

**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SİLİKON FOTOÇOĞALTICILAR KULLANILARAK YENİ NESİL GAMA
KAMERASI GELİŞTİRİLMESİ**

ARİF SOYLU

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI
FİZİK PROGRAMI**

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. TAYLAN YETKİN**

İSTANBUL, 2018

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SİLİKON FOTOÇOĞALTICILAR KULLANILARAK YENİ NESİL GAMA
KAMERASI GELİŞTİRİLMESİ**

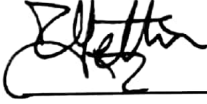
Arif SOYLU tarafından hazırlanan tez çalışması 04.05.2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Taylan YETKİN
Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Taylan YEKİN
Yıldız Teknik Üniversitesi



Doç. Dr. Kutsal BOZKURT
Yıldız Teknik Üniversitesi



Dr. Öğretim Üyesi Ferhat ÖZOK
Mimar Sinan Güzel Sanatlar Üniversitesi



Bu çalışma, 117F128 numaralı Gama Kamerası Modernizasyonu İçin Yöntem Geliştirilmesi ve Deneysel Uygulaması başlıklı TÜBİTAK projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında desteklerini esirgemeyen ve çalışma azmiyle örnek olan kıymetli danışmanım Doç. Dr. Taylan Yetkin'e;

Öğrenim hayatım sürecinde bana olan inancını yitirmeden yanımda olan, maddi ve manevi desteğini eksik etmeyen, bu çalışmadaki en büyük katkının sahibi sevgili aileme;

Teşekkür ve minnet dileklerimi iletmeyi borç bilirim.

Mayıs, 2018

Arif SOYLU

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ.....	vii
KISALTMA LİSTESİ.....	viii
ŞEKİL LİSTESİ.....	ix
ÇİZELGE LİSTESİ	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT.....	xiii
BÖLÜM 1	
GİRİŞ.....	1
1.1 Literatür Özeti	1
1.2 Tezin Amacı	3
1.3 Orijinal Katkı.....	3
BÖLÜM 2	
GENEL BİLGİLER.....	5
2.1 Medikal Görüntüleme.....	5
2.2 Gama Kamerası	8
2.3 Direnç Örgüleri.....	10
2.3.1 Anger Yöntemi.....	11
2.3.2 Ayrık Konumlandırma Yöntemi	12
2.3.3 Satır/Sütun Yöntemi	12
2.3.4 Simetrik Yük Bölme Yöntemi	13
2.4 Sintilatörler	13
2.4.1 Gaz Sintilatörler	13
2.4.2 Organik Sintilatörler	14
2.4.3 İnorganik Sintilatörler	14
2.5 Fotodedektörler	16
2.5.1 Fotoçoğaltıcı Tüp (PMT)	16

2.5.2	Silikon fotoçoğaltıcılar (SiPM).....	17	
2.5.3	Silikon Fotoçoğaltıcıların Karakteristik Parametreleri.....	26	
2.5.3.1	Aşırı Voltaj	27	
2.5.3.2	Kazanç	27	
2.5.3.3	Gürültü	28	
2.5.3.4	Optik Sızıntı	28	
2.5.3.5	Foton Verim Sayısı.....	29	
2.5.3.6	Dinamik Aralık	30	
2.5.3.7	Sinyal Şekli.....	31	
2.5.3.8	Sıcaklık Hassasiyeti	32	
BÖLÜM 3			
DENEY VE ÖLÇÜMLER			34
3.1	Gama Kamerasının Bileşenleri ve Yeni Yöntemlerin Geliştirilmesi.....	34	
3.2	Ön Yükselteç Değerlendirmesi ve Seçimi.....	35	
3.3	Direnç Örgüsü ve Ölçümler	37	
3.4	Işık Kılavuzu ve Ölçümler	40	
BÖLÜM 4			
SONUÇ VE ÖNERİLER			45
KAYNAKLAR			47
ÖZGEÇMİŞ			50

SİMGE LİSTESİ

ρ	Yoğunluk
γ	Gama Işını
α	Alfa parçacığı
β	Beta parçacığı
X_0	Kritik oran
F	Farad
V	Volt
Ω	Ohm
τ_D	Sintilasyon fotonunun bozunma süresi
L_{ph}, N_{ph}	1 MeV soğurulan enerji başına foton sayısı
λ_{em}	Sintilasyon fotonlarının karakteristik dalga boyu
$n(\lambda_{em})$	Kuantum verimliliği
Φ	Soğurulan foton akısı

KISALTMA LİSTESİ

APD	Çğ fotodiyot (Avalanche Photodiode)
BGO	Bismuth germanate
CT	Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)
FWHM	Full-Width Half Maximum
LYSO	Lutetium-yttrium oxyorthosilicate
MAPMT	Çok-Anotlu Fotoçoğaltıcı Tüp (Multiple-Anode Photomultiplier Tube)
MRI	Manyetik Rezonans ile Görüntüleme
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
PMMA	Polymethyl-Methacrylate
PMT	Fotoçoğaltıcı tüp (Photomultiplier tube)
SiPM	Silikon fotoçoğaltıcı (Silicon photomultiplier)

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1	PET Çalışma prensibi[16]	7
Şekil 2.2	1958 yılında Anger'in gama kamera prototipi [2]	8
Şekil 2.3	Ters beta bozunumunun Feynman diyagramı gösterimi	9
Şekil 2.4	Sintilasyon kamera dedektörü [8]	9
Şekil 2.5	Gama kamera elektronik devre diyagramı [18]	10
Şekil 2.6	Anger Kamera Devre (solda) 12 küçük I ¹³¹ kaynağı ile elde edilen görüntü (sağda) [2].....	11
Şekil 2.7	Bir kristalin katkısız(solda) ve katkılı(sağda) enerj bantları [29]	16
Şekil 2.8	Fototüpün iç yapısı[29].....	17
Şekil 2.10	Birbirine paralel bağlanmış bir dizi çığ diyottan oluşan SiPM'in yapısı [32]	19
Şekil 2.11	Geiger modunda çalışan SiPM şeması (solda) Geiger modunda çalışan fotodiyodun çalışma döngüsü (sağ) [32].....	19
Şekil 2.12	a) PN yarı iletken çalışma prensibi b) eklem noktasında bütün yük taşıyıcıların yük yoğunluğu dağılımı c) elektrik alan d) potansiyel enerji dağılımı [29].....	20
Şekil 2.13	Enerji (üst eksen) ya da Dalga boyuna (alt eksen) karşılık, bazı yarı iletkenlerin soğurma katsayısı [31]	21
Şekil 2.14	Besleme gerilimine karşı kazanç grafiği [33]	23
Şekil 2.15	Çığ fotodiyodun çalışma prensibi (sol) Üretilen atmanın bağımlı değişkenleri (sağ) [34]	24
Şekil 2.16	Foto çığ diyotun ürettiği elektrik sinyali [31]	25
Şekil 2.17	Aynı anda tetiklenen foto-elektron sayısı başına üretilen sinyallerin osiloskop görüntüsü [32].....	26
Şekil 2.18	Tipik bir SiPM'in iç yapısı (sol), mikrohücrelerin mimari düzeni (sağ) [35]	26
Şekil 2.19	Geiger modunda çalışan farklı boyutlardaki mikro hücrelerden tasarlanmış çığ foto diyotun voltaj-akım grafiği [32]	27
Şekil 2.20	Farklı boyutlardaki mikro hücreler ile tasarlanmış silikon fotoçoğaltıcının Aşırı voltajına karşı kazanç grafiği [32]	28
Şekil 2.21	Optik sızıntı.....	29
Şekil 2.22	Farklı mikrohücre sayılarına göre dalga boyuna karşı foton sayım verimliliği[32].....	30

Şekil 2.23	Bir foto-elektronun çıktı sinyali.....	32
Şekil 3.1	Işık kılavuzu ve SiPM'in kullanıldığı yeni nesil gama kamerasının üç boyutlu mekanik çizimi.....	34
Şekil 3.2	Voltaj yükseltici modunda hazırlanmış devre şeması. Kazanç katsayısı = 21.....	35
Şekil 3.3	OPA656 kullanılarak yükseltilemiş sinyal.....	35
Şekil 3.4	LTspice uygulamasında THS4304 simülasyonu	36
Şekil 3.5	LED ışığı kullanılarak alınan sinyalin THS4304 ile yükseltilmiş hali	36
Şekil 3.6	Gama kamerasında kullanılmak üzere karar kılınan ön yükselteç baskı devresi	37
Şekil 3.7	OPA846 ve farklı şiddetlerdeki mavi LED ışığı kullanılarak elde edilen kazanç eğrisi.	37
Şekil 3.8	Eşdeğer dirençlerle tasarlanan ilk direnç örgüsü prototipi.....	38
Şekil 3.9	Gama kamerasının yeniden kablolandırılıp çalıştırılması.....	38
Şekil 3.10	16 Fotoçoğaltıcı tüp bağlanan prototip direnç örgüsünden elde edilen sinyal atmaları	38
Şekil 3.11	Farklı direnç değerleri kullanılarak tekrar tasarlanan direnç örgüsünün baskı devre kartı	39
Şekil 3.12	LED ışığı kullanarak yapılan ölçümlerden elde edilen ham koordinat bilgisi.....	40
Şekil 3.13	Işık kılavuzlarının üç boyutlu dijital çizimi	40
Şekil 3.14	Işık kılavuzlarının üretilmiş hali	41
Şekil 3.15	Işık Kılavuzu yok iken LYSO kristalinden elde edilen ²² Na spektrumları. mV biriminde (üst), kalibre edilmiş keV biriminde (alt)	42
Şekil 3. 16	Işık Kılavuzu var iken LYSO kristalinden elde edilen ²² Na spektrumları. mV biriminde (üst), kalibre edilmiş keV biriminde (alt)	42
Şekil 3.17	4x4x22mm ³ LYSO kristali ile ölçüm alınan ²² Na spektrumları. mV biriminde (üst), kalibre edilmiş keV biriminde (alt)	44

ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 2.1	Bazı inorganik sintilatörlerin karakteristik parametreleri[29] 15
Çizelge 2.2	Çeşitli fotodedektörlerin karşılaştırılması[32]..... 33
Çizelge 3.1	Kalibrasyon sonucu elde edilen 511 keV tepe noktasının ışık kılavuzu var ve yok durumlarının çözünürlüğe etkisi 43
Çizelge 3.2	Tek LYSO kristali ile alınan ölçümde ^{22}Na spektrum değerleri.....43

SİLİKON FOTOÇOĞALTICILAR KULLANILARAK YENİ NESİL GAMA KAMERASI GELİŞTİRİLMESİ

Arif SOYLU

Fizik Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Taylan YETKİN

Bu tez çalışmasında medikal görüntüleme araçlarından biri olan Gama (Anger) Kamerası'nın, günümüz dedektör teknolojileri ile güncellenmesi hedeflenmiştir. İstanbul Üniversitesi Kardiyoloji Enstitüsü'nden temin edilen Elscint markalı Apex SPX CardiaL modeli gama kamerasının üzerindeki fotoçoğaltıcı tüplerin (PMT) yerine, fotoçoğaltıcı tüplere göre birçok yönden avantajlı olan silikon fotoçoğaltıcılar (SiPM) ile tekrar tasarlanması üzerine çalışılmıştır. Yeni dedektör tasarımı ile elde edilen konum çözünürlüğünün en az eskisi kadar iyi olması hedeflenmiştir. Çıktı sinyali ve pozisyon belirleme elektronığı üzerine farklı yaklaşımlar test edilmiş ve tartışılmıştır. Üzerinde çalışılan gama kameraya ait yekpare NaI(Tl) inorganik sintilatör kristalini tamamen kaplamak için kullanılacak SiPM sayısını minimumda tutmak için farklı boyutlarda ışık kılavuzları tasarlanmıştır. Kılavuzların gama kamera verimini ne derecede etkilediği test edilip tartışılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Silikon fotoçoğaltıcılar (SiPM), ön-uç okuma, gama kamera, direnç örgüleri

**DEVELOPMENT OF NEXT GEN GAMMA CAMERA BY USING SILICON
PHOTOMULTIPLIER**

Arif SOYLU

Department of Physics

MSc. Thesis

Adviser: Assoc. Prof. Dr. Taylan YETKİN

The purpose of this research is to upgrade the Gama (Anger) Camera, a medical imaging tool, with the help of the recent detector technologies. Instead of the existing photomultiplier tubes (PMT) on Elscint brand Apex SPX CardiaL model gamma camera (provided by Istanbul University, Institute of Cardiology), more favorable silicon photomultipliers (SiPM) are used to redesign the gamma camera. The aim is to minimize the position resolution difference caused by the two detector designs. Different approaches on the readout signal and the position detection electronics are tested and discussed. To completely cover the one-piece NaI(Tl) inorganic scintillator crystal of the gamma camera that is worked on, the required number of SiPM needs to be increased. Different sizes of light guides are designed to avoid this negative situation and to reduce the costs. To what extent the guides affect the productivity of gamma camera is also tested and discussed.

Keywords: Silicon photomultipliers (SiPM), front-end readout, gamma camera, resistive networks

1.1 Literatür Özeti

Yarı iletken teknolojilerinin bir ürünü olan silikon fotoçoğaltıcılar (SiPM), nükleer medikal görüntüleme fotoçoğaltıcı tüplerin (PMT) yerine bir alternatif olarak kullanılabilir araştırmaların önünü açmıştır. Silikon fotoçoğaltıcılar, daha küçük boyutlu olması, manyetik alandan etkilenmeyen, hızlı tepki süresine sahip, düşük besleme voltajlarında çalışması, çoklayıcı kazancı ve foton algılama verimliliği açısından fotoçoğaltıcı tüpler ile karşılaştırılabilir hale gelmiştir. Bunların yanı sıra SiPM'lerin, pozitron emisyon tomografisinde (PET) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) öne çıkan iki avantajı daha vardır: Küçük sintilasyon kristalleri kullanılması ve piksel boyutlarını düşürerek uzaysal görüntü çözünürlüğün artmasıdır [1-3].

Anger [2], 1958 yılında daha sonra kendi ismi ile de anılacak gamma (sintilasyon) kamerası tasarımı üzerine çalışmalar yapmıştır. Kanyaktan yayılan gama ışınlarının bir dağılım haritasını çıkarmayı hedeflemiştir. Kurduğu ilk düzenekte yedi tane fotoçoğaltıcı tüp kullanan Anger, fotoçoğaltıcı sinyallerini oranları fototüplerin konumlarına göre düzenlenmiş bir direnç örgüsü üzerinden geçirerek iki boyutta I-131 izotopundan yayılan 0.36 MeV enerjili gama ışınlarının izdüşüm konumlarını elde etmeyi başardı. Bu çalışma medikal nükleer görüntüleme yöntemlerinin gelişmesinde bir başlangıç olmuştur.

Comby ve Meunier [3], Anger'in geliştirdiği 7 fototüp ile oluşturulan görüntüyü bir adım daha ileriye taşımıştır. Çıktı sayısını azaltmak için kullanılan direnç örgüleri zaman içinde değişiklik gösterdi, böylelikle eski tasarımdan daha çok fototüpten veri

alınabilmıştır. 64 tane fototüp kullanan grup, her bir çıktı sinyalini direnç örgüsünde toplayarak pozisyon belirleyebileceği sadece 4 sinyal çıktısına düşürebilmişlerdir.

Seigel ve diğerleri [4], Comby ve Meaunier'in 64 fototüpten oluşan gama kamerası için birbirinden tasarım olarak farklı 4 değişik direnç örgüsü üzerinde çözünürlük değerlendirmesi yapmışlardır. Direnç örgülerinin her çıktı ucunda ön-yükselteç etkisini test eden grup, bu ön yükselteçlerin sinyal okuma işlemi esnasında elektronik gürültüyü büyük ölçüde azaltacak bir teknik olduğu sonucuna varmışlardır.

Olcott ve diğerleri [5], yük-çoklayıcı adıyla yeni bir elektronik okuma yöntemi üzerine çalışmışlardır. Bu çalışmada pozisyon belirleme örgüsünde direnç ve kapasitörler beraber kullanılmıştır. Sundukları yeni çoklayıcı tasarımı, konum çözünürlüğü kalitesini biraz düşürse de enerji ve zaman çözünürlükleri etkilenmemektedir. Yük çoklayıcı tekniği ile sinyal okunacak kanal sayısı yarı yarıya azalmaktadır.

Pinclher ve diğerleri [6], PET cihazını bir MRI cihazına entegre ederek kullanmak üzerine araştırma yapmışlardır. 9.4 Tesla şiddetindeki manyetik alan altında test edilen çığ fotodiyotlarında herhangi performans düşüşünü gözlememişlerdir. Testlerinde çığ fotodiyotların kombine olduğu LYSO blok kristaller ve ışık kılavuzları kullanan grup, enerji çözünürlükleri üzerine çalışmalar yapmıştır. Manyetik alan dışında %14 enerji çözünürlüğü elde edilirken, manyetik alan içerisinde bu değer %18 civarlarında ölçülmüştür. Bu çalışma çığ fotodiyotlarının, medikal görüntüleme alanında verimli kullanılabileceğine dair fikirler vermiştir.

Espana ve diğerleri [7], silikon fotoçoğaltıcılardaki piksel sayısının, 7 Tesla şiddetindeki manyetik alan içinde enerji çözünürlüğün ve kazanç performansını incelemiştir. 100, 400, 1600 ve 3600 mikrohücre içeren farklı SiPM'ler ve (herbirisi $1.5 \times 1.5 \times 12 \text{ mm}^3$ boyutlarında olan) 4x4 LYSO kristali ile farklı enerji çözünürlükleri üzerine çalışmalar yapılmıştır. Sodyum kaynağından elde edilen spektrumda, 511 keV bütün SiPM'lerde rahatlıkla ölçülürken, 1275 keV fototepesi 1600 mikro hücreli SiPM ile daha iyi bir çözünürlükle gözlemlenmiştir.

Kim ve diğerleri [8], silikon fotoçoğaltıcıların gittikçe yaygınlaşması ve fototüplerin yerini tercih edilmesiyle, iki fotoçoğaltıcı arasındaki aktif yüzey alanı eşitsizliğine bir çözüm sunmuşlardır. Pleksi (polymethyl methacrylate) maddeden üretilmiş, saydam

ışık kılavuzları ile sodyum Na(Tl) kristali ile bu iki fotoçoğaltıcının verimliliklerini karşılaştırmışlardır. Işık kılavuzu ile aldıkları ölçümlerde görüldü ki 662 keV'de %14,11 enerji çözünürlüğü elde edilebiliyor.

Park ve diğerleri [9], sintilasyon dedektörler sistemlerinde ışık kılavuzu kullanırken meydana gelen iletim foton verimliliğindeki düşüşü en aza indirmeyi hedeflemişlerdir. LYSO sintilasyon kristali ile çalışan grup, farklı boyutlardaki ışık kılavuzlarını çeşitli eğim açılarını göz önüne alarak hem deneyi hem de bilgisayar simülasyonunu gerçekleştirmişlerdir. Bu ölçümler ve değerlendirmelerin sonucunda, 4 mm yükseklikteki ışık kılavuzuna 49 açı derecesi ile %33 oranında en yüksek verimi elde etmişlerdir.

1.2 Tezin Amacı

Bu tez çalışmasında, desteklendiği TÜBİTAK 117F128 nolu projesi kapsamında geliştirilmesi hedeflenen, silikon fotoçoğaltıcılar ile dizayn edilecek gama kamerasının veri sinyali okuması ve pozisyon belirleme devreleri üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Hedeflenen konum çözünürlüğü için literatürdeki farklı direnç örgüleri ve enerji çözünürlüğü için çıktı sinyaline ön-yükseltme yapacak farklı yükselteçler arasından uygun sistemin bulunması amaçlanmıştır.

Mevcut gama kamerası üzerindeki fotoçoğaltıcı tüpler, silikon fotoçoğaltıcılar ile değiştirildiğinde pozisyon, enerji çözünürlüklerindeki değişimleri gözlemlemek amaçlanmıştır.

1.3 Orijinal Katkı

Yeni nesil gama kameralarında silikon fotoçoğaltıcı (SiPM) kullanımı ticari olarak henüz yapılmamakla beraber deneysel denemeleri başlamıştır. Bu tez kapsamında yer alan ve görece az sayıda SiPM kullanarak bir ışık kılavuzu yardımıyla fotoçoğaltıcı tüp (PMT) sonuçları ile karşılaştırılabilir performans değerlerine sahip bir gama kamerası geliştirilmesi amaçlanmıştır. Büyük ölçekli böyle bir dedektörün yapımı ve test sonuçları literatüre orijinal katkı yapacaktır.

Bunun yanı sıra, medikal görüntüleme alanında yeni yeni kullanılmaya başlanan SiPMlerin ülkemizdeki çalışmalarda da kullanılması, teknolojik ürünlere uyarlanması ve uluslararası çalışmalarla aynı dönemlerde literatüre katkılar yapılması bu tez çalışmasının bir başka orijinal yönü olacaktır.

Medikal cihazların yaygın bir türü olarak kullanılan gama kamerası hem teknoloji hem de üretim alanlarında tamamıyla dışa bağımlı olduğumuz cihazlardır. Bu tez kapsamında üretilen bilgiler ve elde edilen teknolojik deneyim bu cihazların yerli üretiminin yapılmasının önünü açması bakımından önem arz etmektedir.

GENEL BİLGİLER

2.1 Medikal Görüntüleme

İnsan bedeni içindeki hastalıkların teşhis edilebilmesi için, tarih içinde farklı enerji biçimleri kullanılarak çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler bütününe “Medikal Görüntüleme” denir. Medikal görüntüleme, 1895’te Wilhelm Rontgen’in ilk defa X-ışınları ile insan anatomisinin görüntü elde etmesi ile başlamıştır. Bir sonraki süreç, insan kulağının duyamayacağı kadar yüksek frekanslardaki ses hedefe gönderdikten sonra tespit edilen farklı karakteristikteki yankı seslerini işleme prensibi ile geliştirilen ultrason yöntemidir. Veri işleme gücünü sağlayan bilgisayarlar, medikal görüntüleme alanında CT (Bilgisayarlı Tomografi) ile boy göstermiştir. Farklı yönlerden gelen X-ışınlarının kesitlerini, bilgisayar ile işleyerek üç boyutlu bir görüntü elde edilmiştir. Radyoaktif izotopların medikal görüntüleme alanında kullanılması ile birlikte nükleer tomografi yeni bir radyoloji dalı haline gelmiştir. Hastaya verilen kimyasallar, vücudun fizyolojik durumuna göre dağıldıktan sonra, yayılan gama ışınları radyasyon dedektörleri ile tespit edilir [10-13].

X-ışınları ile görüntüleme yöntemi, elektromanyetik spektrumun bir nanometre dalga boyu bölgesine denk gelmektedir ve 0.125 keV enerjiye sahiptir. Wilhelm Roentgen'in tasarladığı X-ışını tüpü, radyoloji alanını tanımlamış ve medikal görüntülerin yorumlanmasında uzmanlara yeni bir yol açmıştır. Kaynaktan saçılan ışınlar, hastanın bir tarafından uygulanırken, bir diğer tarafından (fotografik olan) röntgen dedektörleri ile tespit edilir. Hastaya uygulanan homojen X-ışınları, vücuda girdikten sonra çeşitli

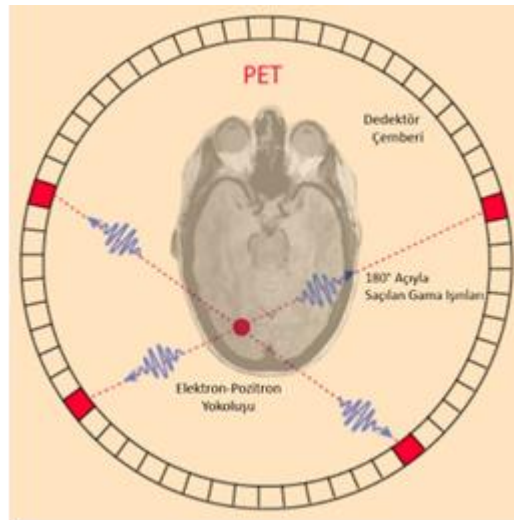
dokularda saçılmaya ve soğurulmaya uğrar. Vücut içindeki kemik, yumuşak doku ve hava gibi değişik yoğunluğa sahip dokular birbirinden farklı zayıflatma özelliğine sahiptir. Hastadan saçılan ışınlar, içinde geçtiği dokuya göre farklı enerjilere sahip olurlar ve fotografik film üzerinde bir görüntü oluşturmaktadır. X-ışını görüntüleme yöntemi, kırık kemiklerin tespiti, akciğer kanseri teşhisi, kardiyovasküler bozuklukların takibi dâhil olmak üzere geniş kapsamlı medikal endikasyonlar için yararlı bir yöntemdir [10], [11], [14].

Ultrason görüntüleme (sonografi) yönteminde yüksek frekanslı (ortalama 100 kHz) ses dalgaları kullanılarak görüntü elde edilen bir yöntemdir. Transducer (sonda) adı verilen yarı iletken, üzerine uygulanan elektrik sinyalini ses dalgalarına, soğurduğu ses dalgalarını da elektrik sinyaline dönüştürecek kabiliyete sahiptir. Kaynakta üretilen bu ses dalgaları, vücut çine gönderildikten sonra karşılaştığı her engelde (kemik, yumuşak doku, organ vb.) yankı yapar. Yankı dalgaları aynı transducer üzerinden elektrik sinyaline dönüştürülmektedir. X-ışını gibi iyonize radyasyon içermediği için tamamen güvenlidir [11], [15].

Manyetik Rezonans ile Görüntüleme (MRI) yöntemi protonun manyetik alan içerisindeki rezonans özelliklerinin kullanılmasına dayanır. Hidrojen, insan vücudunda bulunan en yaygın elementtir. MRI tarayıcıları, dünyanın manyetik alanından yaklaşık 10,000 ila 60.000 kat daha kuvvetli manyetik alanlar kullanır. Hidrojen atomunun çekirdeğinde tek olarak bulunan protonun sahip olduğu manyetik moment, 1.5 Tesla'lık manyetik alana yerleştirildiğinde rezonans frekansında 63 MHz radyo dalgası enerjisi soğurulur. Hasta manyetik alana yerleştirildikten sonra hasta etrafına yerleştirilen bobin biçimindeki antenler tarafından karakteristik bir radyo dalgası akısı oluşturulur. Vücut içindeki protonlar bu radyo dalgalarını soğurur ve çevre dokuların manyetik özelliklerine bağlı olarak bir süre sonra tekrar yayar. Vücuttaki protonlardan yayılan radyo dalgaları, etrafını çevreleyen bobin antenleri ile tespit edilir. MRI sistemi, her bir sinyalin hastanın pozisyonunu belirlemek için geri dönen radyo dalgasının frekansını kullanır. Bu sistemlerin çalışma şekli "spin-eko görüntüleme" olarak da adlandırılır [11], [12], [15].

CT (Bilgisayarlı Tomografi), X-ışınları yönteminin modernize edilmiş halidir. CT görüntüleri, X-ışını tüpünün hasta çevresinde döndürerek, çok sayıda açıda, vücuttan X-ışınları geçirerek elde edilir. X-ışın kaynağı karşısındaki fotografik her açıdan farklı kesit görüntüleri toplar. Bu yöntemle toplanan pek çok görüntü verisi bir bilgisayar tarafından işlenir. CT, ölçüm alınan vücutta doku tabakalarını tek tek görüntülerinin elde edilebildiği bir yöntemdir. Bu nedenle diğer görüntüleme yöntemlerine göre daha avantajlıdır. Modern CT tarayıcıları 5 mm kalınlıkta ve 30 cm uzunluğunda tomografik görüntüler alabilmektedir. Kanser, yırtılmış diskler gibi birçok hastalığı önceden tespit edebilmektedir [10], [11].

PET (Pozitron Emisyon Tomografisi) CT yöntemi ile radyoaktif elementlerin birlikte kullanıldığı bir yöntemdir. 18-Flor ve 15-Oksijen gibi elementler radyoaktif izotoplar yayarlar. Bu radyoaktif elementlerle işaretlenmiş şekerli kimyasalların hasta vücuduna enjekte edilmesiyle hasta vücudunda ortaya çıkan pozitronlar dokulardaki elementlerin elektronları ile birleşir ve çift yok-oluş gerçekleşir. Buradan birbirine zıt yönde ve enerji korunacak şekilde iki tane foton (gama) yayılır.



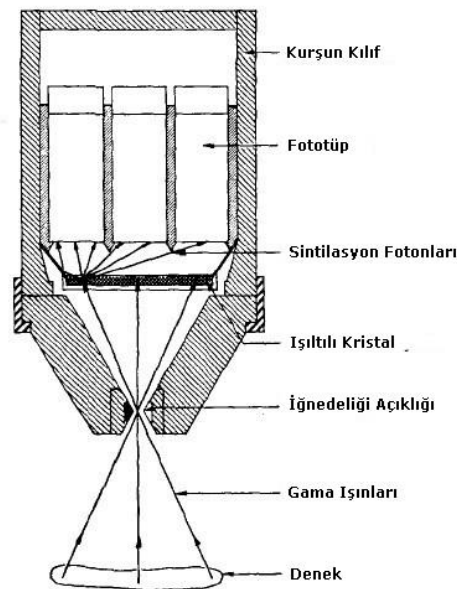
Şekil 2.1 PET Çalışma prensibi[16]

Radyofarmasötikler, nükleer tıpta teşhis ve tedavi amacıyla radyoaktif izotopların çeşitli bileşikler haline getirilerek teşhis için hastaya zerk edilen radyoaktif ilaçlara denir. Nükleer fisyon, yüklü parçacık veya nötron bombardımanı gibi çeşitli yollar ile üretilen bu kimyasal bileşikler, nükleer tıp görüntülemesinde büyük bir role sahiptir. Günümüzde gama kamera kullanılarak ölçüm alınan uygulamalarda birkaç mCi

(miliCurie) değerinde sodyum-pertechnetate (NaTCO_4) radyoaktif kimyasal bileşikler kullanılmaktadır. Yarılanma ömrü 6 saat olan bileşik, bozunma sürecinde 140 keV gama ışınları yaymaktadır [17].

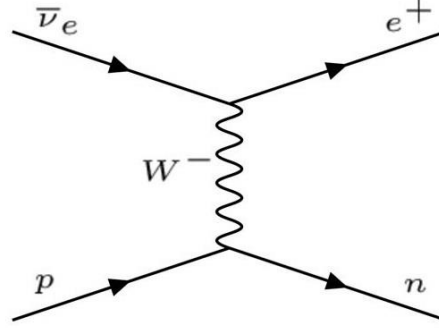
2.2 Gama Kamerası

Gama ya da tasarım sahibinin adı ile de anılan Anger kamerası, nükleer medikal görüntülemelerde bir kilometre taşıdır. Bir radyoaktif kaynaktan yayılan izotopların dağılımını tanımlamak büyük bir problemdir. 1958 yılında Hal O. Anger tarafından tasarlanan gama kamerası, bir iğneucu büyüklüğünde delik, sintilasyon kristali, bu kristaller ile eşleşmiş yedi adet fotoçoğaltıcı tüp ve elde edilen sinyallerden konum bilgisi işlenecek direnç örgüsü içermektedir. Radyofarmasötikler, nükleer tıpta teşhis ve tedavi amacıyla radyoaktif izotopların çeşitli bileşikler haline getirilerek teşhis için hastaya zerk edilen radyoaktif ilaçlara denir. Nükleer fisyon, yüklü parçacık veya nötron bombardımanı gibi çeşitli yollar ile üretilebilen bu kimyasal bileşikler, nükleer tıp görüntülemesinde büyük bir role sahiptir. Günümüzde Gama kamera kullanılarak ölçüm alınan uygulamalarda birkaç mCi (miliCurie) değerinde sodyum-pertechnetate (NaTCO_4) radyoaktif kimyasal bileşikler kullanılmaktadır. Yarılanma ömrü 6 saat olan bileşik, bozunma sürecinde 140 keV gama ışınları yaymaktadır[2].



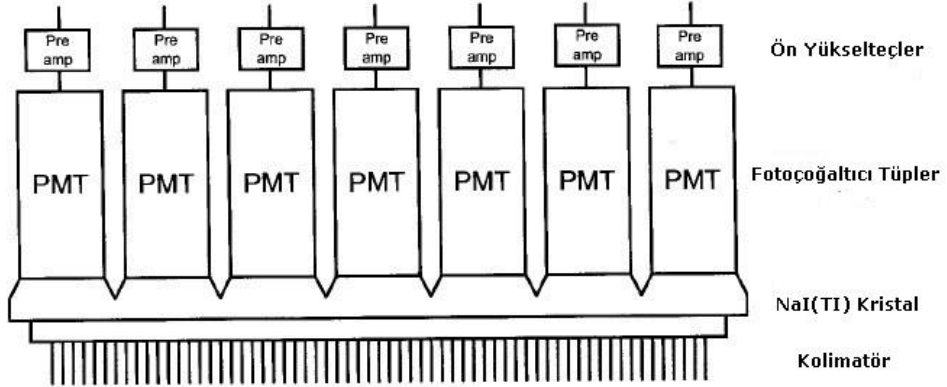
Şekil 2.2 1958 yılında Anger'in gama kamera prototipi [2]

Kararsız çekirdekler, kararlı duruma gelebilmek için ters beta bozunumu yaparak bir protonunu nötrona çevirebilir. Bu enerji ve yük, bir pozitron ve anti nötrino tarafından taşınır.



Şekil 2.3 Ters beta bozunumunun Feynman diyagramı gösterimi

Bunun yanı sıra çekirdek, elektron yakalanması denilen yörüngesindeki bir elektronu da yakalayabilir. Hafif elementler ve nötron sayısı daha eksik radyoizotoplar pozitron yayınlamaya yatkındır. Daha ağır elementlerde ise elektron yakalama ve sonrasında bir gama ışını yayılması daha sık görünür. Bu sebepten ötürü pozitron emisyon tomografisi (PET) yöntemi ile görüntü alınmak istendiğinde Tc, I, Rb gibi gama yayınlamaya yatkın radyofarmasötikler hastaya zerk edilir ve bu elementlerin yaydıkları gama ışınları ile görüntü oluşturulur [2],[3].

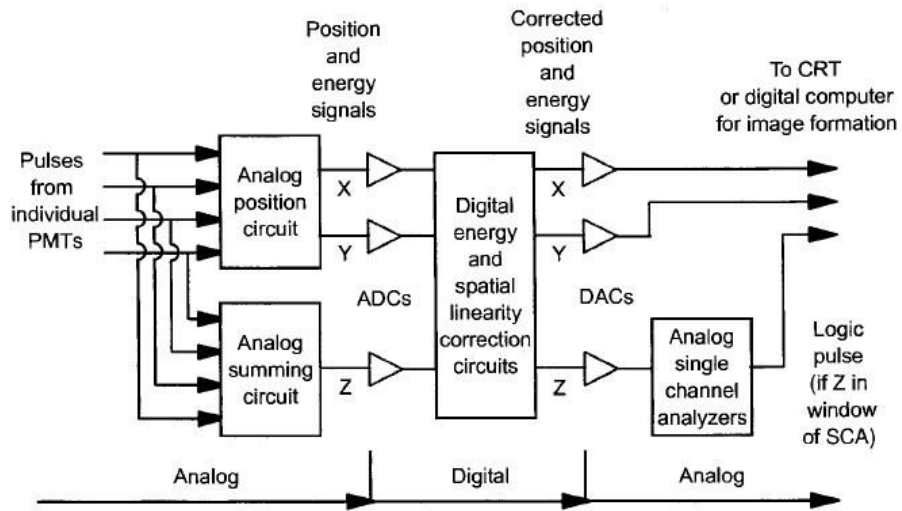


Şekil 2.4 Sintilasyon kamera dedektörü [8]

Şekil 2.4'de görülen kamera, üniform biçimde her yönden gelen gamaları eleyebilmek için kullanılan kurşun bir kolimatör, bir yekpare NaI(Tl) sintilasyon kristali ve kristal yüzeyini kaplayacak şekilde yerleştirilmiş fotoçoğaltıcı tüpler ile ölçüm alınacak şekilde tasarlanmıştır. Fototüpten üretilen elektrik sinyali bir ön yükselteç (preamplificator) kullanılarak elektronik işleme için daha uygun hale getirilmiştir. Bu diziden alınan çıktı

sinyalleri, kullanım alanına göre değişlik gösteren direnç örgüleri üzerinden geçirilerek konum bilgileri elde edilebilmektedir.

1970'lerin sonlarına kadar, gama kameralarından görüntü almak sadece analog devreler ile mümkün olmuştur. Ön yükselteçten alınan sinyaller iki farklı devre ayrılır. Bir devre X-eksen ve Y-eksen pozisyonlarını tanımlanmasında kullanılırken diğer devrede bütün sinyaller tekrar birleştirilip kristal ile etkileşen gamanın enerjisini saptamaktadır. Konum bilgisini taşıyan sinyaller bir katot ışın tüpüne taşınır ve bu sinyaller bir film ekranında nokta nokta kaydedilir. Bilgisayarlar ile birlikte veri işleme analog devreler yerini dijital veri işleme mekanizmalarına bırakmıştır. Her bir fototüpten gelen sinyal tekrar pozisyon ve toplama devrelerine ayrı ayrı gönderilmektedir. Bu devrelerden elde edilen sinyaller dijital hale çevrilir ve veri işleme modülleri ile işlendikten sonra görüntü elde edilebilmektedir (Şekil 2.5) [18].



Şekil 2.5 Gama kamera elektronik devre diyagramı [18]

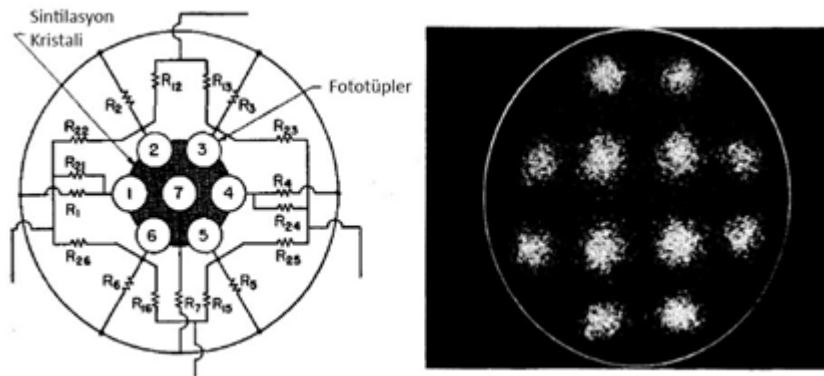
2.3 Direnç Örgüleri

Gama (Anger) kamerası, yapısı gereği sayıları çokça dedektör içermektedir. Bu dedektörlerden aldığı elektronik sinyalleri dizi içindeki konumlarına göre işleyerek, görüntü oluşturma prensibi ile çalışmaktadır. Bu elektronik sinyalleri, bir direnç örgüsü üzerinde işledikten sonra konum belirleyen ilk çalışma, literatüre gama kameralarının adını da kazandıran Hal Anger'dir [2]. Direnç örgüsü kullanmak, işlenecek çıktı (output) veri sayısını en aza indirmeyi hedefler. Dedektör sayısı fazlaca olan dizilerde her

birinden çıktı almayı olanaksız hale getirecek pratikte birçok neden (karmaşıklaşan elektronik, maliyetin yükselmesi vs.) vardır. Bu durumlarda veri okunacak kanal sayısını düşürmek için çoğullama (multiplexing) yöntemi kullanılır. Çoğullama yöntemi, elektronik ve veri okumadaki karmaşıklığı azaltarak masrafların da önüne geçer. Bunların yanı sıra, çoklu SiPM çoğullamasında, SiPM dedektörlerinin yüksek kapasitansı sebebi ile dedektörün zamanlama performansını olumsuz yönde etkileyebilir [20].

2.3.1 Anger Yöntemi

1957 yılında Hal Anger, hala nükleer tıpın temelini oluşturan gama kamerasını tasarladı. Gama kamerası altıgen şeklinde dizilmiş bir dizi fotoçoğaltıcı tüplerden ve sintilatörden oluşmaktadır. Pozisyon bilgisi elde etmek için, fotoçoğaltıcı tüplerden çıkan tüm analog sinyalleri bir direnç örgüsün kullanarak dört çıktı (X+, X-, Y+, Y-) sayısına düşürülür. Direnç değerleri, X ve Y konumlarının, etkileşim konumlarına göre doğrusal bir şekilde seçilir [2], [20].



Şekil 2.6 Anger Kamera Devre (solda) 12 küçük I^{131} kaynağı ile elde edilen görüntü (sağda) [2]

Direnç örgüsünden elde edilen dört farklı analog sinyal değeri alttaki denklem takımı ile belirlenir [20]:

$$X = \frac{X^+ - X^-}{X^+ + X^-}, \quad Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Y^+ + Y^-} \quad (2.1)$$

2.3.2 Ayrık Konumlandırma Yöntemi

Ayrık konum devresi de Anger kamera ile aynı fikirde, çoklu çıkış sinyallerinin sayısını indirgeme üzerine kurulmuş bir direnç örgüsüdür. İlk defa çok-anotlu fotoçoğaltıcı tüpler (MAPMTs) ile kullanılmıştır [21]. Günümüzde bu yöntem sıkça kullanılmaktadır [22], [23]. Dizindeki her piksel, devrede iki direnç arasına bir düğüm noktası ile bağlıdır. Şekil 2.7'de görüldüğü gibi her satır, tıpkı sütunlar gibi dirençler ile birbirine bağlanmıştır. Bu yöntem ile sinyal konumu, çıkışlara ulaşan akım ile orantılıdır. Bu iki yöntemden en iyi sonuçları alabilmek için piksel sayılarının düşük tutması tercih edilir. Piksel sayıları arttıkça elde edilecek görüntü çözünürlüğü düşer. Bu çoğullama yöntemi de tıpkı Anger yönteminde olduğu gibi analog karmaşıklığı düşürmektedir [20]. Çıkış sinyallerinden konum bilgileri hesaplanırken, Ohm Yasası'ndan elde edilen,

$$X = \frac{A+B}{A+B+C+D}, \quad Y = \frac{A+D}{A+B+C+D} \quad (2.2)$$

denklem takımı kullanılır.

2.3.3 Satır/Sütun Yöntemi

Bu yöntem, satır veya sütun üzerindeki tüm düğüm noktalarından çıkan sinyallerin toplanması yöntemi ile çalışır. Elektronik mimarisinden dolayı her bir satır ve sütununda bir çıkış kanalı vardır. Bu nedenle $A \times B$ sayıda sensör içeren dizi için $A+B$ adet okuma kanalı gerektirmektedir. Bu yöntem ilk olarak MAPMT (Multi-Anot Fotoçoğaltıcı Tüpler) kullanılarak oluşturulan dizilere özgü geliştirilmiştir [24]. Dizi üzerindeki her bir fototüpün anodundan gelen sinyal eşit bir şekilde ikiye bölünür. Simetrik bölünen bu sinyaller her bir eksenin çıkış hatlarına dağılırlar [20].

Satır/Sütun yöntemi, sensörlerin enerji çözünürlüğünü ve zamanlama performansını kısıtlayan bir yöntemdir. Çok sayıda sensör aynı çıkış hattına bağlandığı sürece, kapasitans ve elektronik gürültü seviyesinin artmasına sebep olacaktır [20]. Çok sayıda performansı negatif yönde etkileyen etmenlerden dolayı bu yöntem, makul sensör sayılarındaki dizilerde kullanılması önerilir.

2.3.4 Simetrik Yük Bölme Yöntemi

Simetrik yük bölme çoğullama devresi, sinyallerini satır ve sütunların çıkışlarını bir direnç zinciri üzerinden okunarak kanal sayısını 4'e düşürmek üzere tasarlanmıştır. Anger yöntemindeki gibi zincirin uçlarından okunan sinyaller orijinal sinyalin konumu ile orantılı olarak hesaplanır [20].

Direnç zincirinden önce her X ve Y sinyal çıktısına birer yükselteç eklenebilir. Bu işlem, çıktı sinyalindeki sinyal-gürültü oranında iyileştirme, sensör kapasitansındaki etkileri azaltmak gibi sinyal kalitesini arttıracaktır [24], [25], [26].

2.4 Sintilatörler

1903 yılında William Crookes, ZnS ekranına alfa parçacıkları çarptırarak sintilasyonu ilk gözlemleyen kişidir. Sintilatörler, molekül ya da atom yapısına bağlı olarak içine giren yüklü parçacıkların enerjilerini, yörüngelerindeki elektronların uyarılmasıyla foton yayan materyallerdir. Sintilatörlerin bu özel davranışları sayesinde parçacık fiziği ve nükleer araştırmalarında büyük rol oynamışlardır. Sintilatörler yapısı ve özellikleri göz önüne alındığında üç farklı gruba ayrılabilirler: (i) organik sintilatörler, (ii) inorganik sintilatörler ve (iii) gaz sintilatörleri [27-31]. Bu çalışmada inorganik sintilatörler üzerine yoğunlaşılacak, organik ve gaz sintilatörlerinden kısaca bahsedilecektir.

2.4.1 Gaz Sintilatörler

Gaz sintilatörler soy gaz karışımlarından üretilirler. Sintilasyon fotonları atomik geçişlerin sonucu olarak yayınlanır. Soy gazlar tarafından yayılan fotonlar, ultraviyole bölgeye denk geldiği için, azot gibi diğer gazlar da dalga boyunu belirleyici olarak eklenir. Gaz sintilatörlerinin atomlarının uyarılması ve tekrar taban durumuna gelmesi yaklaşık 1 nanosaniye gibi kısa bir süre içinde gerçekleşir. Bu nedenle yüklü parçacığa tepki süreleri çok hızlıdır. Bununla beraber, yaydıkları sintilasyon fotonları ultraviyole dalga boyunda olduğu için çoğu foto çoğaltıcının etkisiz olduğu bir bölgeye denk gelir. Gaz sintilatörleri çoğunlukla ağır yüklü parçacıklar ya da fisyon parçalarının tespitinde kullanılmıştır. Algılama verimini arttırmak için çok yüksek basınç altında ölçümler

yapılmıştır. Son yıllarda, gaz sintilatörleri uzay fiziğinde dedektör olarak önerilmiştir [27], [28].

2.4.2 Organik Sintilatörler

Organik sintilatörler, bağlı ya da öbeklenmiş benzen halka yapıları içeren hidrokarbon bileşiklerden oluşur. Diğerlerinden en farklı yönü, birkaç nanosaniye gibi kısa bir sürede hızlı bozulma sürelerine sahip olmasıdır. Organik sintilatör bileşiklerinden yayılan sintilasyon fotonları, moleküllerin serbest valans elektron tarafınca gerçekleştirilen geçişlerden var olur. Organik sintilatörler de yapısına göre organik kristaller, organik sıvılar ve organik plastikler olarak üç farklı kategoride incelenir. Organik sintilatörler genellikle spektroskopi ve kalorimetre yapımında kullanılmaktadır. Organik sintilatörlerin, inorganiklere göre daha hızlı, kolay şekil verilebilir ve ucuz olması gibi avantajlarının olması yanı sıra, düşük ışık verimi ve radyasyon yüzünden yapısının zarar görmesi gibi dezavantajları da vardır [27], [28].

2.4.3 İnorganik Sintilatörler

İnorganik materyallerdeki sintilasyon mekanizması materyalin kristal örgüsü tarafından belirlenen enerji durumuna bağlıdır. İnorganik sintilatörler alkali metal yapıların kristal şeklinde büyütülmesi ile elde edilmiştir. Bu işlemde sonra yüksek yoğunluklarına bağlı olarak X ve gama gibi yüksek enerjili ışınları da durdurmak için en iyi seçimdir. Diğer sintilatörler ile karşılaştırıldığında, inorganik sintilatörler daha fazla sintilasyon fotonu yayarlar, böylelikle daha yüksek enerji çözünürlüğü elde edilir. Bu sebeple gama ışınları, yüksek enerjili elektronlar ve pozitronların tespiti için uyumlu hale gelir. En yaygın kullanılan inorganik kristaller, NaI(Tl), CsI(Tl), CaI(Na) ve BGO kristalleridir. İnorganik sintilatörlerde, katkılı olduğu maddeye göre sintilasyon esnasında oluşan fotonların sayısı değişiklik gösterir. Bunlar Bi₄Ge₃O₁₂ (bismuth germanate ya da BGO) ve BaF₂ (Barium Fluoride)tir. BGO çok yüksek atom numarası ve gama ışınlarındaki yüksek verimi ile dikkat çekmektedir. NaI göre, gama ışınlarından elde edilen fotonlara bakıldığında 3 ila 5 kat daha fazla verimliliğe sahiptir. Fakat çok pahalı ve çok sayıda bulunamadığından NaI hala yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada kullanılan LYSO da popülerliği gittikçe artan inorganik sintilatörlerdendir. Yüksek yoğunluğu ve

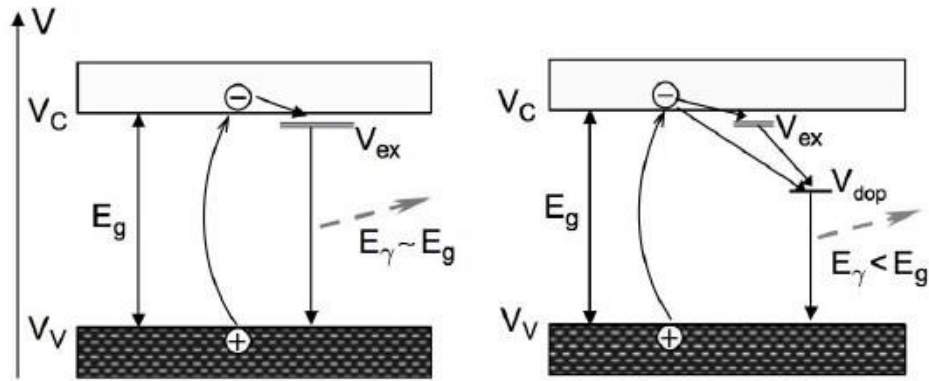
Nal göre hızlı cevap süresi ile birkaç yönden önüne geçmiştir. Sıklıkla kullanılan inorganik sintilatörlerin bazı özellikleri Çizelge 2.1’de verilmiştir. Bu tabloda X_0 radyasyon uzunluğu, τ_D sintilasyon fotonunun bozunma süresi L_{ph}, N_{ph} 1 MeV soğurulan enerji başına foton sayısı, λ_{em} sintilasyon fotonlarının karakteristik dalga boyu ve $n(\lambda_{em})$ kuantum verimliliğidir.

Çizelge 2.1: Bazı inorganik sintilatörlerin karakteristik parametreleri [29]

Sintilatör	Yoğunluk ρ (g/cm ³)	X_0 [cm]	τ_D (ns)	L_{ph}, N_{ph} (MeV başına)	λ_{em} (nm)	$n(\lambda_{em})$
Nal(Tl)	3.67	2.59	230	3.8×10^4	415	1.85
LYSO	7.11	1.2	40	3.3×10^4	420	1.81
LiI(Eu)	4.08	2.2	1400	1×10^4	470	1.96
CsI	4.51	1.84	30	2×10^3	315	1.95
CsI(Tl)	4.51	1.85	1000	5.5×10^4	550	1.79
CsI(Na)	4.51	1.85	630	4×10^4	420	1.84
BGO	7.13	1.12	300	8×10^3	480	2.15
BaF ₂	4.88	2.1	0.7	2.5×10^3	220	1.54

İnorganik maddelerdeki sintilasyon mekanizması, kristallerdeki enerji bantları dikkate alınarak daha iyi anlaşılabilir. Üzerinde bir etki yokken, valans bandı tamamen dolu ve iletim bandı tamamen boştur. Her iki bant arasındaki enerji farkı ise 3 ila 10 eV arasındadır. Elektronlar, materyal içine giren yüklü parçacık veya gama ışınının bıraktığı enerjiden sonra valans bandından, iletim bandına taşınır. İletim bandındaki elektronlar kristal örgü üzerinde serbestçe hareket edebilir. Bu uyarılma süreci, valans bandında

bir elektron boşluğu (hole) oluşmasına sebep olur. Elektron, boşluk ile tekrar birleşebilir ya da exciton adı verilen bir bölgede bıraktığı boşluk ile elektriksel bağlılığını sürdürebilir. Exciton bandı, iletim bandının biraz altındadır. Yapılan katkılama ile exciton bantları ile valans bandı arasında yeni bir seviye daha oluşturulur. Bu seviyede elektronlar yakalanabilir. Yakalanan elektronlar taban durumuna dönmesiyle sintilasyon fotonları yayınlarlar (Şekil 2.8) [27-30].



Şekil 2.7 Bir kristalin katkısız(solda) ve katkılı(sağda) enerji bantları [29]

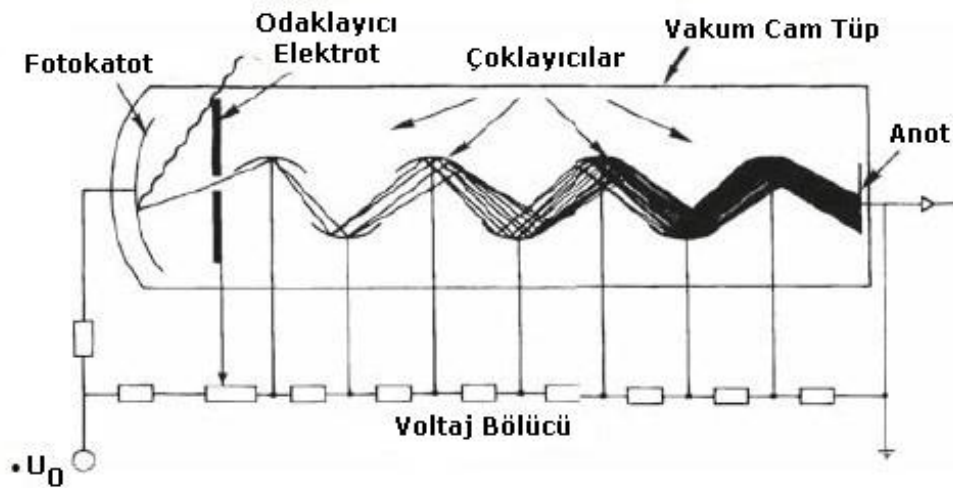
2.5 Fotodedektörler

Sintilasyon sonucu yayılan fotonlarının sayımı radyasyon tespiti ya da spektroskopi analizinde kullanımı oldukça yaygındır. Fakat bir sintilasyon fotonu son derece zayıf ışık çıktısına sahip olduğu için, elektronik bir sinyale dönüştürmeden bu ölçümleri yapabilmek neredeyse imkânsız olacaktır. Fotoçoğaltıcılar, yakaladıkları fotonları, elektrik sinyaline çevirmeyi sağlayan cihazlardır. Çalışma prensipleri, kullanım amaçları gibi farklı yapılarda tasarlanmış birçok (PMT, SiPM, APD vs.) fotoçoğaltıcı vardır [28, 29]. Bu çalışmada PMT ve SiPM'ler üzerine yoğunlaşılacaktır.

2.5.1 Fotoçoğaltıcı Tüp (PMT)

Fotoçoğaltıcı tüp ya da fototüp, sintilasyon dedektör sisteminin ayrılmaz bir elemanıdır. Fotoçoğaltıcı tarafından çoğullanmamış bir sintilasyon radyasyonu, dedektör için kullanışsızdır. Fotoçoğaltıcılar 10^{-9} saniye gibi kısa sürelerde, çıktı sinyalini yaklaşık 10^6 katlarına çıkarır. Tipik bir fototüpün yapısı sadeleştirilmiş biçimde Şekil 2.9'da

verilmiştir. Dışında, düşük enerjili elektronları hızlandırmak için elektrik alanı vakum ortamında tutacak çoğunlukla camdan yapılmış bir kılıf vardır. Tüpün içinde ise üç ana bileşen vardır: fotokatot, çoklayıcı (dynote) ve anot. Fotokatota düşen yüksek enerjili parçacık fotoemisyon sürecine sebep olur. Fotonun soğrulması ve enerjisinin fotoemisyon için uygun bir malzeme içindeki elektrona aktarılması sonucu elektron foto katot yüzeyinden kaçar. Bu süreç fotoelektrik olaydır. Anot bir dizi çoklayıcı sonrasında tüpün son bölgesinde bulunur. Üzerine düşen elektronları, elektrik sinyaline dönüştürür. Fotokatot yüzeyinden kurtulan elektron, yüksek elektrik alan yardımıyla hızlandırılır ve çoklayıcılara çarptırılır. Çoklayıcılar, ikincil elektron emisyonuna yatkın bir madde ile kaplıdır. Birbiri ardına özel açılarla dizilmiş çoklayıcılar, bir önceki gelen elektronların sayısının üzerlerine uygulanan gerilime bağlı olarak elektron yayınlarlar. Anot yüzeyine çarpacak elektron sayıları arttıkça, ölçülen çıktı sinyali de yükselecektir.



Şekil 2.8 Fototüpün iç yapısı[29]

Fototüpün kazancı (gain) çoklayıcıların katlama çarpanı ile yakından ilişkilidir. Bu çarpan, üzerine uygulanan gerilim ile orantılıdır. Fototüplerin kazanç hesabını yaparken, çoklayıcı sayısı kadar kuvvetini almak gerekmektedir.

2.5.2 Silikon fotoçoğaltıcılar (SiPM)

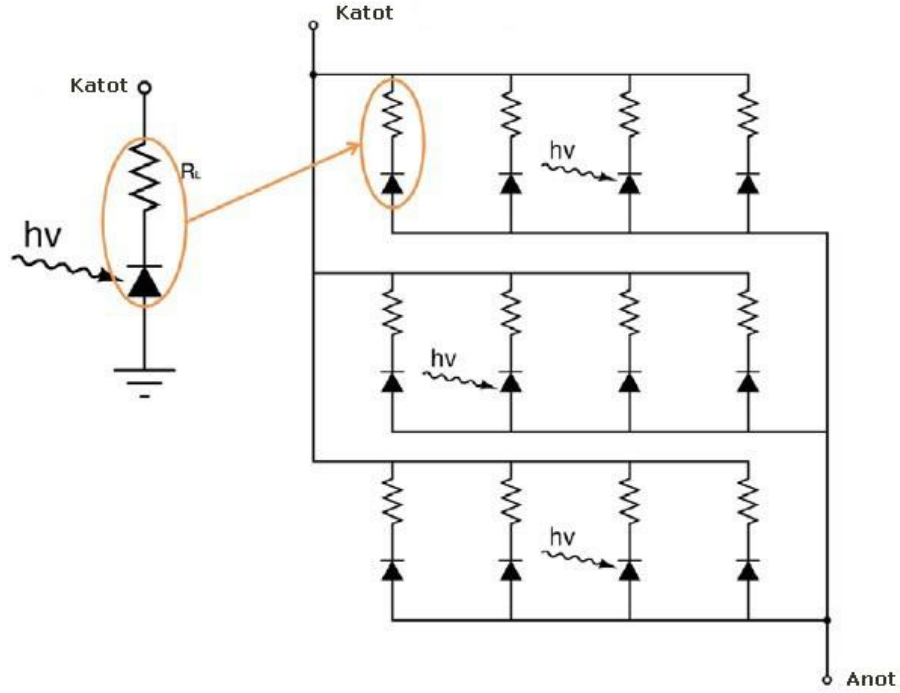
Silikon fotoçoğaltıcılar, düşük ışık sinyallerinde zamanlama ve tek bir fotona kadar düşük sinyalleri tespit edebilme zorluklarını ortadan kaldırır. Geleneksel fototüp, çığ fotodiyotları ya da yüksek kazançlı PIN fotodiyotlarının yanı sıra yeni bir alternatif

sunar. Silikon fotoçoğaltıcılar düşük voltajda çalışma, manyetik alanlardan etkilenmeme, mekanik dayanıklılık ve hızlı cevap veren avantajlar sunar. Silikon fotoçoğaltıcılar, medikal görüntüleme, astrofizik, savunma teknolojileri ve yüksek enerji gibi birçok alanda yaygın kullanılan bir cihaz haline gelmiştir. Şekil 2.10'da görüldüğü gibi kristal içindeki bir fotonun soğrulma uzunluğu, enerjisine (ya da dalga boyuna) bağlıdır.



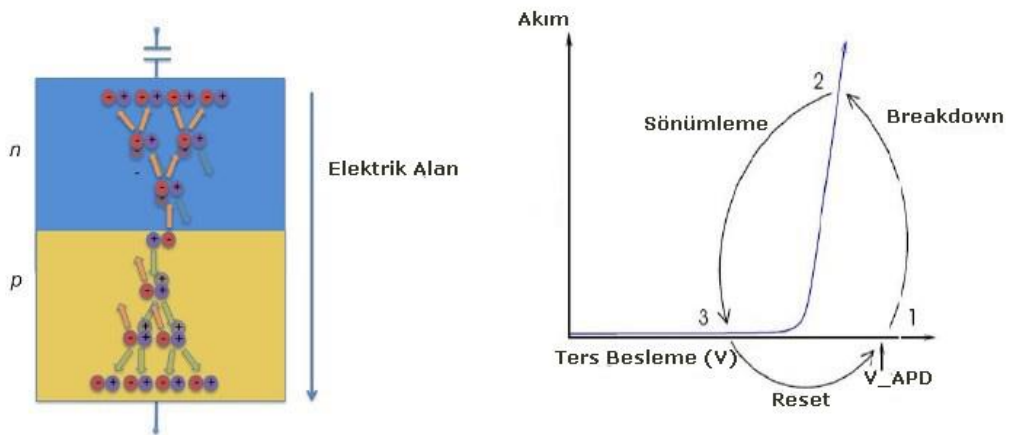
Şekil 2.9 Silikon içinde dalga boyuna göre foton soğrulma uzunluğu [32]

Silikon fotoçoğaltıcılar, Geiger modunda çalışan birbirine paralel olarak bağlanmış bir dizi çığ fotodiyottan oluşmaktadır. Eşik değerlerinde gerilim uygulanan bu fotodiyotlar üzerine foton düştüğünde analog bir sinyal oluşturur (Şekil 2.11).



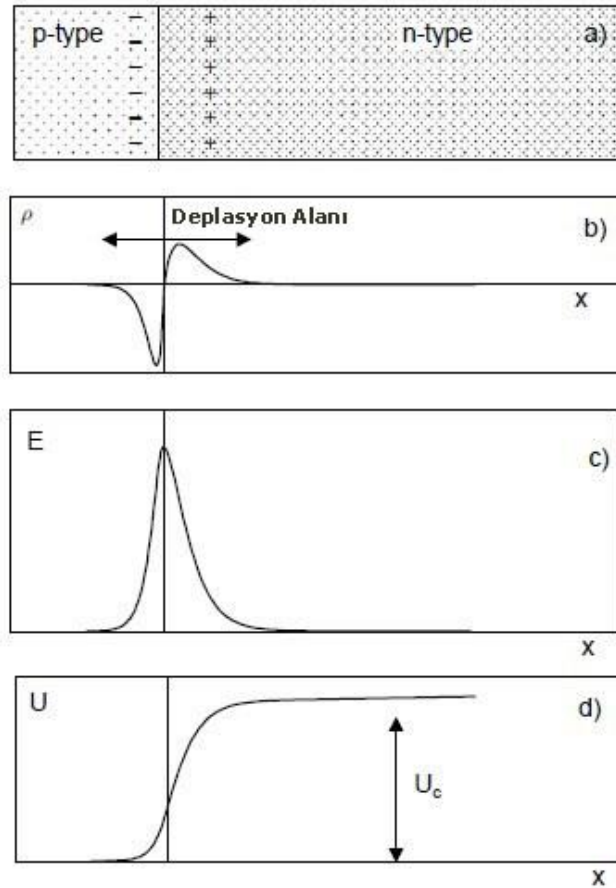
Şekil 2.10 Birbirine paralel bağlanmış bir dizi çığ diyottan oluşan SiPM'in yapısı [32]

Silikonun deplesyon bölgesinde yeterince yüksek elektrik alan oluştuğunda bu bölgede oluşan ikincil yük çiftleri yeterli kinetik enerjiye sahip olduğunda iyonizasyon sağlanır. Böylelikle tek bir fotoelektron alanına maruz bırakılan silikon iletken hale gelir. Bu işlem Geiger-Müller tüpünde gözlemlenen iyonizasyon deşarjına benzer şekilde işlediği için buna Geiger deşarjı adı verilmiştir.



Şekil 2.11 Geiger modunda çalışan SiPM şeması (solda) Geiger modunda çalışan fotodiyodun çalışma döngüsü (sağ) [32]

Bir ığ fotodiyot, p-n eklem yapısına yarı iletkenden oluşur. Çalışma prensibi enerji bant sistemleriyle açıklanabilir. ığ fotodiyoda ters besleme gerilimi uygulandığında fotodiyotun doyuma ulaşan bir elektrik alan meydana gelir (Şekil 2.13).



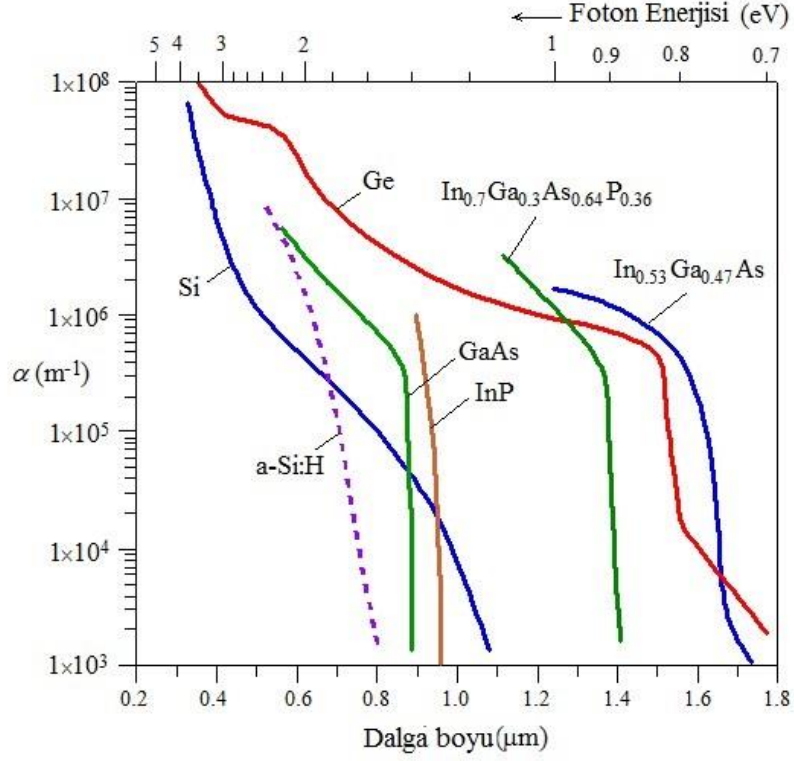
Şekil 2.12 a) PN yarı iletken çalışma prensibi b) eklem noktasında bütün yük taşıyıcıların yük yoğunluğu dağılımı c) elektrik alan d) potansiyel enerji dağılımı [29]

ığ fotodiyot üzerine düşen fotonun enerjisi, bant aralığından yüksek ise elektron-boşluk çiftleri oluştururlar. Fotonun soğrulma derinliği çığ fotodiyotun türüne ve penetre eden fotonun dalga boyuna(λ) bağlıdır. Soğrulan foton akısı, yarı iletken içinde ilerlediği mesafe ile bağlı olarak değişmektedir.

$$\Phi(\lambda, z) = \Phi(\lambda, 0)e^{-\alpha z} \quad (2.3)$$

Denklem (2.3)'de görüldüğü gibi elektron-boşluk oluşması malzeme içinde aldığı yola (z) bağlı olarak üstel şekilde azalma göstermektedir. Nüfuz eden fotonların %63'ü, $\sigma = 1/\alpha$ oranından nüfuz derinliği olarak bilinen mesafe içinde soğrulur. Eşik dalga boyu

değerine ($\lambda_{th} = hc / E_G$) yaklaştıkça, $\alpha \rightarrow 0$ (ya da $\sigma \rightarrow \infty$) malzeme gelen fotonlar için daha geçirgen hale gelmeye başlar. Fakat dalga boyu eşik değerinden uzaklaştıkça $\alpha \rightarrow \infty$ (ya da $\sigma \rightarrow 0$) malzeme, üzerine düşen fotonlar için opak bir davranış gösterir ve yüzeye yakın yerlerde soğurur [34].



Şekil 2.13 Enerji (üst eksen) ya da Dalga boyuna (alt eksen) karşılık, bazı yarı iletkenlerin soğurma katsayısı [31]

Kuantum verimliliği $\eta(\lambda)$, birim zaman başına üretilen elektron-boşluk çift sayısının (n_{e-h}), birim zaman başına bir elektrik sinyali üretmek için aktif yüzeye gelmesi beklenen foton sayısına (n_λ) oranı olarak tanımlanır:

$$\eta(\lambda) \equiv n_{e-h} / n_\lambda \quad (2.4)$$

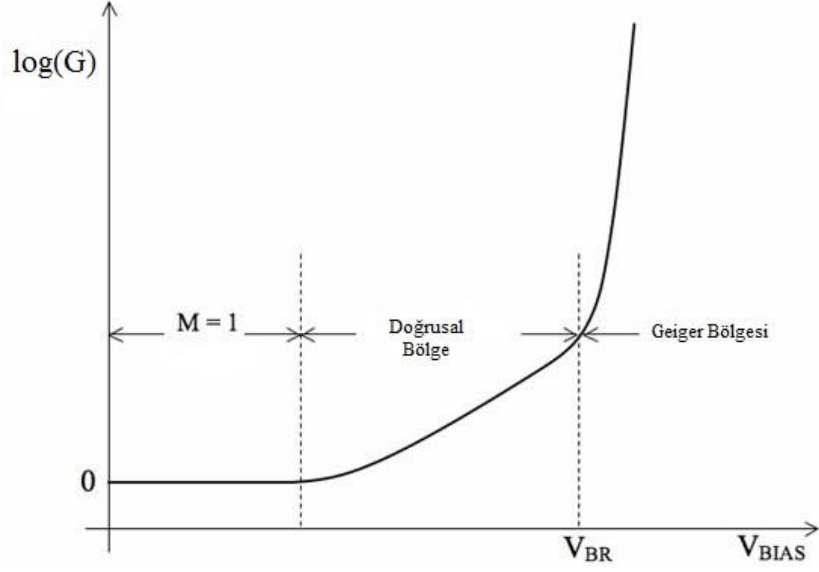
Foto-akım I_{ph} , nüfuz eden fotonların oluşturduğu yük taşıyıcılarının deplesyon bölgesine girme oranı ile tanımlanır:

$$I_{ph} = \frac{e\eta(\lambda)P_0}{hc} \quad (2.5)$$

Burada P_0 ışığın gücü, e elektronun yükü, h Planck sabiti ve c ışığın vakumdaki hızıdır. Bir çığ diyottan elde edilecek akım (I_{APD}), foto-akım ve çığ bölgesindeki elektrik alan gücüne bağlıdır. Elektrik alan, çığ bölgesinde iyonizasyon etkisinin derecesini belirler. Çığ diyotun kazancı (G), elektrik alanın gücünü belirleyen besleme gerilimi V_{BIAS} ile orantılı olduğu için, oluşturulan akımla doğrudan ilişkilidir:

$$G = \frac{I_{APD}}{I_{ph}} \quad (2.6)$$

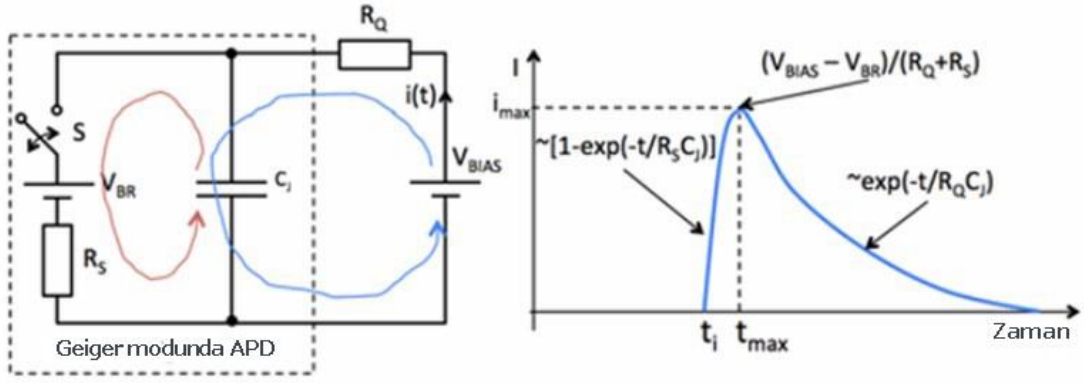
Bir fotodiyotun kazancını belirleyecek en büyük etken besleme gerilimidir. Eğer uygulanan gerilim yeterince yüksek değilse, örgü üzerine etki eden elektrik alan, yük taşıyıcılarının iyonizasyonu gerçekleştirmek için gerekli olan en düşük enerjiye bile sahip olamayacaktır. Besleme gerilimi arttıkça yük taşıyıcılarının kazanacağı enerji de aynı oranda artacaktır. Besleme gerilimi, fotodiyotun çığ bölgesine giren yük taşıyıcılarını artık örgüdeki atomları iyonize edecek kadar enerjiye sahip oldukları bir gerilim değerinde kazanç ($G>1$) artış gösterecektir. Besleme gerilimi ile doğrusal artış gösteren kazanç, daha yüksek voltajlarda artık logaritmik olarak hızla artacaktır. Bu geçiş gerilimine "break-down voltajı" V_{BR} , kazancın hızla artış gösterdiği bölgeye de "Geiger bölgesi" adı verilir (Şekil 2.15).



Şekil 2.14 Besleme gerilimine karşı kazanç grafiği [33]

Besleme gerilimi ile silikonun deplezyon bölgesinde oluşturulan yüksek elektrik alan ($\sim 6.0 \times 10^5$ V/cm), bu bölgedeki yük taşıyıcılarına ikincil iyonizasyonu da gerçekleştirecek kadar kinetik enerji kazandırmış olur. Böylece, bu elektrik alan içinde üretilen her bir yük taşıyıcısı bir sonrakini tetikleyerek tekrar eden bir dizi iyonizasyon süreci başlatmış olur. Bu süreç sonunda tek bir elektron, sayıları katlanacak bir şekilde bölünerek bir akım oluşturur. Bu sürece "Geiger Discharge" denir. Bütün fotodiyotlar, yüksek kazanç elde etmek için besleme gerilimi Geiger bölgesinde çalıştırılır. Bu nedenle bu çalışma prensibine "Geiger Modu" adı verilir [34].

Mikro hücrelerin çalışma ilkesi, Şekil 2.16 (sol)'da gösterildiği gibi bir elektronik devre şeması ile açıklanabilir. Şema üzerinde kesikli çizgiler içinde gösterilen bölüm, bir mikro hücre içindeki çığ diyotunu temsil eder. Besleme voltajı V_{BIAS} , çığ diyotunun break-down voltajı olarak belirtilen değerden yüksek olmalıdır ki bu diyot Geiger modunda çalışabilsin.



Şekil 2.15 Çiğ fotodiyodun çalışma prensibi (sol) Üretilen atmanın bağımlı değişkenleri (sağ) [34]

Geiger modunda S kapısı açıktır, junction kapasitansı C_J üzerindeki değer V_{BIAS} voltajdır. Akım bu kapasitansa seri bağlı R_Q üzerinden ya da R_S üzerinden akmaz. R_Q , “quenching” adı verilen sönümlenme direncidir. Yaklaşık değeri $150 \text{ k}\Omega$ 'dur. Bir yük taşıyıcısı çiğ diyotunu tetikleyip bir dizi elektron çığı başlattığı zaman, S anahtarı kapanır ve C_J , R_S üzerinden boşalmaya başlar. R_Q direnci üzerinden geğen voltaj V_D , besleme gerilimi ve break down beslemesinin tek düğüm noktasındaki gerilimlerinin toplamıdır. Kapasitör üzerindeki yük boşaltıldıktan sonra kapı tekrar eski haline geri gelir ve kapasitör tekrar dolar.

$$V_D = V_{BIAS} - \frac{R_Q (V_{BIAS} - V_{BR})}{R_Q + R_S} = V_{BIAS} - \frac{\Delta V}{1 - \frac{R_S}{R_Q}} \quad (2.7)$$

Standart bir mikro hücrede, $R_S \sim 1 \text{ k}\Omega$ ve $C_J \sim 0.1 \text{ pF}$ değerindedir. Bir mikro hücrenin oluşturduğu atma (akım cinsinden) Şekil 2.16 (sağ)'da verilmiştir. t_i anında yükselmeye başlayan akım, tepe noktası değeri maksimuma ulaşana kadar geğen süre t_{maks} olarak gösterilmiştir. t_{maks} 'ta, diyot voltajı deşarjı sürdürürken V_{BR} değerine kadar düşer. Sönümlenme geręekleşir. Bağlantı kapasitörü tekrar dolmaya başlar ve böylece R_Q bu süre boyunca voltajın azalmasına neden olur. Bu azalma SiPM'in kendi karakteristik süresi τ , R_Q ve C_J değerlerine bağlıdır:

$$\tau = R_Q C_J \quad (2.8)$$

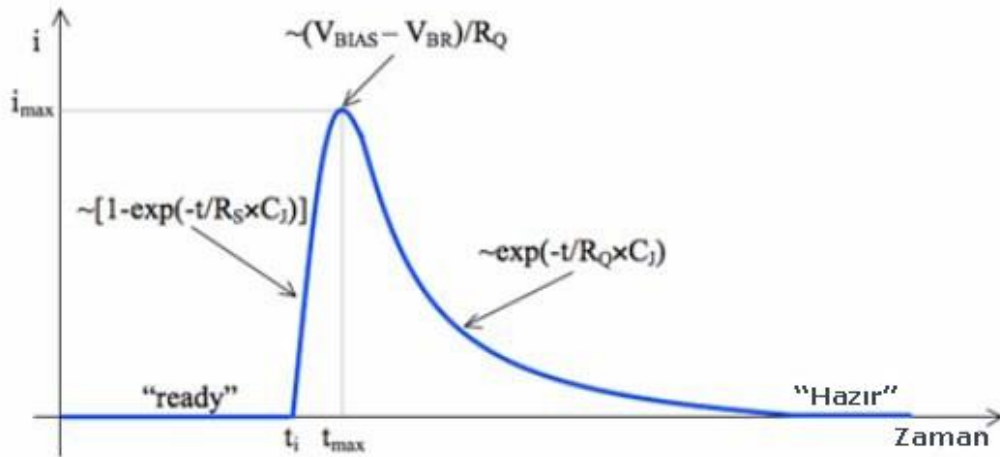
Tipik bir SiPM için $C_j \sim 0.1\text{pF}$ ve $R_s \sim 150\text{k}$ değerlerdedir. Böylece bu SiPM'in karakteristik zaman sabiti $\tau \sim 15\text{ ns}$ olur. Tekrar dolun süresinin sonunda ancak çığ diyot hazır hale gelecektir. Bu zaman değeri her SiPM için karakteristiktir ve performansını belirleyen en büyük unsurlardan biridir. Atma içindeki yük yaklaşık $Q = i_{\max} \tau$. Böylelikle kazanç,

$$G = \frac{Q}{e} = \frac{i_{\max} \tau}{e} = \frac{1}{e} \frac{(V_{\text{BIAS}} - V_{\text{BR}})}{(R_Q + R_S)} R_Q C_j \quad (2.9)$$

olur. $R_Q \gg R_S$ ise 2.9 denklemini yaklaşık olarak,

$$G \approx \frac{(V_{\text{BIAS}} - V_{\text{BR}}) C_j}{e} = \frac{\Delta V C_j}{e} \quad (2.10)$$

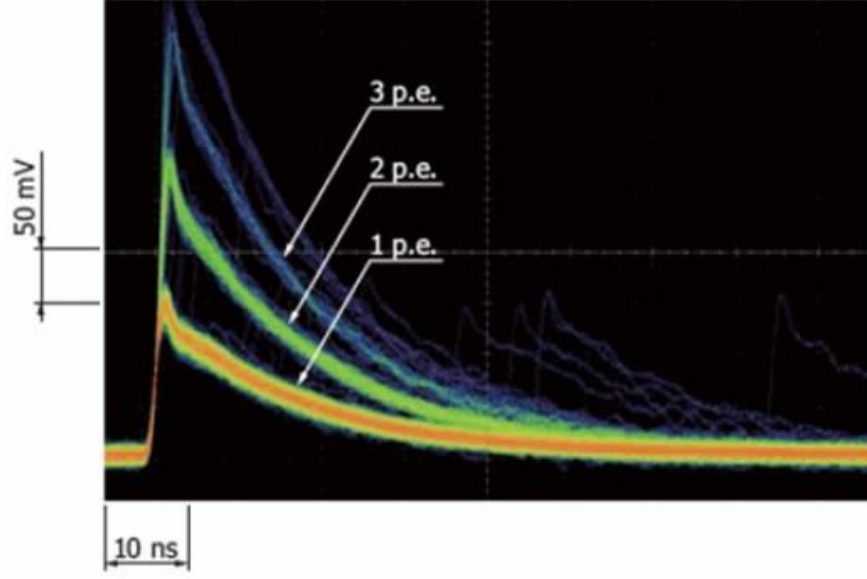
haline gelir [33], [34].



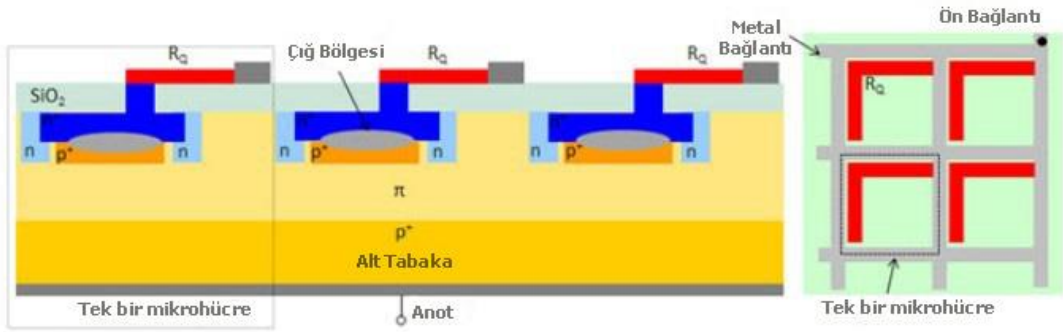
Şekil 2.16 Foto çığ diyotun ürettiği elektrik sinyali [31]

Şekil 2.17'deki eğrinin altında kalan alan zamana göre integral alınarak hesaplanıldığında bu bir çığ diyotun ürettiği net Q yükünü verecektir. $Q = \Delta V C_j$. SiPM üzerindeki mikro hücre sayısı birden fazladır. Bunlar aynı anda da tetiklenebilir ve akım üretebilir. SiPM'in toplam üreteceği akım için ilişkili yük ise

$$Q_{\text{out}} = N_f Q = N_f e = N_f \Delta V C_j \quad (2.11)$$



Şekil 2.17 Aynı anda tetiklenen foto-elektron sayısı başına üretilen sinyallerin osiloskop görüntüsü [32]



Şekil 2.18 Tipik bir SiPM'in iç yapısı (sol), mikrohücrelerin mimari düzeni (sağ) [35]

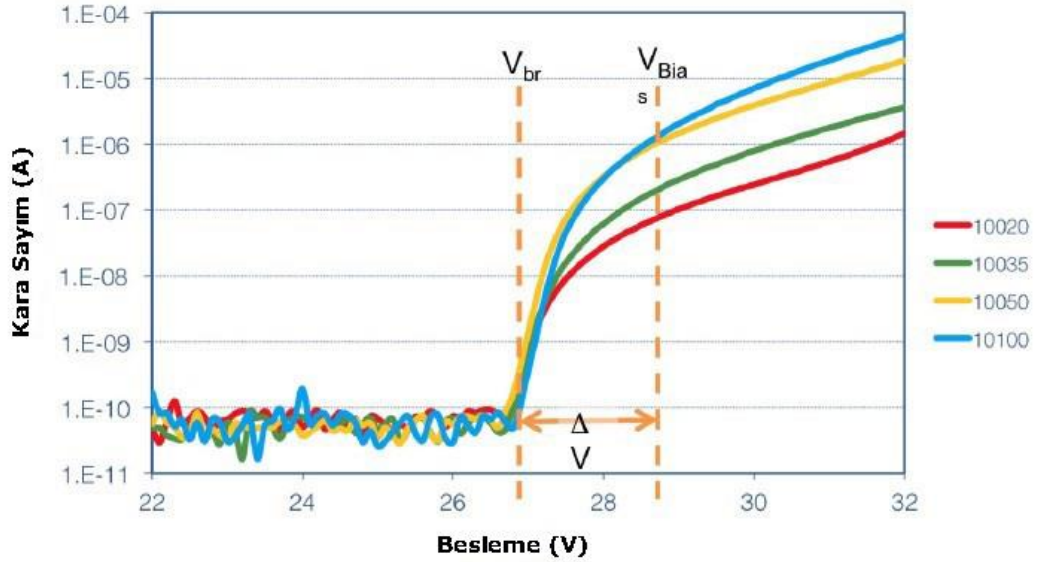
olarak verilir.

2.5.3 Silikon Fotoçoğaltıcıların Karakteristik Parametreleri

Silikon fotoçoğaltıcıların performansını etkileyen bazı kritik parametreler vardır. Kazanç, foton verim sayısı (FSV), gürültü, dinamik aralık, zamanlama ve sıcaklık hassasiyeti gibi parametreler bunlardan bazılarıdır. Bu başlık altında silikon fotoçoğaltıcıların performansını doğrudan belirleyen parametreler üzerinde tartışılacaktır.

2.5.3.1 Aşırı Voltaj

Break-down voltajı, Geiger modunda çalışan fotoçığ diyotların akım üretebilmesi için gerekli elektrik alan gücüne ulaştığı kritik noktadır. Şekil 2.20’te akıma karşılık voltaj grafiğinde görüldüğü gibi V_{BR} ’nin ötesindeki bölgelerde akım üretilebilir hale gelmektedir.

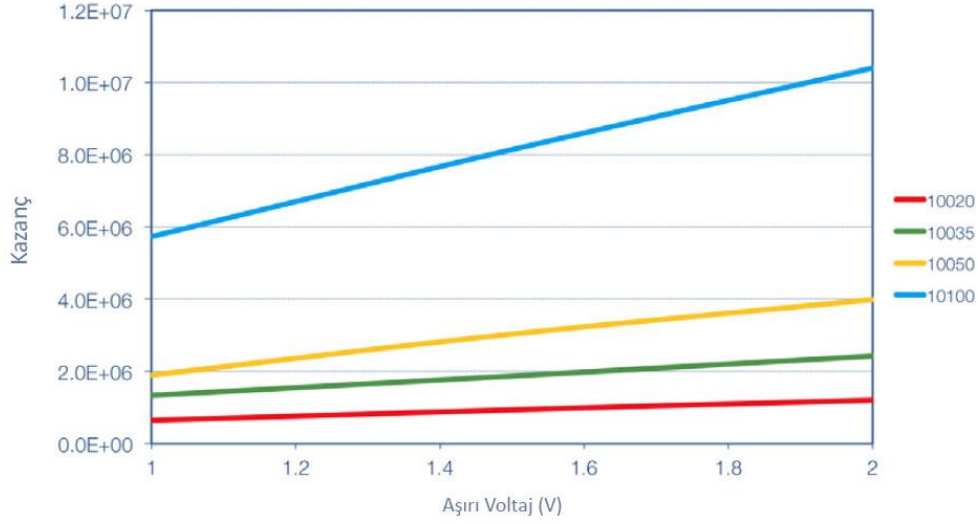


Şekil 2.19 Geiger modunda çalışan farklı boyutlardaki mikro hücrelerden tasarlanmış çığ foto diyotun voltaj-akım grafiği [32]

Şekil 2.20, Silikonfotoçoğaltıcı üreticilerinden biri olan SensL firmasının ürettiği bir ürüne aittir. Firma, SiPM kullanıcılarına besleme voltajını, break-down değerinden en fazla 2V ($\Delta V = 2V$) üstünde kullanılmasını tavsiye etmiştir.

2.5.3.2 Kazanç

SiPM'deki her bir mikro hücre, sönmüleme (quenching) direnci ile birbirine seri halde bağlıdır. Her mikro hücre, Geiger yük boşaltımını sağlarken üniform ve kuantize yük akışı sağlar ($Q = \Delta VC_j$). Mikro hücrenin kazancı, toplam yük çıktısı ile yük taşıyıcı parçacığın (elektron) oranına eşittir. Kazanç faktörü besleme voltajı ile doğrudan orantılıdır (Şekil 2.21).



Şekil 2.20 Farklı boyutlardaki mikro hücreler ile tasarlanmış silikon fotoçoğaltıcının Aşırı voltajına karşı kazanç grafiği [32]

2.5.3.3 Gürültü

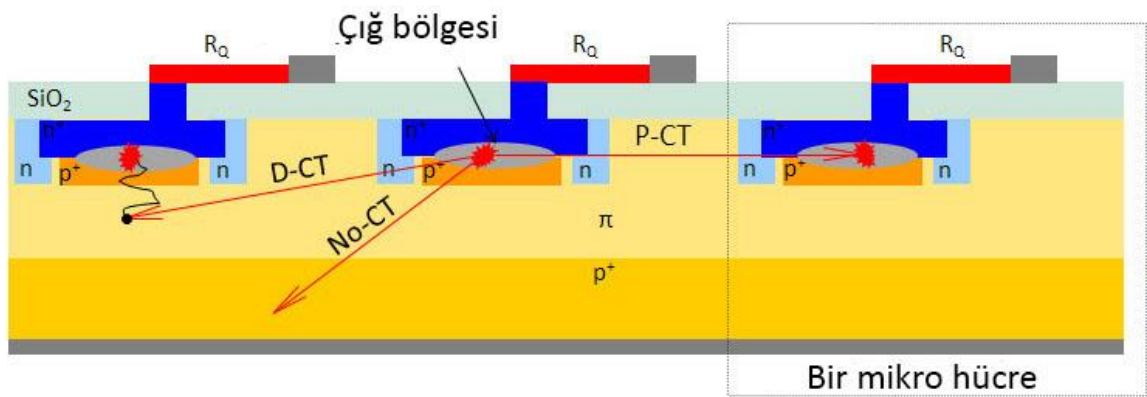
Gürültü, dedektör sistemindeki istenmeyen sinyal kaynakları ve ölçülen esas sinyale eklenmiş bütün sinyalleri kapsayan genel bir terimdir. Silikon fotoçoğaltıcılardaki gürültü kaynağının büyük bir kısmı termal olarak üretilen elektronlar tarafından oluşur. Buna kara sayım adı verilir. Sinyal toplanırken foto-elektronlar ve gürültü sağlayacak termal elektronlar ayırt edilemezdir. Eğer sinyal toplanırken, tek bir foto elektron seviyesine eşik değeri konulursa sistemi bu gürültüden izole etmek mümkündür.

Kara sayım sinyallerinin yükseklikleri her zaman özdeş değildir. Eğer gürültü sinyali sabit yükseklikte devamlı olarak etki etseydi kolaylıkla sonuçtan çıkarılabilirdi. Bunun yerine gürültü sinyali bir Poissonian dağılımı etrafında dalgalanmaktadır. Bunlara ek olarak kara sayım, besleme voltajı, sıcaklık, mikro hücre boyutu ve ortalama dedektör alanı ile de orantılıdır.

2.5.3.4 Optik Sızıntı

Silikon fotoçoğaltıcıların gürültüsüne ek olarak, birbirine yakın yerleştirilmiş mikro hücrelerin arasındaki optik sızıntı da gürültü kaynaklarından biridir. Bir mikrohücredeki çığ esnasında, yüksek elektrik alan ile hızlandırılmış yük taşıyıcılarından bazıları çevre mikro hücrelere ulaşabilir. Bu mikro hücreye ulaşan yük taşıyıcıları aslında aktif

olmaması gereken mikro hücrelerinde çığ sürecini başlatabilir. Optik sızıntı olasılığı, çığ sürecindeki bir mikrohücrenin ikinci bir mikro hücreyi çığ sürecine başlatma olasılığıdır. Bu işlem aniden gerçekleşir ve bir foton, 2, 3 ya da daha fazla fotonun oluşturacağı sinyale eşdeğer sinyal oluşturur. Optik sızıntı olasılığı, çığ sürecindeki bir mikrohücrenin ikinci bir mikro hücreyi çığ sürecine başlatma olasılığıdır. Bu işlem aniden gerçekleşir ve bir foton, 2, 3 ya da daha fazla fotonun oluşturacağı sinyale eşdeğer sinyal oluşturur. Optik sızıntı olasılığı, besleme voltajına ve komşu mikro hücreler arasındaki mesafeye bağlıdır.



Şekil 2.21 Optik sızıntı

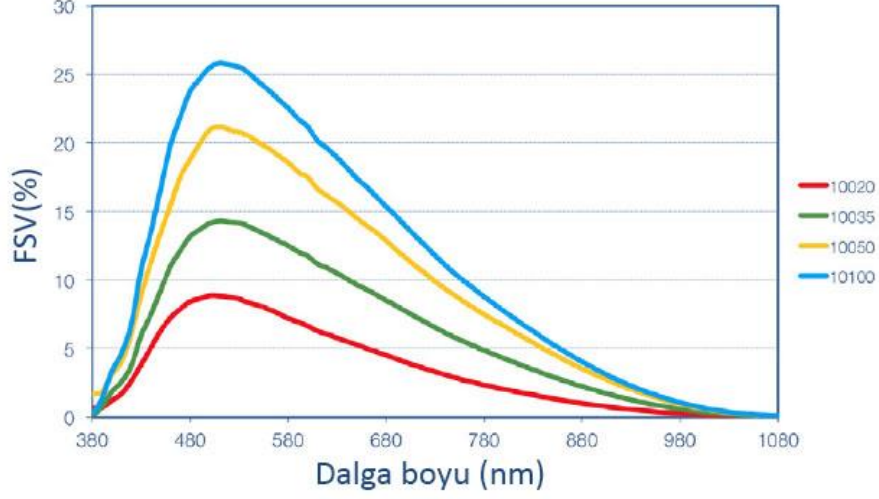
2.5.3.5 Foton Verim Sayısı

Foton verim sayısı (FSV), bir olay fotonunun SiPM hücrelerinden biri için Geiger sinyali üretebilme olasılığıdır. Bu istatistiksel olasılık kuantum verimliliğine ve mimari yapısına göre değişiklik göstermektedir.

$$FSV(\lambda, V) = \eta(\lambda) \cdot \varepsilon(V) \cdot F \quad (2.12)$$

burada $\eta(\lambda)$ silikonun kuantum verimliliği, $\varepsilon(V)$ çığ başlatma olasılığı ve F ise cihazın doluluk faktörüdür. Her foton bir çığ oluşturmaya sebep olmayacağı için, fotonların, foto elektron ile çığ başlatma olasılığı dikkate alınmalıdır. Doluluk faktörü (F) ise SiPM'in aktif yüzeyi ve aktif olmayan yüzeyinin birbirine oranıdır. Çoğunlukla FSV, birim optik güç başına üretilen ortalama foto-akım olarak tanımlanan dedektör duyarlılığı üzerinden hesaplanır:

$$R = \frac{I_p}{P_{op}} \quad (2.13)$$



Şekil 2.22 Farklı mikrohücre sayılarına göre dalga boyuna karşı foton sayım verimliliği[32]

I_p ölçülen foto-akımıdır. P_{op} dedektör alanı üzerinde belirli bir dalga boyunda gelen optik güç olarak tanımlanır. Duyarlılık (R) tipik olarak Watt başına Amper cinsinden ifade edilir. Ölçülen SiPM duyarlılığı grafiği Şekil 2.23'te verilmiştir. FSV ayrıca bu ilişki ile de belirlenebilir:

$$FSV = \frac{R}{G} \cdot \frac{hc}{\lambda e} \quad (2.14)$$

G , SiPM'in kazancı, h Planck sabiti, c ışık hızıdır, λ gelen ışığın dalga boyu ve e elektronun yüküdür. Bu yöntem ile SiPM mikrosellerinin kazancı doğru olarak bilinebilir ve bu bölgede çalıştırılabilir.

2.5.3.6 Dinamik Aralık

Bir dedektörün dinamik aralığı, dedektörün verimli bir çıkış sinyali sağladığı optik seviye aralığı olarak tanımlanabilir. Bir SiPM için bu aralık, en düşük sinyal seviyesi ile SiPM üzerindeki tüm mikro hücrelerin ateşlenmesiyle oluşan doyum sinyali arasında tanımlanabilir. Gelen fotonları tespit etmek için daha fazla mikro hücre mevcut olmadığından alınabilecek en yüksek sinyal yüksekliğidir. Bir SiPM'in dinamik aralığı,

toplam mikro hücre sayısına ve cihazın FSV değerinin bir fonksiyonudur. SiPM'in FSV değeri, besleme voltajı ve foton dalga boyuna bağlı olduğu için, dinamik aralık bu parametrelere de dolaylı yoldan orantılıdır. Ateşlenen mikro hücre sayısı bu değişkenlere bağlı olarak,

$$N_{fired}(M, V, \lambda) = M \left(1 - \exp \left(- \frac{FSV(V, \lambda) \cdot N_{ph}}{M} \right) \right) \quad (2.15)$$

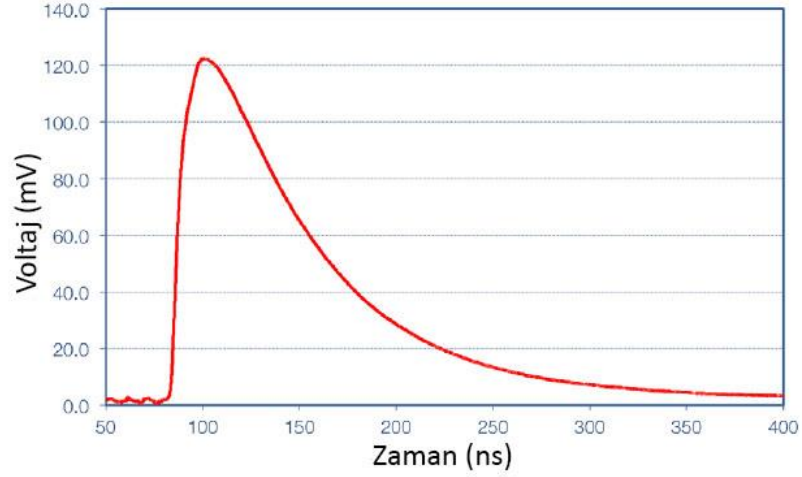
şeklinde verilir. Burada N_{fired} , ateşlenen mikro hücre sayısı, N_{ph} , olay fotonu sayısı, M ise SiPM üzerindeki toplam mikro hücre sayısıdır. Bu yaklaşımda düşen fotonların, aktif yüzey alanına homojen olarak yayıldığı varsayılmıştır.

Belli bir sinyal seviyesinin üzerinde ve doygunluk seviyesinden önce SiPM'den alınan cevap doğrusal hale gelir. Bunun nedeni, tek bir mikro hücrenin çıkış sinyali, diğer çıkış sinyallerinden bağımsız olması ve SiPM çıktısında üst üste binmesidir. Saniyede mikro hücre başına düşen foton sayısı arttıkça, olasılık da aynı oranda artmaya başlar. SiPM çıktısı, tespit edilen fotonların sayısı toplam mikro hücre sayısına yaklaştıkça doyuma başlar:

$$N_{ph} \cdot FSV \rightarrow M$$

2.5.3.7 Sinyal Şekli

35 mikrometre mikrohücreli 3mm bir SiPM üzerinden alınan tek foto-elektron sinyali şekil 2.24'de verilmiştir. Sinyalin yükselme zamanı, cihazın toplam aktif alanına ve özellikle tüm mikro hücreleri bağlayan parçalardan kaynaklanan kapasitans değerine bağlıdır. Sinyalin düzelme ya da bozunma zamanı dedektörün boyutundan bağımsızdır. Mikro hücrenin sıfırlama periyoduna bağlıdır:



Şekil 2.23 Bir foto-elektronun çıktığı sinyali

$$\tau_{reset} = R_Q \cdot C \quad (2.16)$$

Burada C, mikro hücrenin kapasitansı ve RQ quenching resistörünün direnç değeridir.

2.5.3.8 Sıcaklık Hassasiyeti

Sıcaklık SiPM'lerin performansını olumsuz yönde etkileyen en önemli faktördür. Break-down voltajı ve kara sayım oranını büyük ölçüde etkiler. Break-down voltajı sıcaklığın bir fonksiyonu olarak tanımlanmıştır. Sıcaklıktaki değişim aşırı voltaj değerini doğrudan etkileyecektir. Aşırı voltaj değeri SiPM'in karakteristiğini belirleyen değerlerden biridir. Böylelikle eğer SiPM performansını stabil hale getirilmesi istenirse sıcaklığın sabit tutulması şarttır. Eğer sabit bir aşırı voltaj uygulanırsa kazanç, FSV, zamanlama gibi bazı parametrelerde değişim gözlenmez. Sıcaklığın artmasıyla birlikte kara sayım oranı artacaktır. Bu yüzden SiPM sıcaklığını belirli seviyede tutmak adına soğutucu kullanmak ölçüm sonuçlarını iyi yönde etkileyecektir [32, 33].

Silikon fotoçoğaltıcıların, çığ fotodiyotlar ve fotoçoğaltıcı tüplere göre çeşitli yönlerden avantajları ve dezavantajları vardır. Çığ fotodiyotların kazanç faktörünün olmaması diğerlerine göre önemli bir dezavantaj. Fotoçoğaltıcı tüpler ise besleme gerilimi, mekanik sağlamlık, kazanç faktörü ve manyetik alanlara duyarlılığı açısından silikon fotoçoğaltıcıların gerisinde kalmaktadır. Üç tip arasındaki değer karşılaştırmaları Çizelge 2.2' de verilmiştir.

Çizelge 2.2 Çeşitli fotodedektörlerin karşılaştırılması [32],[35],[36],[37]

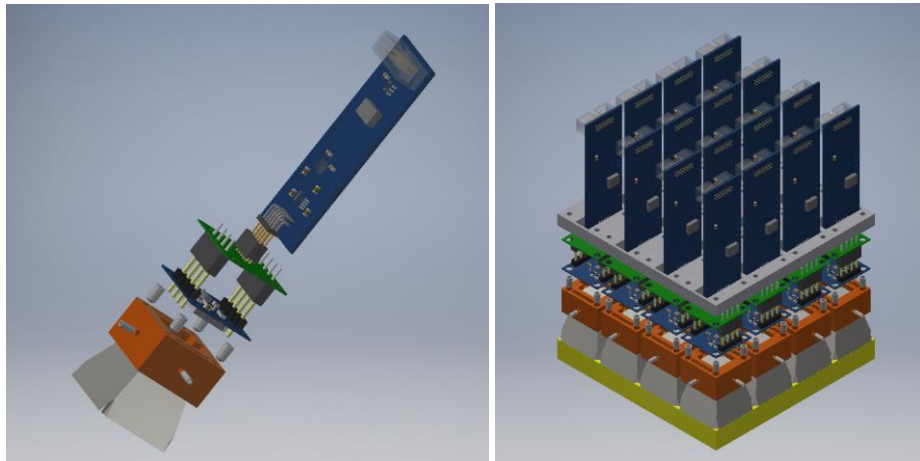
	APD	PMT	SiPM
Kazanç	1	10 ⁶	10 ⁶
Besleme Gerilimi	Yüksek	Yüksek	Düşük
Sıcaklık Hassasiyeti	Yüksek	Düşük	Düşük
Mekanik Sağlamlık	Orta	Düşük	Yüksek
Ambians Işığına Duyarlılık	Evet	Evet	Evet
Tayf Aralığı (nm)	400-1000	300-850	270 - 900
Veri Okuma Elektronikliği	Karmaşık	Basit	Basit
Form Faktörü	Kompakt	Hantal	Kompakt
Geniş Alanlarda Kullanılabilirlik	Hayır	Evet	Evet
Manyetik Alana Duyarlılık	Evet	Evet	Hayır
Gürültü	Orta	Düşük	Yüksek
Yükselme Zamanı (Sinyal)	Yavaş	Hızlı	Hızlı

DENEY VE ÖLÇÜMLER

3.1 Gama Kamerasının Bileşenleri ve Yeni Yöntemlerin Geliştirilmesi

Bu tez çalışması kapsamında, geliştirilecek yeni nesil gama kamerasının çeşitli bileşenlerini tasarımı, üretimi ve ön testleri yapılmıştır. Bu testler sırasında öncelik bu bileşenlerin tek tek işlevselliklerine verilmiş olup, ayrıntılı değerlendirmelere çok fazla girilmemiştir. TÜBİTAK projesinin ilerleyen safhalarında tüm bu bileşenlerin ayrıntılı çalışması yapılacaktır.

Geliştirilmesi öngörülen yeni yöntemlerden bir tanesi, gama kamerasındaki fotoçoğaltıcı tüplerin yerine ışık kılavuzu ile optik olarak birleştirilmiş SiPM'lerin yerleştirilmesidir. Bu yöntemin kullanılacağı tasarımın mekanik üç boyutlu çizimi Şekil 3.1'de gösterilmektedir.

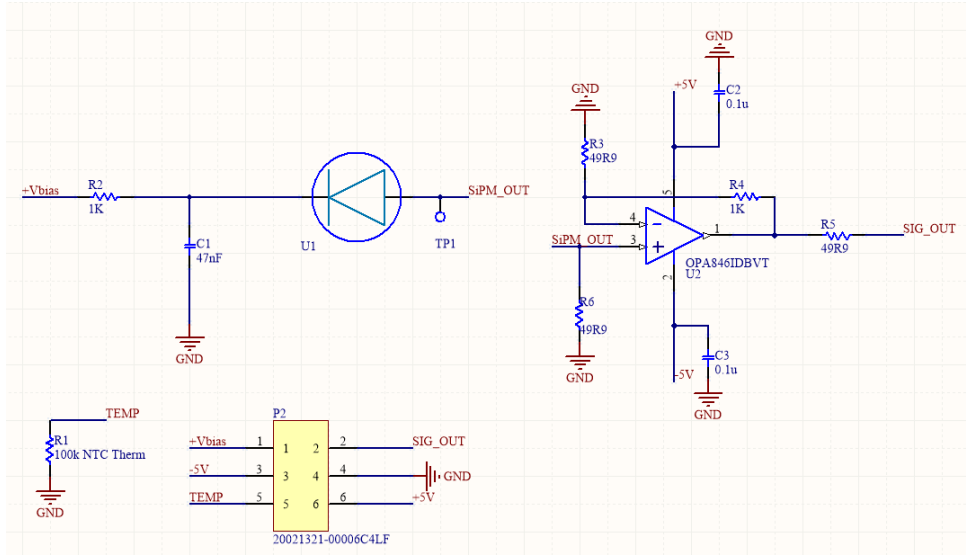


Şekil 3.1 Işık kılavuzu ve SiPM'in kullanıldığı yeni nesil gama kamerasının üç boyutlu mekanik çizimi

Kullanılan ışık kılavuzu yekpare NaI(Tl)'den gelen sintilasyon fotonlarını SiPM'e yönlendirecek, SiPM'de oluşan elektrik sinyalleri önyükselteç yardımıyla yükseltilecek ve daha sonra konum belirlemek üzere direnç örgüsüne gönderilecektir.

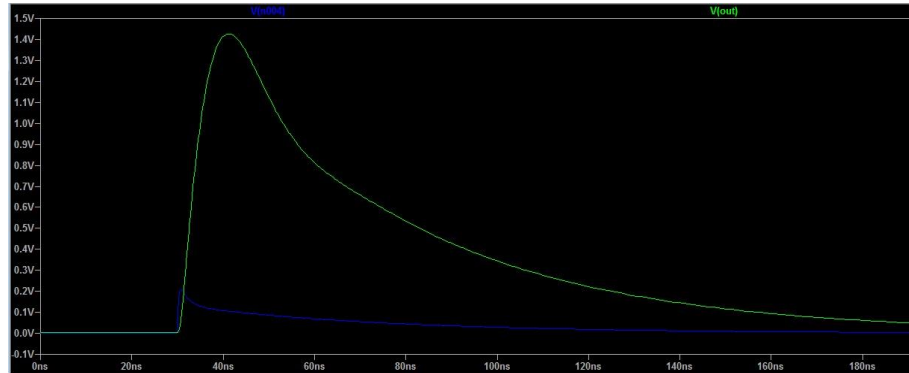
3.2 Ön Yükselteç Değerlendirmesi ve Seçimi

SiPM'den gelen sinyallerin yükseltilip işlenebilmesi için üç farklı yükselteç çipi denenmiştir. Bunlar, OPA656 [38], OPA846 [39] ve THS4304 [40]'tür. Yük yükseltici ve voltaj yükseltici modunda LED ışığı ve kristal konfigürasyonlarında ölçümler alınmıştır.



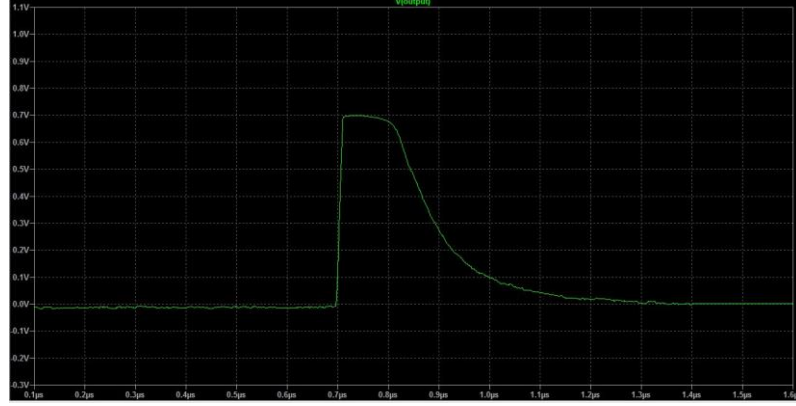
Şekil 3.2 Voltaj yükseltici modunda hazırlanmış devre şeması. Kazanç katsayısı = 21

Yükselteç devrelerinin LTspice [41] simülasyonları da yapılmıştır. Şekil 3.3, OPA656 için yükseltilmiş sinyal atmasını göstermektedir.

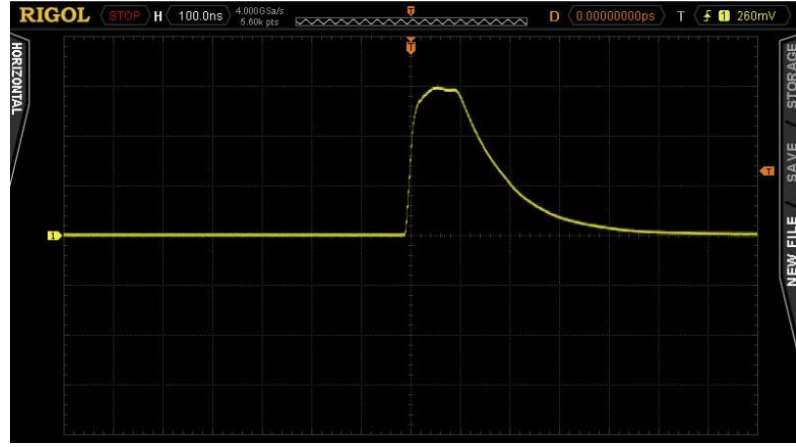


Şekil 3.3 OPA656 kullanılarak yükseltilen sinyal

Şekil 3.4 THS4304 için elde edilen simülasyon sonucunu, Şekil 3.5 ise kullanılan devreden deneysel olarak elde edilen sinyal atmasını göstermektedir.

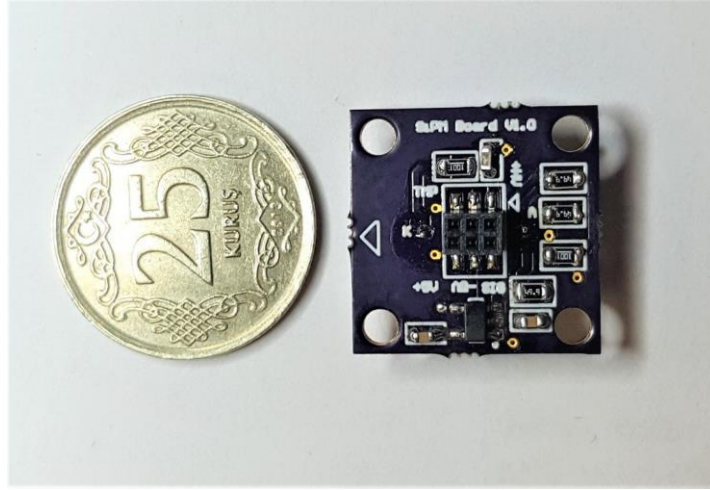


Şekil 3.4 LTspice uygulamasında THS4304 simülasyonu

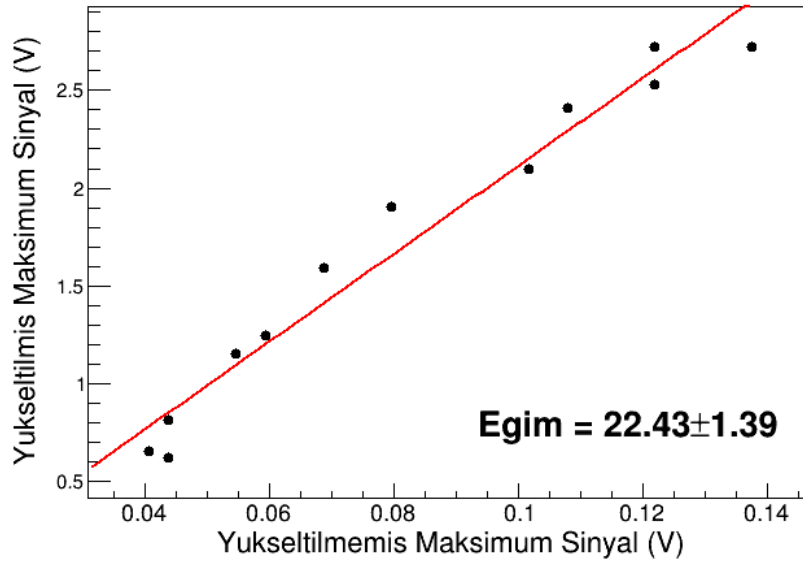


Şekil 3.5 LED ışığı kullanılarak alınan sinyalin THS4304 ile yükseltilmiş hali

Şekil 3.2’de verilen devre şeması baskı devre haline getirilmiş ve üretimi yapılmıştır. Bu baskı devrenin fotoğrafı Şekil 3.5’te görülmektedir. Bu baskı devreye bağlanan SiPM ve çeşitli şiddetlerdeki mavi LED ışığı kullanılarak kazanç değerinin teorik değer ile karşılaştırılması yapılmıştır. Dijital osiloskop yardımıyla her şiddet için 4096 sinyal atmasının ortalaması bilgisayara kaydedilmiştir. Bu ortalama sinyal atmasının maksimum değeri belirlenmiştir. Şekil 3.7 OPA846 bağlanan baskı devreden elde edilen kazanç eğrisini vermektedir.



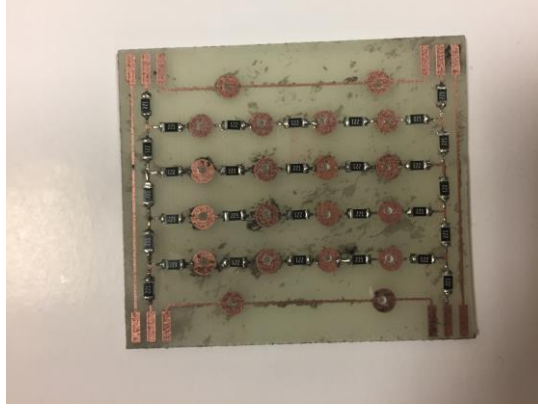
Şekil 3.6 Gama kamerasında kullanılmak üzere karar kılınan ön yükselteç baskı devresi



Şekil 3.7 OPA846 ve farklı şiddetlerdeki mavi LED ışığı kullanılarak elde edilen kazanç eğrisi.

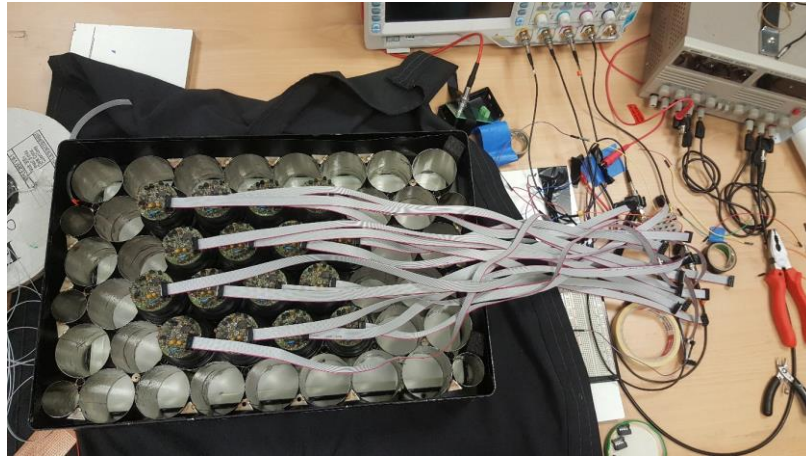
3.3 Direnç Örgüsü ve Ölçümler

Bölüntülenmemiş yekpare kristalden fotodedektör yardımıyla toplanan ışık bilgisinden, konum bilgisine geçmek için kullanılan geleneksel yöntem bir direnç örgüsü kullanmaktır. Bu tez çalışmasında literatürde yük bölünümü olarak da bilinen direnç örgüsü elektroniği kullanılmıştır. İlk prototip 16 adet fotodedektörü okuyacak şekilde tasarlanmış olup tüm direnç değerleri eşdeğer (100 Ω) seçilmiştir. Şekil 3.8'de ilk üretilen prototip kart görülmektedir.

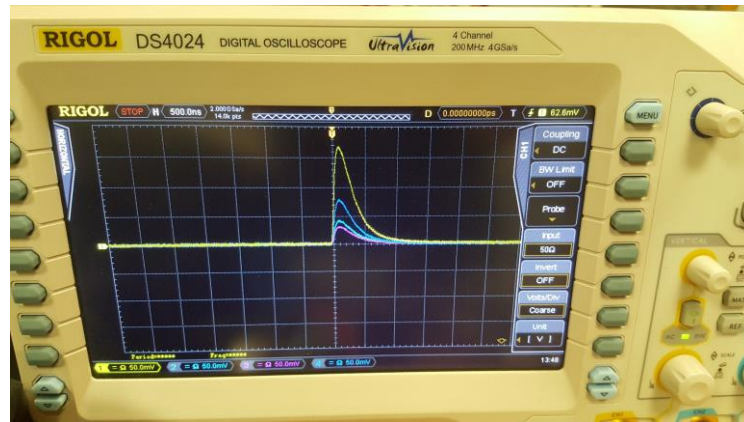


Şekil 3.8 Eşdeğer dirençlerle tasarlanan ilk direnç örgüsü prototipi

Laboratuvarda bulunan gama kamerasının tekrar çalıştırılarak 16 fotoçoğaltıcı tüpün verdiği sinyal bu prototip direnç örgüsüne bağlanmıştır. ^{22}Na kullanılarak prototipin çalışabilirlik testleri yapılmıştır. Şekil 3.9, gama kamerasının 16 dedektörlük yeniden kablolanmış halini, Şekil 3.10 ise bu direnç örgüsünden elde edilen dört farklı kanaldan elde edilen analog sinyalin osiloskop fotoğrafını göstermektedir.



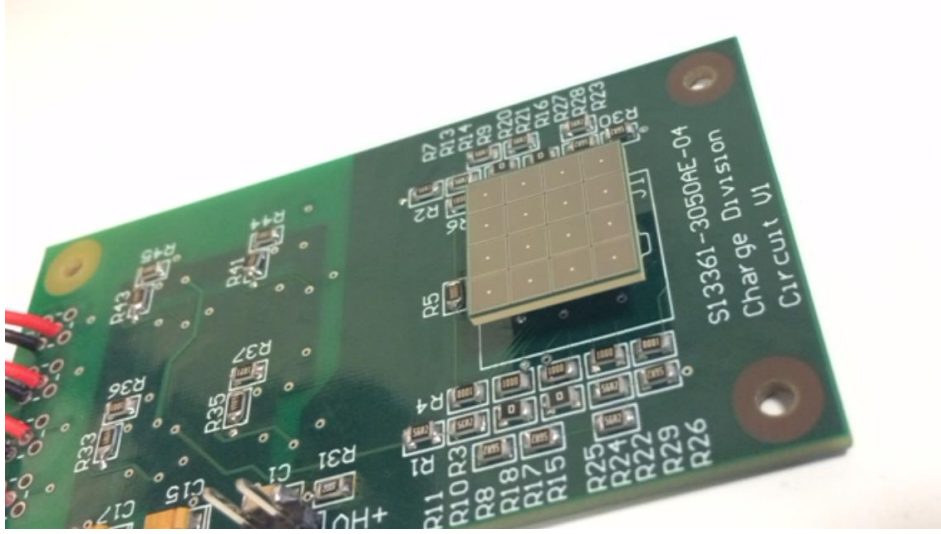
Şekil 3.9 Gama kamerasının yeniden kablolanmış ve çalıştırılması



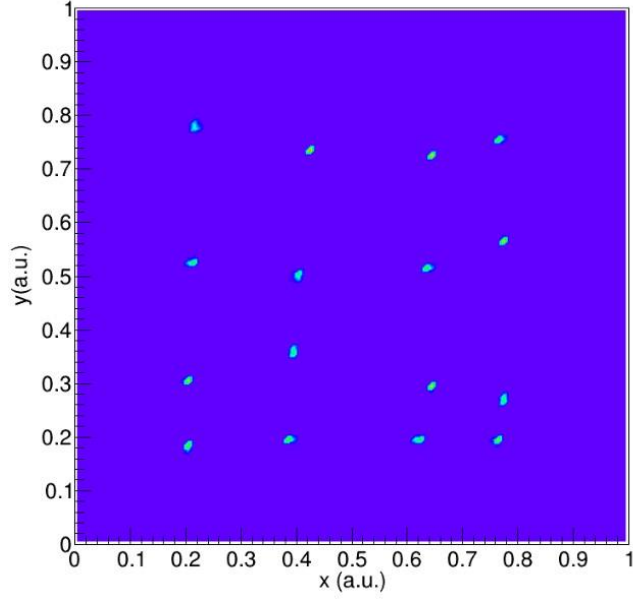
Şekil 3.10 16 Fotoçoğaltıcı tüp bağlanan prototip direnç örgüsünden elde edilen sinyal atmaları

Gama kamerası ile yapılan literatür çalışmalarına bakıldığında elde edilen görüntülerdeki odaklama sorununu çözmek için eşdeğer dirençler yerine satır ve sütunların farklı yerlerinde farklı direnç değerlerinin kullanıldığı görülmektedir. Bu direnç değerlerinin belirlenmesi tamamen deneyseldir. Bu tez çalışmasında [1]'de kullanılan direnç değerleri kullanılmıştır. Şekil 3.11 16 SiPM için bu tez kapsamında tasarlanan ve ürettirilen baskı devreyi göstermektedir. Bu tasarımda daha önce karar verilen, OPA846 yükselteçleri kullanılmıştır.

Bu yeni prototip ve mavi LED ışığı kullanılarak konum belirlenmesi testleri yapılmıştır. Atmalar halinde gelen LED ışığı, fiber optik kablo vasıtasıyla her bir SiPM'in merkezine gönderilmiştir. Dijital osiloskopta görünen sinyal atmaları kaydedilmiş ve daha sonra analiz edilmiştir. Dört kanaldan ayrı ayrı gelen her bir sinyal atmasının maksimum değeri belirlenmiş ve denklem (2.2)'de yerine konularak konum belirlenmesi yapılmıştır. Elde edilen sonuç Şekil 3.12'te verilmiştir.



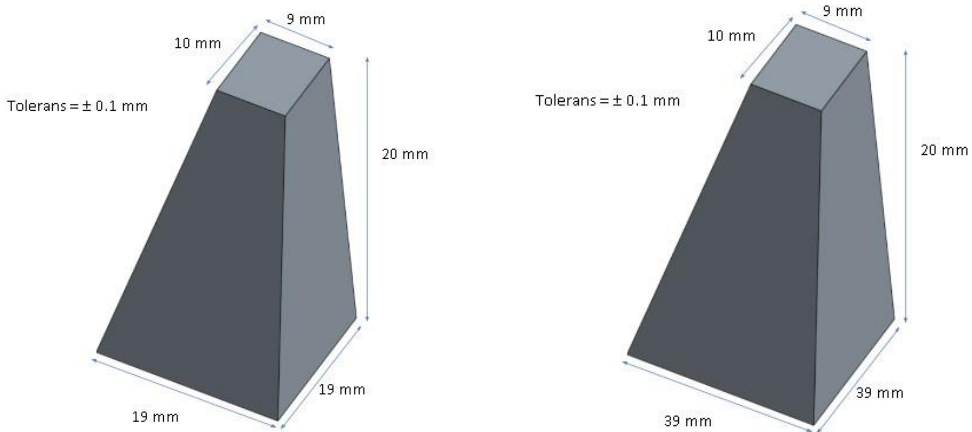
Şekil 3.11 Farklı direnç değerleri kullanılarak tekrar tasarlanan direnç örgüsünün baskı devre kartı



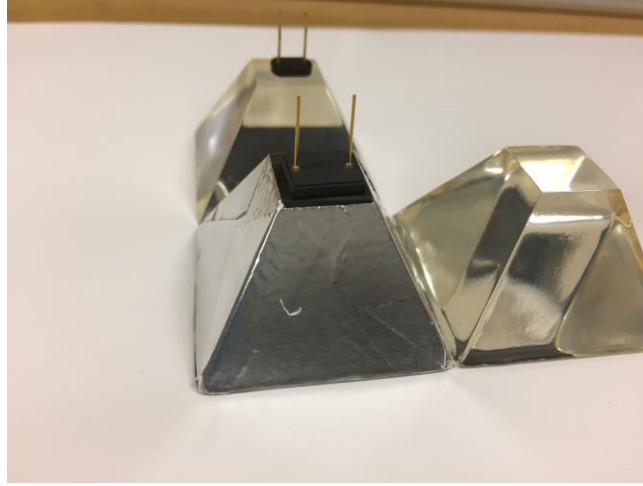
Şekil 3.12 LED ışığı kullanarak yapılan ölçümlerden elde edilen ham koordinat bilgisi

3.4 Işık Kılavuzu ve Ölçümler

SiPM yüzeyi, çıkartılan fotoçoğaltıcı tüplere göre çok küçük olduğundan toplanacak foton sayısındaki düşmeyi engellemek için bir ışık kılavuzu tasarlanmıştır. Literatür özetinde belirtildiği gibi bu kılavuz geometrisinin başka çalışmalarda da kullanıldığı görülmüştür. Prototip için iki farklı kılavuz geometrisi düşünülmektedir. Bu kılavuzların boyutları Şekil 3.13'te verilmiştir. Şekil 3.14'te ise bu ışık kılavuzlarının SiPM'ler ile fotoğrafı verilmektedir. Her iki geometriye ait ışık kılavuzları PMMA (Polymethyl-Methacrylate) malzemesinden 16'şar adet yaptırılmış ve bütün yüzeyleri parlatılmıştır.

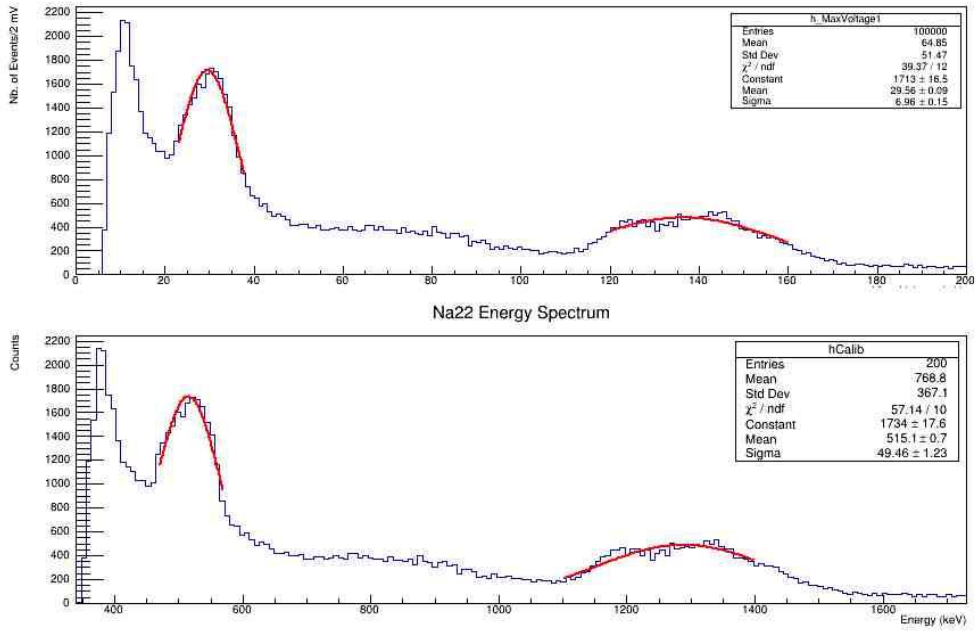


Şekil 3.13 Işık kılavuzlarının üç boyutlu dijital çizimi

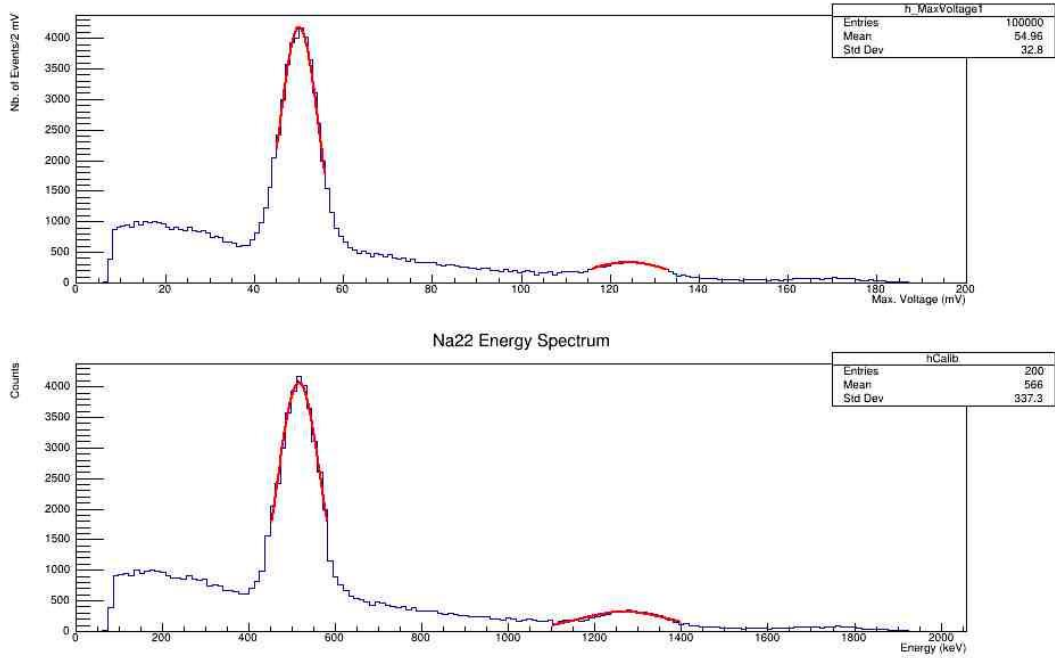


Şekil 3.14 Işık kılavuzlarının üretilmiş hali

Işık kılavuzunun, ışık geçirgenliğine etkisi normalde yayınım ve soğurma grafikleri ile elde edilmelidir. Kullanılan PMMA malzemesi, yaygın kullanılan bir malzeme olup görünür ışığın %95'ini geçirmektedir [42]. Bu etkinin dolaylı bir ölçümü fototepe çözünürlüğünün belirlenmesi ile yapılabilir. Bu ölçümü yapabilmek için Şekil 3. 13 (sol)'daki boyutlara sahip ışık kılavuzu 16x16x22 mm³ 'lük bir LYSO kristali ile BC630 optik jel ile tutturulmuştur. Işık kılavuzunun diğer ucuna ise 6x6 mm²'lik Hamamatsu S13360-6050CS yine aynı optik jel ile tutturulmuştur. Aynı düzenek bir de ışık kılavuzu olmaksızın hazırlanmıştır (LYSO kristalinin açıkta kalan tüm yüzeyleri yansıtıcı malzeme ile kaplanmıştır). Şekil 3.15 ve Şekil 3. 16 alınan spektrumları mV ve kalibre edilmiş keV cinsinden göstermektedir.



Şekil 3.15 Işık Kılavuzu yok iken LYSO kristalinden elde edilen ^{22}Na spektrumları. mV biriminde (üst), kalibre edilmiş keV biriminde (alt)



Şekil 3. 16 Işık Kılavuzu var iken LYSO kristalinden elde edilen ^{22}Na spektrumları. mV biriminde (üst), kalibre edilmiş keV biriminde (alt)

Çizelge 3.1 16, kalibre edilen spektrumların kullanılması sonucu bulunan dağılımların, 511 keV fototepe değeri için ortalama değeri ve sapmasını, ve bu değerlerden elde edilen enerji çözünürlüğü sonucunu vermektedir. Bu değerler, dağılımlara Gauss

fonksiyonu uydurulmasıyla (fit) bulunmuştur ve enerji çözünürlüğü ($\sigma/\langle E \rangle$) fitten elde edilen değerler kullanılarak hesaplanmıştır.

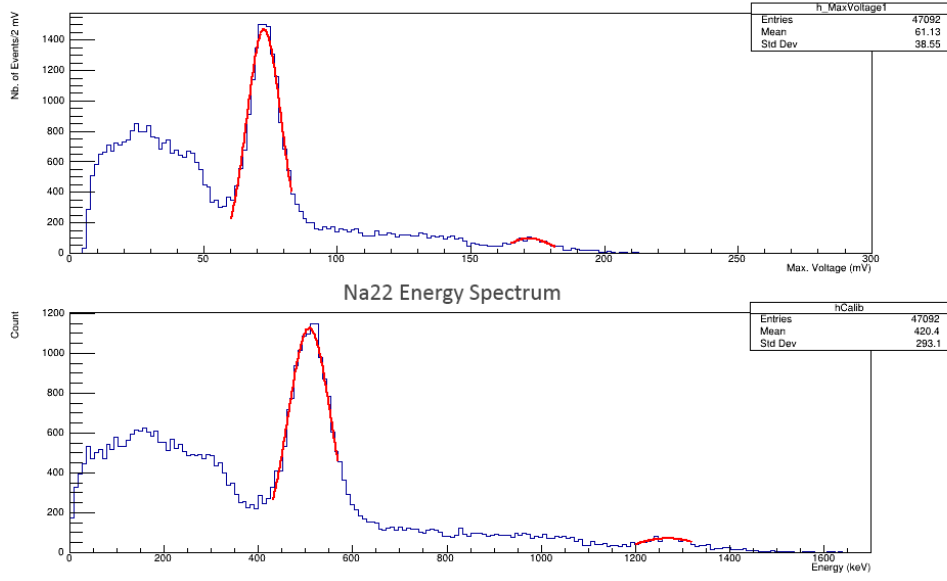
Çizelge 3.1 Kalibrasyon sonucu elde edilen 511 keV tepe noktasının ışık kılavuzu var ve yok durumlarının çözünürlüğe etkisi

Işık Kılavuzu	$\langle E \rangle$ (keV)	σ (keV)	Çözünürlük (%)
Var	512,90 ± 0,41	46,29 ± 0,62	9,03 ± 0,12
Yok	515,10 ± 0,74	49,46 ± 1,23	9,60 ± 0,24

Işık kılavuzu ölçümleri sırasında, kılavuz olmadan alınan ölçümde 511 keV fototepesinin olmasını beklediğimiz bölgede bir çatallanma gözlemledik (Şekil 3.15). Spektrum üzerinde Compton Bölgesi olarak adlandırılan, soğrulmadan önce saçılma ile bir miktar enerjisini kaybeden az sayıda gama ışınlarının biriktiği bölgedir. Işık kılavuzu olmadan toplanan veriler sonunda elde edilen spektrumda Compton Bölgesinde alışlagelmişin dışında bir tepe olduğu gözlemlendi. Bunun sebebi, kristal içinde soğrulan gama ışınlarının ürettiği sintilasyon fotonlarının tamamı, dedektörün etkin yüzeyine düşmemesi olduğu varsayıldı. SiPM, kristal yüzeyinin sadece %38'ini kaplamaktadır. Bunu test etmek adına, SiPM ile eşleşecek alanı daha küçük bir LYSO kristali ile oluşan tüm sintilasyon fotonlarını toplayacak yeni bir deney düzeneği ile ölçümler alınmıştır. 6x6mm² SiPM'in etkin yüzeyi üzerine 4x4 mm² yüzeyli 22 mm uzunluğunda bir LYSO kristali yerleştirildi. Radyoaktif kaynak için yine ²²Na peşi sıra yerleştirildi. Bu düzenekten elde edilen değerler Çizelge 3.2'de, spektrum Şekil 3.17'de verilmiştir.

Çizelge 3.2 Tek LYSO kristali ile alınan ölçümde ²²Na spektrum değerleri

$\langle E \rangle$ (keV)	σ (keV)	Çözünürlük (%)
510,05 ± 0,50	52,48 ± 0,56	9,73 ± 0,14



Şekil 3.17 4x4x22mm³ LYSO kristali ile ölçüm alınan ²²Na spektrumları. mV biriminde (üst), kalibre edilmiş keV biriminde (alt)

Sintilasyon fotonlarının çıkacağı kristal yüzeyini tamamen SiPM ile eşleştirildiğinde Compton Bölgesindeki yükselmenin gözle görülür biçimde azaldığı görülmüştür. Gama soğrulduktan sonra oluşan tüm fotonlar kayıpsız şekilde toplandığında, Şekil 3.15'teki etki ortadan kalkmaktadır. Bu düzenekten elde ettiğimiz bulgular, 511 keV fototepesindeki çatallanmanın sebebi, oluşan sintilasyon fotonlarının topyekün toplanamaması olduğu varsayımını desteklemektedir.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan önyükselteç testlerinde OPA656'nın yük yükseltici modunda iyi bir performans verdiği gözlemlenmiştir. Ancak OPA846 voltaj yükseltici modunda daha kararlı davranış göstermiştir. THS4306 ise düşük besleme geriliminden ötürü istenilen kazanç değerlerinde çabucak doyuma ulaşma davranışı göstermiştir. Testleri yapılan tüm yükselteçler için sinyal zamanını en az etkileyen konfigürasyonun voltaj yükseltici modu olduğu ve OPA846'nın en iyi performansı sağladığı gözlemlenmiştir.

Direnç örgüsü ile yapılan çalışmalar ön çalışmalar olup herhangi bir direnç değeri seçimi özel olarak yapılmamıştır. NaI(Tl) kristali ile ölçümler yapılmak istendiğinde elde edilen görüntülerin değerlendirilmesi sonucu en uygun direnç belirlenmesi gerekmektedir. Bunun yanı sıra Şekil 3.12'de görüleceği üzere gönderilen LED ışığının konumu yeterince hassas değildir. X-Y düzleminde daha hassas hazırlanmış bir düzenele konum belirlenmesinin yapılmasında fayda vardır. Yine şekil 3.12'de görüleceği üzere belirlenen noktalar dairesel şekilde değillerdir. Bunun nedeni elde edilen sinyal atmaları üzerinde analiz sırasında herhangi bir temizleme (filtreleme) yapılmayıdır. Atma seçiminin elektronik gürültüden iyice temizlenmesi gerekmektedir. Devam eden proje kapsamında bu prototip kartın yenisi tasarlanmakta olup ve dört sinyalin toplandığı ve NaI(Tl) kristali içerisinde bırakılan enerji değerini belirleyecek toplam sinyal elektroniği eklenecektir.

Işık kılavuzu ile yapılan spektrum çalışması sonucu, sintilatörün foto dedektör gelmeyen yerinin yansıtıcı ile kaplanmasındansa kılavuz ile ışık toplanmasının foton toplama sayısını değiştirdiği gözlemlenmiştir. Bunun yanı sıra, kılavuz yokken yapılan ölçümlerde iç yansımaların ve yüzey kaplama alanının spektrumu etkilediği

gözlemlenmiştir. Küçük bir LYSO kristali ile yapılan ölçüm sonucu bu etkinin ortadan kalktığı gösterilmiştir. Işık kılavuzu kullanılarak yapılan ölçümde elde edilen 511 keV foto tepesinin enerji çözünürlüğü ($\sigma/\langle E \rangle$) $\%(9,03 \pm 0,12)$, küçük LYSO ile yapılan ölçümde 511 keV foto tepesinin enerji çözünürlüğü ($\sigma/\langle E \rangle$) $\%(9,73 \pm 0,14)$ olarak bulunmuştur. Gözlemlenen bu fark %7 civarında olup [8]'deki çalışmada verilen %4-8 arasındaki çözünürlükteki kötüleşme ile uyumludur.

KAYNAKLAR

- [1] Downie, E., Yang, X., ve Peng, H., (2013). "Investigation of analog charge multiplexing schemes for SiPM based PET block detectors", *Phys. Med. Biol.*, c. 58 (11): 3943–3964.
- [2] Anger, H. O., (1958). "Scintillation Camera", *Rev. Sci. Instrum.*, c. 29(1): 27–33.
- [3] Comby, G. ve Meunier, R., (1988). "Test of a new 64-channel PMT for imaging", *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. Accel. Spectrometers Detect. Assoc. Equip.*, c. 269:246–260.
- [4] Seigel, S., Silverman, R. W., Shao, Y. ve Cherry, S. R., (1996), "Simple Charge Division Readouts for Imaging Scintillator Arrays using a Multi-Channel PMT", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, c. 43(3):1634–1641.
- [5] Olcott, P. D., Habte, F., Zhang, J. ve Levin C. S., (2005), "Charge Multiplexing Readout for Position Sensitive Avalanche Photodiodes", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*,c. 5:2935–2937.
- [6] Pichler, B. J., Judenhofer, M. S., Catana, C., Walton, J. H., Kneilling, M. ve Nutt, R. E., (2006)"Performance Test of an LSO-APD Detector in a 7-T MRI Scanner for Simultaneous PET/MRI", *J. Nucl Med*, 47:639–647 :10.
- [7] Espana, S. vd., (2008), "Performance evaluation of SiPM detectors for PET imaging in the presence of magnetic fields", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 3591-3595.
- [8] Kim, C. vd., (2015), "Replacement of a photomultiplier tube in a 2-inch thallium-doped sodium iodide gamma spectrometer with silicon photomultipliers and a light guide", *Nucl. Eng. Technol.*, 47:479–487.
- [9] Park, H. vd., (2016), "Evaluation of the Photon Transmission Efficiency of Light Guides Used in Scintillation Detectors Using LightTools Code", *J. Radiat. Prot. Res.*, 41:282–285.
- [10] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt Jr., John M. Boone - *The Essential Physics of Medical Imaging (2nd Edition) (2001)*.
- [11] Allisy R. ve Williams, J. (2008). *Farr's physics for medical imaging, second edition*, Saunders Elsevier.
- [12] Hine, G. J. (1967). *Instrumentation in Nuclear Medicine*, Academic Press, New York.

- [13] MedlinePlus, X-Ray Medline Plus, <https://medlineplus.gov/xrays.html>, 26 Mart 2018.
- [14] U.S. FDA, Ultrasound Imaging, <https://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/ucm115357.htm>, 26 Mart 2018.
- [15] MedlinePlus, MRI Scans, <https://medlineplus.gov/mriscans.html>
- [16] HyperPhysics, PET image, <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/NucEne/nucmed.html>, 26 Mart 2018.
- [17] Rhodes, A. R., Croft, B. Y.,(1978). Basics of Radiopharmacy, The C. V. Mosby Company, Saint Louis.
- [18] Singh, M., (1983), "An electronically collimated gamma camera for single photon emission computed tomography. Part I: Theoretical considerations and design criteria", Med. Phys., 10 (4):421-427.
- [19] Bushberg, J. T. ve Seibert J. A., Liedholdt, E. M. Ve Boone, J. M.,(2002). The Essential physics of medical imaging, second edition, Lippincott Williams and Wilkins, USA.
- [20] SensL, Readout Methods for Arrays of SiPM, http://sensl.com/downloads/ds/TN-Readout_Methods_for_Arrays_of_SiPM.pdf, 26 Mart 2018.
- [21] Siegel, S., (1995), "Simple charge division readouts for imaging scintillator arrays using a multi-channel PMT", IEEE NSS and MIC Conf. Rec., 13.
- [22] Goertzen, B., (2013), "Design and Performance of a Resistor Multiplexing Readout Circuit for a SiPM Sensor", IEEE TNS, c. 60:1541.
- [23] Zhang, X. H., (2010), "Design and development of compact readout electronics with silicon photomultiplier array for compact imaging detector", Chinese Phys. C, 36(10):973.
- [24] Popov, V., (2003), "Readout Electronics for Multianode Photomultiplier Tubes With Pad Matrix Anode Layout", NSS Conf. Rec., c. 3: 2156.
- [25] Popov, V., (2001), "Analog Readout System with Charge Division Type Output", NSS Conf. Rec., c. 4:1937.
- [26] David, S., (2013), "Comparison of three resistor network division circuits for the readout of 4x4 pixel SiPM arrays", NIM A, 702:121.
- [27] Leo, William R.,(1994). Techniques for nuclear and particle physics experiments: a how-to approach, 2.,rev. ed. Springer, Berlin.
- [28] Knoll, Glenn F.,(2010). Radiation detection and measurement, 4. ed, Wiley, Hoboken, NJ.
- [29] Grupen, C., Shwartz, B.,(2008). Particle detectors, 2.ed, Cambridge University Press, New York.
- [30] Tsoufanidis, N., Landsberger, S.,(2015). Measurement and detection of radiation, 4.ed, CRC Press, Boca Raton.

- [31] Scintillation Detectors, https://www.oeaw.ac.at/fileadmin/subsites/etc/Institute/SMI/PDF/Detectors_WS2014-15_A2.pdf, 26 Mart 2018.
- [32] SensL, An Introduction to the Silicon Photomultiplier, <https://www.sensl.com/downloads/ds/TN%20-%20Intro%20to%20SPM%20Tech.pdf>, 26 Mart 2018.
- [33] Hamamatsu, Physics and operation of the MPPC silicon photomultiplier, http://www.hamamatsu.com/ip/en/community/optical_sensors/articles/physics_and_operation_of_mppc/index.html, 26 Mart 2018.
- [34] Hamamatsu, A technical guide to silicon photomultipliers (SiPM), http://www.hamamatsu.com/ip/en/community/optical_sensors/articles/technical_guide_to_silicon_photomultipliers_sipm/index.html, 26 Mart 2018.
- [35] Photomultiplier Tubes, https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/etd/PMT_handbook_v3aE-Chapter4.pdf, 28 Mart 2018.
- [36] Hamamatsu, MMPC S13360-6050CS <http://www.hamamatsu.com/us/en/S13360-6050CS.html>, 28 Mart 2018.
- [37] Hamamatsu, Si APD Avalanche photodiode, https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/si_apd_kapd0001e.pdf, 28 Mart 2018.
- [38] Texas Instruments, OPA656 Wideband, Unity Gain Stable FET-Input Operational Amplifier, <http://www.ti.com/product/OPA656>, 28 Mart 2018.
- [39] Texas Instruments, OPA846 Wideband, Low Noise, Voltage Feedback Operational Amplifier, <http://www.ti.com/product/OPA846>, 28 Mart 2018.
- [40] Texas Instruments, THS4304 Wideband Operational Amplifier, <http://www.ti.com/product/THS4304>, 28 Mart 2018.
- [41] LTSpice, Design Center, Analog Devices, <http://www.analog.com/en/design-center/design-tools-and-calculators/ltspice-simulator.html>, 28 Mart 2018.
- [42] Acrylic (PMMA) (Polymethyl-Methacrylate) Datasheet, <http://www.laminatedplastics.com/acrylic.pdf>, 28 Mart 2018.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Arif SOYLU
Doğum Tarihi ve Yeri : 07.05.1993, Üsküdar
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : soyluarif@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Fizik	Yıldız Teknik Üniversitesi	2018
Lisans	Fizik	Eskişehir Osmangazi Üni.	2015
Lise	Elektrik/Elektronik	Yakacık Anadolu Teknik Lis.	2011

YAYINLARI

Bildiri

1. Özok, F., Yetkin, T., Yetkin, E. A., Erduran, M. N., İren, E., Sirt, S. ve Soylu, A. (2018). " Nupap Grubu Yeni Nesil Gama Detektörleri ARGE Çalışmaları", İstanbul Yüksek Enerji Fiziği Çalıştay - YEFIST 2018, 28-29 Nisan, Mimar Sinan Güzel Sanatlar Üniversitesi, İstanbul.

Proje

1. Proje Yürütücüsü: Doç. Dr. Taylan YETKİN, "117F128" numaralı "Gama Kamerası Modernizasyonu İçin Yöntem Geliştirilmesi ve Deneysel Uygulaması" başlıklı TÜBİTAK projesi, (15/10/2017-15/04/2019)

