	19	12	19	12	19	12
-40	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
-50	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0
-60	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tablo 10. 1 MBq aktiviteli ve 511 keV gama enerjili noktasal kaynak kullanılarak elde edilen açısal hassasiyet değerleri

Kristal Uzunluğu (cm)	0.8		1.0		1.2		1.4		1.6	
Kaynak Uzaklığı (cm)	10	3	10	3	10	3	10	3	10	3
Açı ⁰										
60	54	209	67	262	80	310	92	359	104	408
50	57	257	69	317	82	372	93	429	104	484
40	57	310	67	375	78	442	88	496	98	550
30	56	349	73	413	82	469	90	520	97	569
20	99	472	108	519	113	560	118	596	121	626
10	139	986	160	1088	175	1159	186	1207	196	1236
0	158	1255	183	1436	205	1585	224	1711	243	1817
-10	141	979	159	1083	174	1155	185	1201	194	1233
-20	95	466	105	512	110	552	115	586	118	619
-30	65	349	75	414	83	474	91	524	98	572
-40	56	308	68	374	78	436	89	493	99	546
-50	56	254	67	311	80	369	91	426	102	480
-60	54	206	67	259	79	309	91	358	103	406

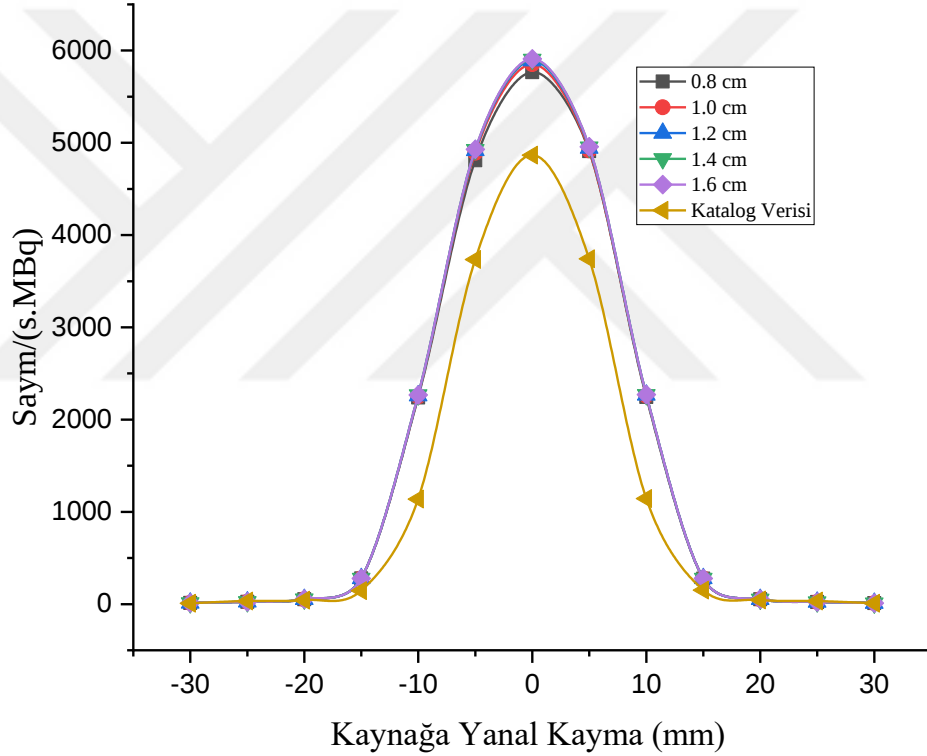


Şekil 26. 140 keV gama enerjisi için farklı kristal uzunluklarında ((a) 0.8 cm, (b) 1.0 cm, (c) 1.2 cm, (d) 1.4 cm ve (e) 1.6 cm) elde edilen açısal hassasiyet değerleri



Şekil 27. 511 keV gama enerjisi için farklı kristal uzunluklarında ((a) 0.8 cm, (b) 1.0 cm, (c) 1.2 cm, (d) 1.4 cm ve (e) 1.6 cm) elde edilen açısal hassasiyet değerleri

HiSens marka gama probun uzamsal çözünürlüğü katalog verilerinde, kaynak-gama prob mesafesi 10 mm mesafede iken <17 mm olarak belirtilmiştir (67). 140 keV gama enerjisi için Şekil 10’da görüldüğü gibi katalog verilerine göre cihaz uzamsal çözünürlük değeri 11.96 mm olarak belirlenmiştir. Test için yapılan benzetim çalışmasında ise elde edilen uzamsal çözünürlük değeri 14.27 mm olarak belirlenmiştir. Şekil 28’de gösterilen ve Tablo 11’de sayısal değerleri listelenen sonuçlardan farklı kristal uzunlukları için uzamsal çözünürlük değerleri 14.27 mm civarında küçük dalgalanmalar göstermekle birlikte kristal uzunluklarının artışının gama probun uzamsal çözünürlüğünde bir değişim oluşturmadığı görülmektedir.

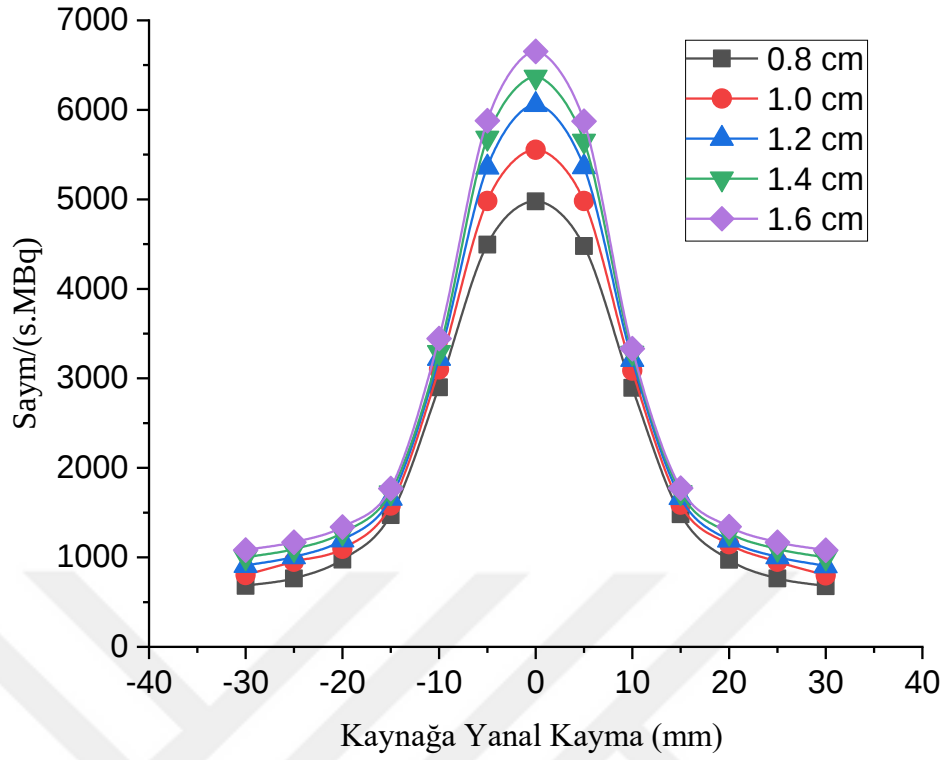


Şekil 28. 140 keV gama enerjisinde uzamsal çözünürlük hesabı için cihaz katalog ve bu çalışmayla elde edilen sayım değerleri karşılaştırılması

Tablo 11. 140 keV gama enerjisinde uzamsal çözünürlük hesabı için cihaz katalog ve bu çalışmayla elde edilen sayım değerleri

Yanal Kayma (mm)	Kristal Uzunluğu (cm)					Katalog Verisi
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6	
30	12	12	12	12	12	10
25	22	22	22	22	22	33
20	53	53	53	53	53	44
15	277	278	278	278	278	151
10	2245	2259	2268	2270	2272	1145
0.5	4910	4918	4943	4953	4956	3743
0	5766	5853	5890	5904	5910	4866
-0.5	4884	4892	4917	4926	4930	3734
-10	2240	2252	2260	2268	2268	1139
-15	278	278	278	278	278	146
-20	53	53	53	54	54	42
-25	24	25	25	25	25	32
-30	13	13	13	13	13	10

511 keV gama enerjisinde farklı kristal derinliklerine karşılık gelen uzamsal çözünürlük hesabı için yapılan benzetimlerden elde edilen sayımlar Şekil 29’da gösterilmiş ve Tablo 12’de listelenmiştir. Şekil 29’daki gausyen piklerin analizi ile 0.8, 1.0, 1.2, 1.4 ve 1.6 cm kristal uzunlukları için uzamsal çözünürlük değerleri sırası ile 16.75, 16.00, 15.45, 15.06 ve 14.81 mm olarak belirlenmiştir. Bu sonuç kristal uzunluğunun artmasına bağlı olarak uzamsal çözünürlük değerlerinin azaldığını göstermektedir. 511 keV gama enerji değeri için kristal uzunluğunun 0.8 cm’den 1.6 cm’ye kadarlık artışının gama probun uzamsal çözünürlüğünü iyileştirdiği görülmektedir.



Şekil 29. 511 keV gama enerji için elde edilen uzamsal çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 12. 511 keV enerji için elde edilen uzamsal çözünürlük değerleri

Yanal Kayma (mm)	Kristal Uzunluğu (cm)				
	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6
30	677	798	903	997	1079
25	764	951	1004	1094	1169
20	972	1146	1191	1274	1342
15	1482	1589	1665	1726	1773
10	2893	3086	3209	3285	3331
0.5	4478	4981	5361	5654	5873
0	4977	5554	6058	6368	6654
-0.5	4494	4981	5358	5686	5878
-10	2899	3100	3221	3293	3444
-15	1472	1579	1658	1723	1768
-20	974	1095	1192	1274	1339
-25	764	951	1005	1091	1168
-30	682	802	907	998	1082

Sonuç olarak bu çalışmada öncelikle bir gama probun OpenGATE benzetim kodu kullanılarak benzetimi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen benzetim sonuçları cihaz katalog verileri ile karşılaştırılarak test edilmiş ve geçerliliği doğrulanmıştır. Daha sonra CsI kristalinin derinliğine bağlı olarak farklı enerjilerdeki gama prob hassasiyet, açısal hassasiyet, uzamsal çözünürlük ve enerji çözünürlüğü gibi önemli cihaz performans parametreleri incelenmiştir. Buradan temel olarak performans parametrelerinden hassasiyetin kristal uzunluğuna bağlı olarak Şekil 23 ve Şekil 24'te görüldüğü gibi artış gösterdiği, enerji çözünürlüğünde Şekil 25'te görüldüğü gibi çok fazla bir değişimin olmadığı ortaya çıkarılmıştır. Açısal hassasiyetin 140 keV gama enerjisi için farklı kristal derinliklerinin belirgin bir değişim sergilemediği ortaya çıkarılmış olmakla birlikte 511 keV için 0.8 cm'den 1.6 cm'ye kadar kristal uzunluğunda açısal hassasiyet değerinin iyileştiği ortaya konmuştur. Uzaysal çözünürlük incelemesinde 140 keV gama enerji değeri için kristal uzunluğunun uzaysal çözünürlüğü belirgin bir şekilde etkilemediği ancak 511 keV için kristal uzunluğunun 0.8 cm'den 1.6 cm'ye kadar değişiminde uzamsal çözünürlük değerinin 16.75 mm'den 14.81 mm'ye düşerek gama prob uzamsal çözünürlüğün iyileştiği ortaya çıkarılmıştır. Bu sonuçlar genel olarak değerlendirildiğinde 140 keV üzeri gama enerjilerinde kristal derinliğinin 0.8 cm'den 1.6 cm'ye kadar olan değişimlerinde sistem performansının iyileştiği sonucuna ulaşılmıştır. Buradan farklı enerjiler için gama prob optimizasyonunda uygun kristal uzunluğu seçimi için yeterli düzey veriler elde edilmiştir.

5. ÖNERİLER

Bu tez çalışması sonucundan ve çalışma süresince gerçekleştirilen araştırma faaliyetlerinden aşağıda sıralanan önerilere ulaşmak mümkündür. Bu çalışmadan elde edilen gama prob benzetim sonuçları ile gerçek katalog verilerinin arasında yakalanan güçlü örtüşme olası gama prob optimizasyonu için OpenGATE kodunun verimli bir şekilde kullanılabileceğini göstermektedir. CsI kristalinin ele alındığı bu çalışma sonuçlarından yola çıkarak benzer içerikli bir optimizasyon çalışması farklı dedektör malzemeleri içinde gerçekleştirilebilir. Farklı gama enerjilerinde etkin bir performans elde etmek için, kristal uzunluğuna özel olarak tasarlanmış ve optimize edilmiş prob başlıkları geliştirilebilir. Bunun yanı sıra gama prob sisteminde olası kullanılabilecek yüksek gama enerji değerleri için gama prob performans parametrelerine göre kolimatör etkinliğini artırmak, farklı tasarım veya malzeme geliştirerek katkı sağlanabilir. Gama problarda foton çoğaltıcı olarak kullanılan pin foto diyot elemanının hazır kod olarak bünyesinde bulunduran pin diyot özelliğine sahip farklı bir Monte Carlo alt kodu tasarlamak benzer simülasyon çalışmalarının gerçekçiliğini artırabilir. Ayrıca, gama prob sisteminde yer alan sistem parçalarının; foton-madde etkileşiminden kaynaklı olarak oluşabilecek deformasyonlarının gama probun performans parametrelerine etkisi üzerinde çalışmalar yapmak bilimsel literatüre yenilikler kazandırabilir.

6. KAYNAKLAR

1. Gündoğdu E, Ozgenc E, Ekinci M, Özdemir D, Aşıkoğlu M (2018). Nükleer Tıpta Görüntüleme ve Tedavide Kullanılan Radyofarmasötikler. *Literatür Eczacılık Bilimleri Dergisi*. 7(1): 24-34.
2. Beenen E, Van DR, Zuidewijn DB (2005). Patients blue on patent blue: an adverse reaction during four sentinel node procedures. *Surg Oncol*. 14(4):151-4.
3. Povoski SP, Neff RL, Mojzisik CM (2009). A comprehensive overview of radioguided surgery using gamma detection probe technology. *World J Surg Onc*. 7, 11.
4. Yamamoto S, Higashi T, Matsumoto K, Senda M (2006). Development of a positron-imaging detector with background rejection capability. *Annals of nuclear medicine*, 20(10), 655–662.
5. Montoro GA, Donoso CD, Konstantinou G, Sopena P, Martinez M, Juan Ortiz B, Carles M, Benlloch JM, barberlez AJ (2022). Nuclear-medicine probes: Where we are and where we are going. *Med Phys*. 49:4372–4390.
6. Moffat F L (2007). Targeting gold at the end of the rainbow: surgical gamma probes in the 21st century. *J Surg Oncol* 2007, 96:286-289.
7. Mariani G, Vaiano A, Nibale O, Rubello D (2005). Is the “ideal” gammaprobe for intraoperative radioguided surgery conceivable? *J Nucl Med*. 46:388-90.
8. Woolfenden JM, Barber HB (1989). Radiation detector probes for tumor localization using tumor-seeking radioactive tracers. *AJR Am J Roentgenol*. 153:35-39.
9. Ricard M (2001). Intraoperative detection of radiolabeled compounds using a hand held gamma probe. *Nucl Instrum Meth Phys Res A*. 458:26-33.
10. Barber HB, Barrett HH, Hickernell TS, Kwo DP, Woolfenden JM, Entine G, Ortale Baccash C (1991). Comparison of NaI(Tl), CdTe, and HgI₂ surgical probes: physical characterization. *Med Phys*. 18:373-381.
11. Morris Jr, Barclay TR, Tanida R, Nemcek JV (1971) A Miniaturized Probe for Detecting Radioactivity at Thyroid Surgery *Phys. Med. Biol*. 16(1971) 397.
12. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME (2012). *Physics In Nuclear Medicine*. 4th ed. Elsevier, Philadelphia:150-195.

13. Povoski SP, Neff RL, Mojzisik CM (2009). A comprehensive overview of radioguided surgery using gamma detection probe technology. *World J Surg Onc* 7, 11.
14. Zamburlini M, Keymeulen K, Bemelmans M, Brans B, Kemerink GJ (2009). Comparison of sentinel gamma probes for ^{99m}Tc breast cancer surgery based on NEMA NU3-2004 standard. *Nucl Med Commun*. Nov;30(11):854-61.
15. NEMA NU3 Performance measurements and quality control guidelines for non-imaging intraoperative gamma probes. 2004.
16. Tiourina, T, Arends B, Huysmans D (1998) et al. Evaluation of surgical gamma probes for radioguided sentinel node localisation. *Eur J Nucl Med* 25, 1224–1231
17. Kaviani S, Zeraatkar N, Sajedi S (2016). Development and characterization of a compact hand-held gamma probe system, SURGEOGUIDE, based on NEMA NU3-2004 standards. *Journal of Instrumentation* 11(12), 1200.
18. Itikawa E N, Santosa L A, Trevisan A C, Pitellaa F A, Katoa M, Moraesb Ed R, Wichert-Ana L (2017). Characterization of resolution, sensitivity, and shielding of a gamma-probe for sentinel lymph node localization: an experimental study. *Nuclear Medicine Communications* 38: 837-842.
19. Kolcu OB, Yetkin T, Iren E (2023). Development of active shielding gamma probe: asimulation study. *Eur. Phys. J. Plus* 138, 169.
20. Bedir ME, Thomadsen BR, Bednarz BP (2020). Development and characterization of a handheld radiation detector for radio-guided surgery, *Radiation Measurements* 135.
21. Radnia A, Abdollahzadeh H, Teimourian B (2021). Development and characterization of an all-in-one gamma probe with auto-peak detection for sentinel lymph node biopsy based on NEMA NU3-2004 standard. *Nucl Med* 35, 438–446.
22. Costa FE, Rela PR, Oliveira IB, M. Pereira CC, Hamada MM (2006). “Surgical gamma probe with TlBr semiconductor for identification of sentinel lymph node,” *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1403-1407.
23. Berdnikova AK, Dubinin FA, Kantserov VA (2016). Medical gamma probe based on $\text{LaBr}_3\text{:Ce}$ scintillation crystal. *Bull. Lebedev Phys. Inst.* 249–251.
24. Abolaban F, Alhawsawi A (2021). Intraoperative Gamma Probe for Locating Cancerous Lymph Nodes. *Arabian Journal for Science and Engineering*. 46, 713-719.

25. Yılmaz ME, Kiremitçioğlu Ş, Uyar R, Akçaalan U (2013). Nükleer Fizik'te Benzetim Programları Üzerine Değerlendirme. Akademik Bilişim 2013–XV. Akademik Bilişim Konferansı Bildiriler
26. Uyar R, Kiremitçioğlu Ş, Erman Yılmaz M., Akçaalan U (2013). Nükleer Fizik'te Benzetim Programları Üzerine Değerlendirme. XV. Akademik Biliim Konferansı Bildirileri, Antalya, 23-25 Ocak 2013, 951-956.
27. Demirtaş ÖF (2016). Detektörün enerji çözünürlük kabiliyeti'nin kütle soğurma katsayısı üzerine olan etkisinin belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Rize
28. Martin JE (2013). Physics for Radiation Protection, CA : Wiley-VCH.
29. Krane, K (2011). Nükleer Fizik 1. 2.Cilt. Çeviren: Şarer B, Palme Yayıncılık, Ankara.
30. Çelik N (2009). Doğu Karadeniz Bölgesinde ^{137}Cs 'nin Ekolojik Yarı ömrünün Belirlenmesi ve ^{137}Cs Üzerine Çeşitli Modellemeler. Doktora Tezi. Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon
31. Knoll GF (2002). Radiation Detection and Measurement. University of Michigan. Wiley; 4th edition, p: 864
32. Kessara A (2021). Nükleer Tıp Fiziği. Iksad Yayınevi, Ankara: 240:28
33. Leo WR, 1994. Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments. Springer-Yerlag, 55-62, İsviçre.
34. Giovagnoli D (2020). Image reconstruction for three-gamma PET imaging (Doctoral dissertation, Ecole nationale supérieure Mines-Télécom Atlantique).
35. Povoski, SP, Neff RL, Mojzisik CM (2009). A comprehensive overview of radioguided surgery using gamma detection probe technology. World J Surg Onc 7, 11.
36. Halkar RK, Aarsvold JN (1999). Intraoperative probes. J Nucl Med Technol 27(3):188–93
37. Kotzassarlidou M, Hatzipavlidou B, Makridou A, Kostaki P, Salem N (2004). Practical considerations in selecting and using intraoperative gamma probes. Nuclear Instruments And Methods In Physics Research A 527:110-112.

38. Sarikaya I, Sarikaya A, Reba RC (2008). Gamma probes and their use in tumor detection in colorectal cancer. *Int Semin Surg Oncol.* 5:25.
39. Hoffman EJ, Tornai MP, Janecek M, Patt BE (1999). Iwanczyk JS. Intraoperative probes and imaging probes. *European journal of nuclear medicine*, 26(8), 913–935.
40. Lau YH, Hutton BF, Beekman FJ (2008). Choice of collimator for cardiac SPECT when resolution compensation is included in iterative reconstruction. *Eur J Nucl Med* 28 (1): p.39-47
41. Khalil MM (2011). *Basic sciences of Nuclear Medicine*, Springer Verlag Heidelberg Dordrecht London, New York
42. Powsner RA, Powsner ER (2006). *Essential Nuclear Medicine Physics*. Second Edition. Blackwell Publishing, Australia: 20-74.
43. Mikhailik VB, Kapustyanyk V, Tsybul'skyi V, Rudyk V, Kraus H (2015). Luminescence and scintillation properties of CsI: A potential cryogenic scintillator. *Phys. Status Solidi B*, 252: 804-810.
44. Kalma AH, Hardwick WH (1978). Radiation testing of PIN photodiodes, *IEEE Trans. Nucl Sci* vol. NS-25,1483–1488
45. PIN Fotodiyot Yapısı [online]. Available from: <https://www.electronicsnotes.com/articles/electroniccomponents/diode/photodiode-detector-pn-pin.php#> [Accessed 11 December 2023]
46. Yamamoto S, Matsumoto K, Sakamoto S, Tarutani K, Minato K, Senda M (2005). An intra-operative positron probe with background rejection capability for FDG-guided surgery. *Ann Nucl Med.* 19:23–28.
47. Min S, Kim Y, Ko KH, Seo B, Cheong J, Roh C, Hong S (2021). Optimization of Plastic Scintillator for Detection of Gamma-Rays: Simulation and Experimental Study *Chemosensors* 9(9):239.
48. Güngör D (2020). NaI(Tl) dedektörünün gate simülasyon programıyla dedektör özelliklerinin belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Bitlis Eren Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Bitlis
49. Cember H, Johnson TE (2009). *Introduction to Health Physics* (4th ed.). McGraw-Hill Medical. New York.

50. Hoog C, Koulibaly PM, Dejean C, Desdoits T, Humbert O, Barranger E, Darcourt J, (2020). Comparison of 3 γ -probes for simultaneous iodine-125-seed and technetium-99m breast cancer surgery: NEMA standard characterisation with extended processing. *EJNMMI Phys* 7, 37.
51. Heller S, Zanzonico P, (2011). Nuclear probes and intraoperative gamma cameras. *Semin Nucl Med.* 41, 166e181.
52. Breur S, (2013). The performance of NaI(Tl) scintillation detectors. M.Sc. Thesis, University of Amsterdam.
53. Bailey DL, Humm JL, Todd-Pokropek A, Aswegen A (2014). *Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students* 295-766
54. Zanzonico P, Heller S, (2000). The intraoperative gamma probe: basic principles and choices available. *Semin Nucl Med.* 30:33-48.
55. Tiourina T, Arends B, Huysmans D, Rutten H, Lemaire B, Muller S (1998). Evaluation of surgical gamma probes for radioguided sentinel node localisation. *Eur J Nucl Med.* 25(9):1224-1231.
56. Wengenmair H, Kopp J, (2005). Gamma probes for sentinel lymph node localization: quality criteria, minimal requirements and quality of commercially available systems. [<http://www.sln-kompetenzzentrum.de/gammaprobes.pdf>].
57. 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, Morel C, (2004). GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Physics in medicine and biology*, 49(19), 4543–4561.
58. GATE, uluslararası OpenGATE iş birliğiyle geliştirilen gelişmiş bir açık kaynaklı yazılımdır (2024). Available from: <http://www.opengatecollaboration.org/> [Accessed 11 January 2024]
59. 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, 184001.

60. Straight Gamma Probe HiSens (2024). Electronic resources. Available from: <https://crystal-photonics.com/enu/products/probe-straight--enu.htm> [Accessed 11 January 2024]
61. PMT, APD ve fotodiyotun spektral tepkisi (2024). Electronic resources Available from: https://www.photonics.com/Articles/Detectors_Guideposts_on_the_Road_to_Selection/a25535 [Accessed 11 January 2024]
62. ROOT veri programı ile analiz (2024). Available from: <https://root.cern.ch/> [Accessed 11 January 2024]
63. Brun R, Rademakers F, Panacek S, (2022). ROOT, An Object Oriented Data Analysis Framework, <https://core.ac.uk> CERN, Geneva, Switzerland [Accessed 11 January 2024]
64. Nuzzo, RL. Histograms: A Useful Data Analysis Visualization, American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation, 11(2019) 309–312.
65. 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, Morel C, (2004). GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Physics in medicine and biology*, 49(19), 4543–4561.
66. Buvat I, Castiglioni I, (2002). Monte Carlo simulations in SPET and PET, *The Quarterly Journal Of Nuclear Medicine*. Mar;46(1):48-61.
67. Criteria for Gamma Probe Systems (2024). Electronic resources Available from: <https://crystal-photonics.com/enu/solutions/criteria--enu.htm> [Accessed 11 January 2024]