

**GAMA KAMERALARIN GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN
ARTIRILMASINDA FOTOÇOĞALTICI TÜPLERİN
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**2011
YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK**

Ali PEHLEVAN

**GAMA KAMERALARIN GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN ARTIRILMASINDA
FOTOÇOĞALTICI TÜPLERİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Ali PEHLEVAN

**Karabük Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

KARABÜK

Eylül 2011

Ali PEHLEVAN tarafından hazırlanan “GAMA KAMERALARIN GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN ARTIRILMASINDA FOTOÇOĞALTICI TÜPLERİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ” başlıklı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd. Doç. Dr. Necla ÇAKMAK

.....

Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Fizik Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 21/ 09/ 2011

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan :Yrd. Doç. Dr. Necla ÇAKMAK (KBÜ)

.....

Üye : Doç. Dr. Mehmet ÇABUK (ZKÜ)

.....

Üye : Yrd. Doç. Dr. Tamila ANUTGAN (KBÜ)

.....

..../...../2011

KBÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu bu tez ile, Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Doç. Dr. Nizamettin KARAMAN

.....

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Ali PEHLEVAN

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

GAMA KAMERALARIN GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN ARTIRILMASINDA FOTOÇOĞALTICI TÜPLERİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Ali PEHLEVAN

Karabük Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Yrd. Doç. Dr. Necla ÇAKMAK

Eylül 2011, 82 sayfa

Nükleer tıpta görüntülemenin amacı; insan vücuduna verilen radyoaktif maddenin çeşitli organlardaki dağılımının sonucu olarak teşhis ve tedaviye yönelik bilgi vermesidir. Nükleer tıpta görüntü elde etmek için kullanılan gama kamera sistemleri, özel olarak tasarlanmış sistemler olup; teşhis ve tedavi amaçlı her türlü nükleer tıp verilerinin alınması, işlenmesi, gösterimi ve saklanması için gerekli donanıma sahip cihazlardır. Nükleer tıp görüntüleme sistemlerinden gama kameralarda görüntü, fotoçoğaltıcı tüpler (PMT) yardımıyla gerçekleşir. Fotoçoğaltıcı tüplerin fiziksel yapıları, işleyiş prensipleri ve görüntünün bilgisayara aktarılması işlemleri detaylı bir biçimde araştırılarak incelenmiştir.

Gama kamerada görüntü kalitesini artırma için; fotoçoğaltıcı tüpün giriş penceresi, fotokatot, dinot ve anot bölümlerine ait kazanç değerlerinin yüksek voltaj altında incelenmesi ve PMT'nin kazancını artırmak için kuantum verimliliği, toplama

verimliliği, karanlık akım, anot kazancı, tek fotoelektron spektrumları, karanlık atım oranı ve doğrusallık özelliklerinin testleri yapılarak gama kameralar için en iyi görüntü kalitesi amaçlanmaktadır.

Anahtar Sözcükler : Gama kamera fotoçoğaltıcı tüpler, SPECT, anot, katot, dinot ve fotoelektronlar.

Bilim Kodu : 202.1.108

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

INVESTIGATION ON EFFECTS OF PHOTOMULTIPLIER TUBES ON IMPROVING THE IMAGE QUALITY OF GAMMA CAMERAS

Ali PEHLEVAN

**Karabuk University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Physics**

Thesis Advisor:

Assist. Prof. Dr. Necla ÇAKMAK

September 2011, 82 pages

The purpose of monitoring in nuclear medicine is to give information of the radioactive substance through the diagnosis and treatment given to human body as a result of the distribution of the various organs. Gamma camera systems, used to obtain images in nuclear medicine, are specially designed systems that have necessary equipment for diagnostic and therapeutic nuclear medicine, all kinds of data collection, processing, display and storage. Images at gamma cameras included in nuclear medicine monitoring systems take place via photomultiplier tubes (PMTs). Physical structures, operation principles and procedures of transferring the image to the computer of photomultipliers were studied and examined in details.

In order to increase image quality in gamma cameras entrance part of photomultiplier tube, the gain values of photocathodes, dynodes and anodes should be analyzed under high voltage and quantum gain, gathering gain, dark current, anode gain, single

photoelectron spectrums, dark throwing rate and linearity properties should be tested and the best image quality for the gamma cameras is aimed in order to increase the gain of PMTs.

Key Word : Gamma camera photomultiplier tubes, SPECT, anode, dynode, cathode and photoelectrons.

Science Code : 202.1.108

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren sayın hocam Yrd. Doç. Dr. Necla ÇAKMAK'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Deneysel çalışmalar sırasında yardımlarını esirgemeyen, Karaelmas Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp ABD öğretim üyesi, çok kıymetli hocam Sayın Doç. Dr. Mehmet ÇABUK ve Yrd. Doç. Dr. Yavuz Sami SALİHOĞLU'na teşekkürü bir borç bilirim.

Görüntüleme deneylerinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen, Karaelmas Üniversitesi'nde Fizik Mühendisi olarak çalışan Muharrem AKSU'ya teşekkür ederim.

Sevgili aileme manevi hiçbir yardımı esirgmeden yanımda oldukları için tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL	ii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xvi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xvii
BÖLÜM 1.	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2.	3
NÜKLEER TIPTA KULLANILAN GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ	3
2.1. POZİTRON BOZUNUMU VE ELEKTRON - POZİTRON YOK OLMA OLAYI	3
2.2. FOTONLARIN MADDE İLE ETKİLEŞİMİ.....	5
2.3. GAMA KAMERALAR.....	5
2.3.1. Tarihçe	5
2.4. SİSTEM BİLEŞENLERİ VE İŞLEYİŞ PRENSİPLERİ	6
2.4.1. Kolimatörler	7
2.4.1.1. Kolimatör Çeşitleri.....	7
2.4.2. Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler.....	8
2.4.3. Gama Kameralarda Kalite Güvenliği.....	10
2.5. TEK FOTON BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (SPECT).....	11
2.5.1. Görüntü Matrisi.....	11
2.5.2. Görüntünün Yeniden Elde Edilmesi (İmaj Rekonstrüksiyon)	11

	<u>Sayfa</u>
2.5.3. Geri Yansıtım Rekonstrüksiyon Tekniği.....	11
2.5.4. İterativ Rekonstrüksiyon Teknikleri	12
2.5.5. Zayıflatma (Atenüasyon) Düzeltmesi	12
2.5.6. Frekans	13
2.5.7. Görüntülerin İşlenmesi.....	13
2.5.8. Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi Filtreleri.....	14
2.5.9. Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi’de Kalite Güvenliği.....	14
2.5.10. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET).....	15
2.5.11. Temel Görüntüleme Prensipleri.....	16
2.5.12. Detektör ve Kristal Yapıları.....	16
2.5.13. PET Sintilasyon Detektörleri.....	17
BÖLÜM 3.	20
FOTOÇOĞALTICI TÜPLER.....	20
3.1.TEMEL YAPISI VE ÇALIŞMA İLKELERİ.....	21
3.1.1. Fotokatot.....	22
3.1.1.1. Standart Tipleri	25
3.1.1.2. Fotokatotun Diğer Türleri	25
3.1.1.3. Giriş penceresi	25
3.1.2. Elektron-Optik Giriş Sistemi.....	26
3.1.2.1. Genel Amaçlı Tüpler.....	27
3.1.2.2. Hızlı (Cevap) Tüpleri	28
3.1.3. Elektron Çoğaltıcılar (Dinotlar)	29
3.1.3.1. Dinot Materyalleri.....	30
3.1.3.2. Dinotların Geometrik Tipleri.....	31
3.1.4. Anot Toplama Alanı	36
3.1.5. Fotoçoğaltıcıların Özel Türleri.....	37
3.1.5.1. GaP (Cs) Dinotlu Tüpler	37
3.1.5.2. Çapraz Alan Fotoçoğaltıcılar.....	37
3.1.5.3. Mikrokanal Plakalı Fotoçoğaltıcılar	37
3.1.5.4. Mikrokanal Plakalı Fotoçoğaltıcıların Avantajları	38

	<u>Sayfa</u>
3.2. TEMEL ÖZELLİKLER	39
3.2.1. Duyarlılık Özellikleri.....	39
3.2.1.1. Spektral Tepki Özellikleri	39
3.2.1.2. Fotokatot Duyarlılığı.....	39
3.2.1.3. Kuantum Verimliliği	40
3.2.1.4. Giriş sistemi toplama verimliliği	41
3.3. GÜRÜLTÜ	41
3.3.1. Foton Gürültü	41
3.3.2. Elektron-Çoğaltıcının Gürültü Katkısı	42
3.3.3. Karanlık Akım.....	42
3.3.4. Çevresel Faktörler	43
3.3.4.1. Sıcaklık.....	44
3.3.4.2. Manyetik Alan	44
3.3.4.3. Radyasyon	45
3.3.4.4. Çevre Işığı	45
3.3.4.5. Zaman Karakteristikleri	45
3.3.5.1. Atım Genişliği	45
3.3.5.2. Yükselme Zamanı.....	46
3.3.5.3. Geçiş Zamanı Farklılıkları	46
3.3.5.4. Geçiş Zamanın Yayılması ve Zaman Çözünürlüğü.....	46
BÖLÜM 4.	47
ARAŞTIRMA VE BULGULAR.....	47
4.1. FOTOÇOĞALTICI TÜPLERİN ÖLÇÜM ÖZELLİKLERİ.....	47
4.1.1. Giriş Penceresi.....	51
4.1.2. Kuantum Verimliliği.....	52
4.1.3. Toplama Verimliliği	56
4.1.4. Kazanç, Karanlık Akım ve Yüksek Gerilim	58
4.1.5. Karanlık Atım Oranı.....	62
4.1.6. Doğrusallık.....	65

	<u>Sayfa</u>
4.1.7. Yerin Manyetik Alan Etkisi	73
4.1.8. Tek Fotoelektron Spektrumları	74
BÖLÜM 5.	77
SONUÇ VE TARTIŞMA	77
KAYNAKLAR.....	80
ÖZGEÇMİŞ.....	82

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Sekil 2.1.	Pozitron-elektron çiftinin yok olma olayı.....	4
Şekil 2.2.	Gama kameranın iç yapısı (1.duvar, 2. koruyucu, 3.kolimatör, 4. NaI(Tl) Kristali, 5. PMT.....	5
Şekil 2.3.	Sintilasyon kristallerinin enerji bant diyagramı.....	17
Şekil 2.4.	PET cihazının blok detektörleri, PMT'leri ve detektör halkası.....	18
Şekil 3.1.	Fotoçoğaltıcı tüp ve bölümleri.....	20
Şekil 3.2.	Bir fotoçoğaltıcı tüp ve bölümlerinin şematik gösterimi.....	21
Şekil 3.3.	Metalik yüzeyden elektron koparma.....	23
Şekil 3.4.	Fotokatot yansıma modu.....	24
Şekil 3.5.	Yarıiletken fotokatottan elektron koparma.....	24
Şekil 3.6.	Giriş penceresinin materyallerine, ait kesme dalga boyları ile geçirgenlik grafiği.....	26
Şekil 3.7.	Genel amaçlı iki fotoçoğaltıcının giriş sistemi.....	27
Şekil 3.8.	İkincil yayılım oranı.....	31
Şekil 3.9.	Dairesel kafes tipi a) yandan görünüm, b) baş taraftan görünüm.....	32
Şekil 3.10.	Kutu ve ızgara tipi.....	32
Şekil 3.11.	Doğrusal odaklayıcı tip.....	33
Şekil 3.12.	Panjur tipi dinot.....	33
Şekil 3.13.	Kalın ve ince gözenekli dinotlar.....	34
Şekil 3.14.	Mikrokanal plaka tipi şematik gösterimi.....	34
Şekil 3.15.	Mikrokanal plaka tipi.....	35
Şekil 3.16.	Metal kanal tipi.....	35
Şekil 3.17.	Elektron bombardımanı tipi.....	35
Şekil 3.18.	Genel amaçlı iki fotoçoğaltıcı için toplama bölgeleri.....	36
Şekil 3.19.	Mikro kanal plakalı dinot.....	38
Şekil 3.20.	Fotokatot tipik spektral duyarlılıklar grafiği.....	40
Şekil 3.21.	Hızlı-cevap fotoçoğaltıcılarda anot akım-atım tepkisi: dikey ölçek 20 mA/böl. Yatay ölçek 2 ns /böl.....	45
Şekil 4.1.	Dinotların kazanç değerleri ve son dinotun kazancı.....	47
Şekil 4.2.	PMT test düzeneğinin şematik olarak görünümü.....	49

Şekil 4.3.	PMT test sistemi ve bölümleri	50
Şekil 4.4.	Photonis firmasına ait PMT'lerin 250 nm -650 nm dalga boyu arasında kuantum verimliliği grafiği.....	53
Şekil 4.5.	Hamamatsu firmasına ait PMT'lerin 250 nm -650 nm dalga boyu arasında kuantum verimliliği grafiği	54
Şekil 4.6.	ETL firmasına ait PMT'lerin 250nm -650 nm dalga boyu arasında kuantum verimliliği grafiği	54
Şekil 4.7.	Photonis firmasına ait PMT'lerin 300 nm-650 nm dalga boyu arasında kuantum verimliliği grafiği	55
Şekil 4.8.	Hamamatsu 6231-1 ürün numaralı PMT katot akımı-voltaj grafiği	57
Şekil 4.9.	Toplama verimliliği-voltaj grafiği.....	57
Şekil 4.10.	PMT'lerde kuantum verimliliği, toplama verimliliği, dinot kazancı ve anot kazancı aşamaları	58
Şekil 4.11.	Test edilen PMT'lerin 1500 Volt'ta karanlık akım değerleri.	60
Şekil 4.12.	Hamamatsu PMT'ye 700 V-1500 V aralığında gerilim- karanlık akım grafiği.....	60
Şekil 4.13.	Yüksek voltaj - kazanç grafiği	61
Şekil 4.14.	Photonis PMT'lerin karanlık atım oranları.	63
Şekil 4.15.	Hamamatsu PMT'lerin karanlık atım oranları.....	63
Şekil 4.16.	ETL PMT'lerin karanlık atım oranları	63
Şekil 4.17.	Photonis 596, 598, 601, 603 nolu PMT'lerine ait karanlık atım oranı-zaman grafiği	65
Şekil 4.18.	Photonis PMT'lere yüksek voltaj uygulanarak elde edilen zirve anot akımı- doğrusallık grafiği	66
Şekil 4.19.	Hamamatsu PMT'lere yüksek voltaj uygulanarak elde edilen zirve anot akımı- doğrusallık grafiği.....	66
Şekil 4.20.	ETL PMT'lere yüksek voltaj uygulanarak elde edilen zirve anot akımı- doğrusallık grafiği	67
Şekil 4.21.	Photonis PMT A'ya yüksek voltaj uygulayarak elde edilen doğrusal olmayan durumlar ve kazanç değerleri grafiği	68
Şekil 4.22.	Photonis PMT B'ye yüksek voltaj uygulayarak elde edilen doğrusal olmayan durumlar ve kazanç değerleri grafiği.....	69
Şekil 4.23.	Photonis PMT C'ye yüksek voltaj uygulayarak elde edilen doğrusal olmayan durumlar ve kazanç değerleri grafiği.....	70

Sayfa

Şekil 4.24. Photonis PMT D'ye yüksek voltaj uygulayarak elde edilen doğrusal olmayan durumlar ve kazanç değerleri grafiği	71
Şekil 4.25. Photonis PMTA, PMTB, PMTC ve PMTD'ye sırayla 1200 V, 1305 V, 1090V ve 1490V'luk yüksek voltaj uygulayarak elde edilen doğrusal olmayan durumlar ve zirve anot akım değerleri grafiği	72
Şekil 4.26. Photonis PMT'lere yerin manyetik alan etkisi.....	73
Şekil 4.27. Hamamatsu PMT'lere yerin manyetik alan etkisi.....	73
Şekil 4.28. ETL PMT'lere yerin manyetik alan etkisi	74
Şekil 4.29. Tekli fotoelektron spektrumları a) Photonis b) Hamamatsu c) ETL.....	75

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 3.1.	Fotoçoğaltıcıların giriş penceresinde kullanılan camların özellikleri	27
Çizelge 4.1.	Hamamatsu ve Photonis PMT'ler ve özellikleri.....	48
Çizelge 4.2.	PMT'lerin giriş penceresinde Borosilikat, UV Cam, Safir ve Kuvars camları kullanılarak elde edilen kazanç değerleri.	51
Çizelge 4.3.	Test düzeneğinde ölçümü yapılan Photonis PMT'nin 300 nm-650 nm aralığındaki kuantum verimliliği değerleri	55
Çizelge 4.4.	Photonis, Hamamatsu ve ETL firmaları tarafından üretilen PMT'lerin çalışma noktası ve karanlık akım çizelgesi.	61
Çizelge 4.5.	Photonis tarafından üretilen 596, 598, 601 ve 603 sıra nolu PMT'lere ait karanlık atım oranı –zaman çizelgesi.	64
Çizelge 4.6.	Photonis tarafından üretilen PMTA'ya 1075 V, 1200 V, 1385 V ve 1540 V'luk yüksek gerilim uygulanarak elde edilen kazanç değerleri ve zirve anot akım değerleri çizelgesi.....	68
Çizelge 4.7.	Photonis tarafından üretilen PMTB'ye 1160 V, 1305 V, 1520 V ve 11709 V'luk yüksek gerilim uygulanarak elde edilen kazanç değerleri ve zirve anot akım değerleri çizelgesi	69
Çizelge 4.8.	Photonis tarafından üretilen PMTC'ye 975 V, 1090 V, 1255 V ve 1400 V'luk yüksek gerilim uygulanarak elde edilen kazanç değerleri ve zirve anot akım değerleri çizelgesi	70
Çizelge 4.9.	Photonis tarafından üretilen PMTD'ye 1310 V, 1490 V, 1750 V ve 1980V 'luk yüksek gerilim uygulanarak elde edilen kazanç değerleri ve zirve anot akım değerleri çizelgesi.	71
Çizelge 4.10.	Gama kameralarda kullanılan PMT'ler için ideal kazanç değeri ve testleri yapılan PMT'lerin kazanç değerleri.	75
Çizelge 4.11.	Gama kameralarda kullanılan PMT'lerin sistematik hata kaynakları ile belirsizlik öncesi ve sonrası değerler.	76

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

- a : Olasılık Terimi
c : Sabit Terim
d : Yayınım Oranı
e : Elektronun yükü
E : Enerji
G : Kazanç
 k_n : Dinotun kazancı
L : Uzunluk
M : Çoğaltıcının kazancı
 m_e : Elektron kütlesi
n : Dinotların Sayısı
 n_2 : İkinci dinottan yayınlanan elektronların sayısı
 n_{e2} : İkincil elektronların sayısı
P : Momentum
r : Elektron saçılmasının yarıçapı
v : Hız
V : Voltaj

KISALTMALAR

^{99m}Tc	: Teknesyum -99m
BHÇ	: Büyük Hadron Çarpıştırıcısı
CERN	: Avrupa Nükleer Araştırma Merkezi
COR	: Dönme Merkezi Ayarı
FWHM	: Tepe yüksekliğinin maksimum yarı genişliği
GeV	: Milyar Elektron Volt
KeV	: Kilo Elektron Volt
LEP	: Büyük Elektron Pozitron Hızlandırıcı
LSF	: Çizgisel Dağılma Fonksiyonu
LSO	: Lutesyum Silikat Oksit
MBq	: Mega Becquerel
mCi	: mili Curie
MeV	: Milyon Elektron Volt
NaI(Tl)	: Sodyum Iyodur (Talyum)
P/V	: Atımların zirve değerlerinin taban değerine oranı
PET/CT	: Pozitron Emisyon Tomografi / Bilgisayarlı Tomografi
PMT	: Fotoçoğaltıcı Tüp
QE	: Kuantum Verimliliği
SM	: Standart Model
TeV	: Trilyon Elektron Volt

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Gama kamera 1957 yılında Hal Anger tarafından geliştirilmiştir[1]. Orijinal tasarım halen bazı kaynaklarda Anger Kamerası olarak belirtilmektedir. Gama kameralar nükleer tıpta kullanılan tıbbî görüntüleme cihazlarıdır. Bir gama kamera, Gantry'e monte edilmiş bir ya da daha fazla sayıdaki detektörden oluşan karmaşık bir cihazdır. Cihaz bir tarama sistemi ve görüntü depolama biriminden oluşur. Gama kameraları oluşturan temel üniteler ve parçalar: gantry, hasta masası, kumanda konsolu, detektör modülü, kolimatör ve baskı ünitesidir. Gama kameralarda kullanılan bir detektör modülü; ince, geniş çaplı, katı NaI(Tl) kristali, saydam fiber optik kablo, fotoçoğaltıcı tüpler, ön yükselteçler ve konum belirleyici elektronik devrelerden oluşur [1]. Gama kameralarda, organdan yayılan gama fotonları kolimatör tarafından yönlendirilerek detektör elementi olan sodyum iyodür kristali NaI(Tl) üzerine düşürülür. Kolimatörün bir işlevi de, çevreden gelen ve görüntü sahasına girmesi istenmeyen fotonların durdurulmasını sağlamaktır. NaI(Tl) kristali, üzerine düşen gama fotonlarını durdurarak enerjileri ile orantılı sintilasyon fotonları çıkarır. Sintilasyon fotonları ışık yönlendirici tabaka tarafından odaklanıp PMT'lerin girişindeki fotokatoda çarptırılarak buradan elektron kopmasına sebep olur. Açığa çıkan elektronlar PMT içindeki dinotlar arasında yüksek voltajın da etkisiyle hızlandırılır ve giderek sayıları artar. Elektronlar bu şekilde PMT çıkışındaki anotta toplanırlar. Böylece organdan yayılan gama fotonları NaI(Tl) kristalinde sintilasyon fotonlarına, PMT içinden geçerek elektrik sinyallerine dönüştürülmüş olur [1]. Tıbbi alandaki radyasyon uygulamaları, radyasyonla görüntü elde edebilme ve radyasyonun hücre veya tümörleri yok edebilme yeteneğine sahip olması temeline dayanır. Bu iki özelliğinden dolayı radyasyon, hastalıkların teşhis ve tedavisinde önemli rol oynar. Nükleer tıpta kullanılan algılama sistemleri iki farklı prensibe göre işler. Bunlar: İyonizasyon ve eksitasyon prensipleridir. Gama kamerada kullanılacak olan fotoçoğaltıcı tüplerin çalışması boyunca bir yüksek voltaj; katot, dinot ve anoda

uygulanır. Gelen bir foton fotokatodu etkilediği zaman, fotoelektrik etki ile bir elektron yayımlanır. Uygulanan yüksek voltajdan dolayı, elektron ilk dinota doğru yönelir ve hızlanır. İlk dinota çarparak enerjisinin bir kısmını dinottaki elektronlara transfer eder. Bu, ikincil elektronların yayımlanmasına neden olur. Bu elektronlar da bir sonraki diğer dinota yönelir ve hızlanmaya devam eder. Elektronlar sıradaki dinota çarpar ve yeni elektronların yayımlanmasını sağlar [1]. Anotta toplanan elektron çığı, kuvvetlendirilebilir ve analiz edilebilir bir akım elde etmek için toplanır. Fotoçoğaltıcılar sürekli bir biçimde; örneğin sabit bir aydınlatma altında, ya da sintilatör sayımında olduğu gibi atım biçiminde çalıştırılabilir. Her iki durumda da, eğer katot ve dinot sisteminin doğrusal olduğunu kabul edersek, fotoçoğaltıcının çıkışında oluşan akım, doğrudan gelen fotonların sayısı ile orantılı olacaktır. Fotoçoğaltıcılara bağlı bir sintilatör çiftinden oluşan bir radyasyon detektörü sadece parçacığın varlığı hakkında bilgi vermeyecek, aynı zamanda parçacığın enerjisi hakkında da bilgi verecektir. Gama kameraların organ fonksiyonlarını görüntülemeye en büyük problemi gürültüdür. Sistemin görüntü kalitesi görsel ve sayısal olmak üzere iki şekilde değerlendirilir. Görsel değerlendirme görüntüyü değerlendiren kişiye bağlı olduğundan güvenilir değildir. Bundan dolayı; görüntü kalitesini artırmak için fotoçoğaltıcı tüplerin bileşenleri giriş penceresi, fotokatot, dinot ve anotun kazanç değerleri, ayırma gücü ve gürültüyü etkileyen faktörler üzerinde çalışma yapılmış olup sonuçlar aktarılmıştır.

BÖLÜM 2

NÜKLEER TIPTA KULLANILAN GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Dinamik görüntüleme; hastaya verilen radyofarmasötüğün dağılımındaki anlık değişimlerin görüntülenmesinde kullanılır. Her birinden belirlenen bir zaman diliminde ardışık görüntüler elde edilir. İlk görüntü hafızaya kaydedildikten hemen sonra bir sonraki imaj görüntülenmeye başlanır ve hafızada ilk görüntünün ardına yerleştirilir. Genellikle 64x64 veya 128x128 matris boyutu kullanılır [2].

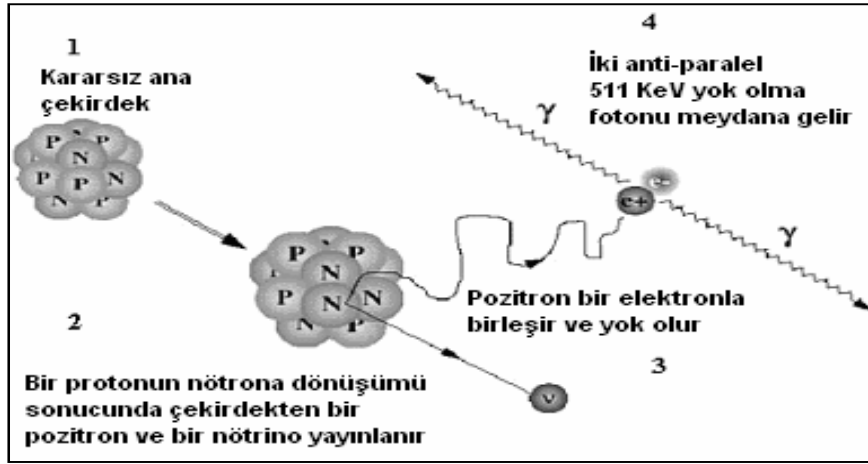
Statik (planar) görüntüleme; belirli bir süre veya sayım miktarına ulaşmaya kadar toplanan sayımlar kaydedilerek genellikle 128x128 veya 256x256 matris boyutunda görüntüler oluşturulur. Statik görüntülerin dinamik görüntülerden avantajı daha uzun görüntüleme süresine izin vermesi ve sayım istatistiğini artırmasıdır. Bu da uzaysal çözünürlüğü ve küçük lezyonların saptanmasını artırır. Ancak üst üste gelen yapıları ayırma gücü nedeniyle ve görüntü kontrastının artmasının istendiği durumlarda üç boyutlu görüntüleme yapılır [2].

2.1. POZİTRON BOZUNUMU VE ELEKTRON-POZİTRON YOK OLMA OLAYI

Atomun yapısında, proton fazlalığı olan çekirdekler kararsız yapıdadırlar. Bu durumdaki çekirdekler proton fazlalığından kurtularak kararlı hale geçme eğilimindedirler. Bu çekirdeklerin kararlı hale geçme yollarından biri çekirdeğin pozitron emisyonu ile bozunmasıdır. Bu reaksiyon sonucunda bir proton nötrona dönüşürken, ortama pozitif yüklü bir elektron (e^+ ; pozitron), bir adet nötrino ve enerji (Q) salınır. Reaksiyonda ortaya çıkan nötrino hemen hemen kütesiz olarak kabul edilen ve diğer parçacıklarla çok zayıf etkileşime giren yüksüz bir parçacıktır. Bozunum sonunda ortaya çıkan yeni çekirdeğin atom numarası ana çekirdeğe göre bir birim azalırken kütle numarası aynı kalır. Pozitron, elektronun anti-parçacığdır ve yükü dışında diğer fiziksel özellikleri aynıdır. Pozitronlar ortamın atomları ile

yaptıkları Coulomb etkileşimleri sonucunda enerjisini kaybederek doku içerisinde 2-7 mm ilerledikten sonra ortamdaki bir elektronla birleşerek yok olur[3].

Yok olma olayından sonra elektron ve pozitron sahip oldukları kütlelerin enerji eşdeğeri olan her biri 511 KeV enerjili iki fotona dönüşürler. Bu fotonlar, momentumun korunumu ilkesi gereği birbirlerine aynı doğrultuda fakat 180° zıt yönde Şekil 2.1'deki gibi saçılırlar. Bu saçılma olayına “annihilasyon” (yok olma) olayı, oluşan fotonlara da “annihilasyon fotonları” denir.



Şekil 2.1. Pozitron-elektron çiftinin yok olma olayı [3].

2.2. FOTONLARIN MADDE İLE ETKİLEŞİMİ

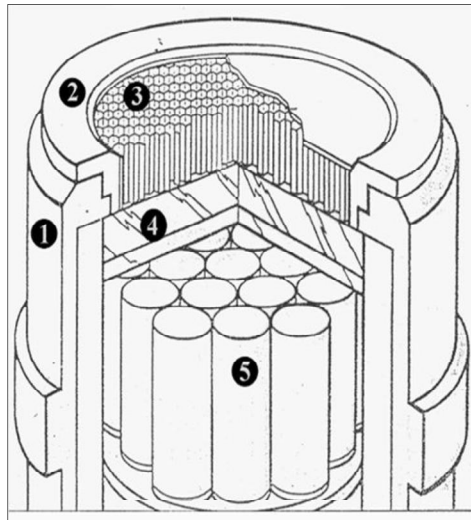
Fotonlar, ortamın atomları ile enerjilerinin büyüklüğüne bağlı olarak çeşitli etkileşimlere girerek, enerjilerinin bir kısmını ya da tamamını kaybedebilirler. Bu etkileşimlerin en önemlileri fotoelektrik olay, Compton olayı ve çift oluşumu olaylarıdır [3]. Yok olma fotonlarının enerjileri 511 KeV'tur. Her bir elektronun kütlesini enerji eşdeğeri 511 KeV ve çift oluşumu için gerekli minimum enerji ise 1.022 MeV olduğundan, yok olma fotonları dokuda çift oluşum yolu ile enerji kaybetmezler. Ancak bu enerjideki fotonlar ortamın atomları ile fotoelektrik ve Compton etkileşimlerine girerler. Fotoelektrik olayda fotonun enerjisi, ortamın atomlarının iç yörünge elektronlarından birisi tarafından tamamen soğurulur. Fotoelektrik etkileşim olasılığı, artan foton enerjisi ile azalırken ortamın atom numarasının artışıyla da artmaktadır. Öte yandan, Compton saçılmasında, foton atomun dış yörünge elektronlarından biri ile etkileşime girdiği halde enerjisinin bir kısmını elektrona aktarabilir ve doğrultu değiştirerek farklı bir yönde daha az bir

enerji ile yoluna devam edebilir. Bu olay, 511 KeV yok olma fotonlarının ortamın atomları ile etkileşme olasılığının en yüksek olduğu etkileşim biçimidir [4].

2.3. GAMA KAMERALAR

2.3.1. Tarihçe

Hal Anger 1956'da 10 cm çaplı NaI(Tl) kristali ve yedi adet fotoçoğaltıcı tüpü (PMT) olan ilk gama kamerasını icat etmiştir [1]. Bu icattan sonra gama kameralar Anger Kamera ismi ile de telaffuz edilmektedir. 1964'de Ben Cassen derinlik boyutundan gelen foton bilgilerinin iki boyutlu görüntülerdeki deteksiyonu yetersizliğine çözüm olarak tomografik görüntüleme sistemini geliştirmiştir [1]. Daha sonra Kuhl ve Edward emisyon tomografisini geliştirmişlerdir. Bu bilim adamları tomografik görüntüleme bilgisayar aracılığıyla basit geri yansıtım tekniğini kullanarak, kesit görüntülerinin rekonstrüksiyonu ile üç boyutlu görüntüyü elde etmişlerdir. Geniş görüş alanı sağlayan daha büyük çaplı kristale ve daha çok PMT'ye sahip detektörler çeşitli firmalar tarafından yapılmıştır [1]. Emisyon tomografisindeki modern gelişmeler radyolojide transmisyon tomografisinin kullanılmasından sonra başlamıştır. 1970'li yılların sonlarına doğru birçok firma tarafından farklı Tek Foton Emisyon Tomografisi (SPECT) sistemleri geliştirilmiştir [1].



Şekil 2.2. Gama kameranın iç yapısı (1.Duvar, 2. Koruyucu, 3.Kolimatör, 4.NaI(Tl) Kristali, 5. PMT) [5].

2.4. SİSTEM BİLEŞENLERİ VE İŞLEYİŞ PRENSİPLERİ

Gama kameralarda, organdan yayılan gama fotonları kolimatör tarafından yönlendirilerek detektör elementi olan talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür NaI(Tl) kristali üzerine düşürülür. Kolimatörün bir işlevi de çevreden gelen ve görüntü sahasına girmesi istenmeyen fotonların durdurulmasını sağlamaktır. NaI(Tl) kristali, üzerine düşen gama fotonlarını durdurarak enerjileri ile orantılı sintilasyon fotonları çıkarır. Sintilasyon fotonları ışık yönlendirici tabaka tarafından odaklanıp fotoçoğaltıcı tüplerin (PMT) girişindeki fotokatoda çarptırılarak buradan elektron kopmasına sebep olur. Açığa çıkan elektronlar PMT içindeki dinotlar arasında yüksek voltajın da etkisiyle hızlandırılır ve giderek sayıları artar. Elektronlar bu şekilde PMT çıkışındaki anotta toplanırlar. Böylece organdan yayılan gama fotonları NaI(Tl) kristalinde sintilasyon fotonlarına, PMT içinden geçerek elektrik sinyallerine dönüştürülmüş olur. PMT'den çıkan sinyaller çeşitli elektronik ünitelerde şiddetlendirilip şekillendirildikten sonra katot ışınları tüpünde görüntüye dönüştürülürler. Gama kamerada elde edilen görüntüler bilgisayar aracılığıyla işlenerek görüntü kalitesinin artırılması sağlanır. Ayrıca görüntü üzerinde değişik analizler yapılabilir. Görüntüleme sisteminin performansının anlaşılmasının ilk basamaklarından biri de ham görüntünün en yüksek doğrulukta elde edilmesidir. Ham görüntü üzerine daha sonra uygulanacak algoritma ve düzeltme teknikleri, görüntü kalitesini ve doğruluk kriterlerini arttırmaktadır. Gama kameraların detektör elementi NaI(Tl)'dir. Kristaller dikdörtgen ya da daire şeklindedir. Kristal çapı 30-50 cm, kalınlığı ise 1.25 cm veya 6-8 mm'dir. İnce kristaller genellikle Tl-201 (70 KeV) ve Tc-99m (140 KeV) gibi nispeten düşük enerjili radyonüklidlerin deteksiyonu amacıyla geliştirilmiştir. PMT'ler kristale optik jel ile bağlanmıştır. Bu jelin özelliği ışık absorpsiyonunun olmamasıdır. Kristalden çıkan sintilasyonların PMT'lerin fotokatotuna odaklanmasını sağlayan ışık yönlendirici tabaka PMT ile kristal arasında bulunur [1].

Görüntüleme sistemi performansının artırılmasının ilk basamaklarından biri de ham görüntünün en yüksek doğrulukta elde edilmesidir. Ham görüntü üzerine daha sonra uygulanacak algoritma ve düzeltme teknikleri görüntü kalitesini ve doğruluk kriterlerini aynı paralelde arttırmaktadır. Çoğu modern gama kameralarda PMT'ler

altıgen şeklinde bir model ile dizilmişlerdir. PMT sayısı 37, 55, 61, 75 veya 91 olabilir, PMT'lerin 7.5 cm uzunluğunda olanları en yaygın olarak kullanılmaktadır [1].

2.4.1. Kolimatörler

Gama ışınları, elektromanyetik radyasyon olmaları nedeniyle kırılmazlar, doğrultuları da değiştirilemez. Ancak kurşun gibi ağır elementler tarafından zayıflatılabilir veya durdurulabilirler. Gama kameralarda kolimatör kullanımının esas amacı, organdan gelen ışınları detektöre yönlendirmek ve harici kaynaklardan gelen ışınları durdurmaktır [1].

Kolimatör yapımında genellikle kurşun elementi tercih edilir. Kurşun yüksek atom numaralı ($Z=82$) olup gama ışınlarını iyi absorbe eder. Yumuşak olduğundan kolay şekillendirilebilir. Fiyatı ucuz olduğundan maliyeti düşüktür [1]. Kolimatör içinde ışınların geçişine uygun delikler (holler) vardır. Deliklerin şekli yuvarlak veya köşeli olabilir. Deliklerin boyları kolimatörün kullanım özelliğine göre kısa veya uzun olabilir. Deliklerin arasındaki kalınlığa septa denir. Septa kalınlığı da kullanılan radyonüklidin enerjisine göre ince veya kalın olarak tasarlanır. Bunlardan anlaşılacağı gibi kolimatörler yapılış özelliklerine göre belli bir sınıflamaya tabi tutulurlar [1].

2.4.1.1. Kolimatör çeşitleri

Pinhol kolimatör: Kurşun, tungsten, platin veya diğer bir ağır materyalden yapılır. Pinhol koni şeklinde kurşundan yapılmış olan aygıtın ucuna yerleştirilir. Koninin detektörden uzaklığı genellikle 20-25 cm'dir. Pinholün çapı 4-8 mm kadardır. Gama ışınları pinholden geçerek detektörde kristal yüzeyine düşerler. Pinhol kolimatörlerin uzaysal çözünürlüğü iyi olup, tiroid ve göz gibi küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasında kullanılırlar [1].

Diverjan kolimatörler: Holleri detektör yüzeyinden uzaklaştıkça giderek daralır. Kolimatör yüzeyleri 40-50 cm kadar geniş olup, büyük organların küçük görüş alanı

olan kameralarla görüntülenmesinde kullanılırlar. Günümüzde büyük görüş alanı olan kameraların yaygınlaşmış olması diverjan kolimatörlerin kullanımını azaltmıştır [1].

Konverjan kolimatörler: Pinhol kolimatörlere benzerler. Konverjan kolimatörler çok hollü olup pinhol kolimatörler tek hollüdür. Konverjan kolimatörler küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasına olanak sağlar.

Paralel hol kolimatörler: Nükleer tıpta en çok kullanılan kolimatör çeşididir. Paralel holleri birbirinden ayıran septaların kalınlıkları görüntülenen radyonüklidin gama enerjisini durdurmaya yetecek kalınlıkta seçilir. Yüksek enerjili bir radyonüklidin ince septaları olan bir kolimatör ile görüntülenmesi durumunda, penetre olan gama ışınları görüntü kalitesini önemli ölçüde bozar ve görüntünün bulanıklaşmasına sebep olur. Kolimatör kanallarının boyu da önemlidir. Kanal boyu uzun olan kolimatörlerde kanallara paralel gelmeyen ışınlar şayet ilk etkileştiği septadan geçebiliyorsa, aynı doğrultudaki diğer septalarda zayıflatılarak durdurulabilir. Paralel hol kolimatörler ile görüntülemeye başlamadan önce, kolimatörün hastaya mümkün olan en yakın mesafeye yerleştirilmesi önemlidir. Çünkü kolimatör ile hasta arasındaki mesafe açıldıkça, görüntülenmek istenen organın dışından gelen ışınların da toplanması sonucu görüntüde bulanıklık etkisi belirginleşir. Paralel hol kolimatörler, kullanılan radyonüklidin enerjisine uygun seçilir [1].

2.4.2. Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

Görüntü kalitesini etkileyen faktörleri iki grupta toplanır. Bunlar; görüntüleme sisteminin yapısı ve elektroniğinden kaynaklanan faktörler ve gözlemcinin performansıdır.

Uzaysal ayırma gücü; bir gama kamera sisteminin uzaysal ayırma gücü, bu sistemle elde edilen görüntülerdeki küçük detayların ve kenar keskinliğinin hangi ölçüde ayırt edilebildiğinin sayısal bir göstergesidir. İki türlü ayırma gücü vardır. Bunlar;

İç (intrensek) uzaysal ayırma gücü; kolimatör çıkarılarak kristal önüne bar fantom yerleştirilir. ^{99m}Tc veya ^{57}Co nokta kaynağı detektör çapının en az beş katı mesafeye konularak, bar fantomun görüntüsü alınır.

Dış (ekstresek) uzaysal ayırma gücü; yukarıdaki işlem kolimatör takılı halde yapılır. Fakat bu defa düzlem kaynak kullanılarak bar fantom görüntüsü alınır. Ekstresek uzaysal ayırma gücü aslında sistemin uzaysal ayırma gücünün bir ölçüsüdür. Her iki ayırma gücü birlikte total sistem ayırma gücünün elde edilmesine yarar.

Kontrast; homojen bir doğal fon (background) dağılımı içinde yer alan bir objenin kontrastı, ihtiva ettiği aktivitenin çevresindeki doğal fon dağılımı ile farkına eşittir. Bir başka ifade ile kontrast, görüntülerde kenar keskinliğinin ayırt edilebilmesinin bir ölçüsüdür. Eğer obje doğal fona göre daha yoğun aktivitede ise sıcak (hiperaktif), daha az aktivitede ise soğuk (hipoaktif) olarak adlandırılır. Bir objenin görüntülenebilmesi için çevresindeki sayım yoğunluğunun (background) objeden farklı olması gerekir. Görüntü kalitesinde sinyal/gürültü oranı çok önemlidir. Bu oran ne kadar yüksek olursa görüntü kalitesi o oranda iyileşir. Görüntülenmek istenen organdan gelen sayımlar sinyal, çevre dokulardan ve saçılma etki ile oluşan sayımlar ise gürültü olarak bilinir. Görüntü kontrastı, radyofarmasötüğün ilgili organ ve lezyonda tutulma oranı, lezyon ile organın boyutu ve organ kalınlığına bağlı olarak da değişir. Saçılmış fotonlar ve derindeki organlardan gelen fotonlar görüntü kontrastını bozan etkenlerdir.

Gürültü; görüntülerdeki gürültü etkisi yapısal ve istatistiksel olarak ikiye ayrılır. Yapısal gürültü sistemin elektroniğinden kaynaklanır. İstatistiksel gürültü ise, radyoaktivitenin parçalanmasının tesadüfi olmasından kaynaklanır. Gürültü etkisi görüntülerde bölgesel sayım yoğunluğunun çok ya da az olması şeklinde beliren dalgalanmalar şeklinde görüntülere yansır. Dolayısıyla, bir nükleer tıp görüntüsünün kalitesinde ayırma gücü, kontrast ve gürültü birlikte etkilidir [1].

2.4.3. Gama Kameralarda Kalite Güvenliği

Gama kameraların çalışma verimlerinin kontrol edilmesi tanıdaki doğrulukla yakından ilişkilidir[2-15]. Kalite kontrol testleri günlük, haftalık ve üç aylık periyotlarda yapılır. Her testin kayıtlarının yapılması gereklidir.

Günlük Kalite Kontrol Testleri;

1. Katot ışınları tüpünde dotların (vuruş) şiddet ve büyüklüğünün ayarlanması,
2. Kameradaki role, lens vb. parlak ve saydam yüzeylerin temizlenmesi,
3. Kolimatrlerin ve bağlantı kablolarının kontrolü, i (intrensek) homojenitenin alınması,
4. Sensitivitenin hesaplanması, nükleer tıpta günlük rutin işlere başlamadan önce kalite kontrol testlerinin yapılması doğru tanı konulmasında önemlidir, i homojenite kolimatör çıkarılır, detektör çapının 5 katı uzağına saniyedeki sayımı 20.000'den düşük ^{99m}Tc veya ⁵⁷Co kaynağı yerleştirilir, yeterli sayım toplanır, elde edilen görüntüde homojen bir dağılım beklenir.

Haftalık Testler;

1. Ayırma gücü kontrolü için bar fantomu görüntüsünün alınması,
2. Lineerite fantomu görüntüsünün alınması,
3. Yardımcı aksesuarların kontrolü,

Üç Aylık testlerde dikkat edilecek zellikler;

1. Enerji ayırma gücü,
2. Sayım hızı kapasitesi kontrolü,
3. Enerji pencereleri kontrolü.

2.5. TEK FOTON BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (SPECT)

2.5.1. Görüntü Matrisi

Gama kamerada alınan bilgilerin bilgisayar hafızasında depo edildiği küp şeklindeki ardışık kutucuklar kümesidir. Bu kutucukların her birine piksel denir. Sintilasyon kristalinin herhangi bir yerinde oluşan bilgiler 1 ve 0'lık desimaller halinde sayımlar olarak birikir. Biriken sayımlar bu kutucuklarda kodlanır. Matris boyutu nükleer tıp uygulamalarında sonuçların istatistikî güvenilirliği yönünden önemlidir.

2.5.2. Görüntünün Yeniden Elde Edilmesi (İmaj Rekonstrüksiyon)

Bilgisayarların gama kameralara bağlanmasıyla birlikte rekonstrükte imajların elde edilmesi mümkün olmuştur. SPECT teknikleri iki boyutlu görüntülerin her setinden üç boyutlu görüntülerin elde edilmesine olanak sağlar. Bunun için sintilasyon kamerasının hasta etrafında dönmesi ve her bir dönüş açısında veri toplaması gereklidir. Tüm açılarda verilerin toplanması tamamlanıncaya kadar bu işleme devam edilir. Her bir görüş açısından alınan veriler bilgisayarda saklanır. Bilgisayardaki yeniden kurma programları kullanılarak görüntünün yeniden elde edilmesi sağlanır. Daha sonra görüntü üzerinde istenilen kesitlerde tomografik dilimler alınarak klinik yoruma gidilir. En yaygın olan yeniden kurma teknikleri geri yansıtım ve iterativ yeniden kurma teknikleridir.

2.5.3. Geri Yansıtım Rekonstrüksiyon Tekniği

Geri yansıtım yoluyla yeniden kurma tekniği, tüm yeniden kurma tekniklerinin en yaygın olanıdır. Bu teknikte kameranın dönüş yaptığı açılardan yansıtım imajları alınarak bilgisayar hafızasında depolanır. Tüm yansıtım dataları toplandıktan sonra, en son görüntüden başlayarak, üst üste katlanır ve görüntünün üç boyutlu yapısı elde edilir. Geri yansıtım tekniğinin iki tipi vardır. Bunlar; basit geri yansıtım ve filtrelenmiş geri yansıtımdır.

2.5.4. İterativ Rekonstrüksiyon Teknikleri

Nükleer tıp çalışmalarında ilk uygulanan yeniden kurma tekniğidir. Bu tekniğe bazen alge brikteknik de denir. Günümüzde pek kullanılmamakla birlikte kantitasyonu doğru sonuçlar verir. Bu teknikle görüntünün herhangi bir yerinden alınan matris bilgileri, görüntü üzerinde kaydırılarak elde edilen tüm matrislere uygulanır. Matrisin tüm eksenleri boyunca elde edilen veriler orijinal verilere uyarlanarak düzeltilir. Yer değiştirilen tüm matrislere uygulanan işlemler ile ilk matrisin dataları elde edilince yeniden kurma işlemi bitmiş olur. Tekniğin halen en önemli dezavantajı işlem süresinin uzun olmasıdır.

2.5.5. Zayıflatma (Atenüasyon) Düzeltmesi

Radyoaktif bir kaynaktan çıkan gama fotonlarının enerjileri geçtikleri ortamda yaptıkları etkileşimler neticesinde zayıflar. Gama fotonlarının derindeki organlardan geçerek detektöre ulaşmaları sırasında, değişik yoğunluktaki vücut dokularıyla etkileşmeleri sonucunda vücudun farklı yönlerindeki foton şiddeti azalmaları da farklı olur. Buna bağlı olarak yapılan niceleyici çalışmalarda hatalar ortaya çıkabilir. Ortamın soğurucu etkisi yansıtım profillerinin büyüklüklerinin azalmasına neden olur. Tüm SPECT sistemi lineer bir sistem kabul edilirse, yansıtım değerlerindeki bu azalma görüntünün yeniden elde edilmesi işlemi boyunca ilerler ve sonuçta görüntünün iç kısım değerlerinin azalmış olarak çıkmasına neden olur. Tek foton tomografisi ile görüntülerin niceleyici değerlendirilmesinde yukarıda açıklanan foton azalım probleminin düzeltilmesi gereklidir. Simetri taşımayan ve homojen olmayan azalıma neden olan objelerde yeniden görüntülenen kesitler boyunca aktivite miktarının hesaplanmasındaki hata bilinmeyen bir değişkendir ve tam olarak düzeltilmesi mümkün değildir. Foton azalmasını belli bir dereceye kadar ortadan kaldıran bazı yöntemler vardır. Düzeltmeler bazı yöntemlerle rekonstrükte edilen görüntüye, bazı yöntemlerle de yansıtımlara uygulanır. Foton azalmasını düzeltme yöntemleri; sabit azalım katsayısına göre konvolüsyon ve Fourier yöntemi, tekrarlayıcı teknikler, Sorenson yöntemi ve Chang yöntemidir.

2.5.6. Frekans

Frekans, en genel anlamda saniyedeki titreşim sayısı olarak bilinir. Bilgisayar terimlerinde ise, sinüs dalgalarının birim mesafedeki tepe sayısı olarak bilinir. 32 barlı bir fantomun görüntüsünü 64x64 matriste kayıt edelim. Burada piksel başına 0,5 dönüşlük frekans düşer. Bu nispeten yüksek bir frekanstır. Bu yüksek frekansa Nyquist frekansı denir. Başka bir kamera sisteminde 16 barlı bir fantomun barları ayırt edilebilir olsun. Burada ise piksel başına 0.25 dönüş frekansı düşer. Değişik bir kamerada 8 bar ayırt edilebilir olsun. Bu durumda da piksel başına 0.125 dönüş frekansı düşer. Bar fantomun son çeyreği olan 4 barlı kısımda ise piksel başına 0,0625 dönüş mümkündür. Nyquist frekansından daha yüksek frekanslara çıkıldıkça, sinüs dalgalarının dönüşleri tamamlanamayacağı için gelen yüksek frekanslı bilgiler kaybolur. Bu olaya örtüşme denir. Benzer olaylar, önce yavaş giden bir araba tekerleğinin video ekranında dönüşünün göz ile izlenebilmesi, fakat çok hızlı giden bir arabanın tekerleklerinin sanki dönmüyormuş gibi, hatta tersine dönüyormuş gibi izlenmesine benzetilebilir. Buradaki yanıltıcı olay videonun hızlı dönüş yapan tekerleğin dönüşleri seçememesinden ileri gelmektedir. Benzer şekilde bir görüntüdeki frekans Nyquist frekansından büyük olur ise radyoaktivite dağılımını doğru yansıtmaz. Bu olay tıpkı düşük sayım hızı veren çalışmalar ile elde edilen görüntülerdeki istatistiksel algılanmaların yaptığı etki gibi olur.

2.5.7. Görüntülerin İşlenmesi

Kamera hastanın etrafında döndükçe planer imajın oluşumuna yarayan bilgileri toplayarak bilgisayara gönderir. Bu veriler her dönüş açısında toplanır. Elde edilen veriler sayısal değerlere çevrilerek piksellere kaydedilir. SPECT rekonstrüksiyonu sırasında her açıda toplanan bilgiler diğer açıdan alınan bilgilere ilave edilir. Toplama işlemi sonucunda ortaya çıkan görüntü bulanık olarak izlenir. Çünkü her profilde gelen datalar bilgisayarda aynı eksen üzerinde tüm piksellere dağıtılır. Geri yansıtım sırasında görüntü matrisindeki herhangi bir noktanın aktivitesi diğer noktalara da etki eder. Bir noktanın diğer noktalara etkisi matematiksel olarak tanımlanabilir. Rekonstrüksiyonda profil görüntülerinin arakesitleri değerlendirildiğinden matematiksel işlemler nispeten kolaylaşır. Matematiksel işlemlerin

uygulanarak profil görüntülerinin ara kesitlerinin sebep olduğu kuyrukların da düzeltilmesi görüntülerin netliğinin sağlanması yönünden gereklidir. İşte bu amaçla yapılan matematiksel işlemcilerle filtre fonksiyonları denir [1].

2.5.8. Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi Filtreleri

Filtrelerin amacı, faydalı sinyali mümkün olduğu kadar korumak ve gürültüyü azaltmaktır. Gürültü, datadaki istenmeyen herhangi bir sinyal çeşidi olarak tanımlanabilir. Gürültü, sistemin elektronik yapısından veya radyoaktivitenin oluşumundaki istatistiksel dalgalanmalardan kaynaklanır. Bunlara ilave olarak eksternal güç kaynaklarından, manyetik etkilerden, elektrostatik etkileşimlerden de kaynaklanabilir. Filtrelemenin amacı, sinyal ve gürültü arasında uygun değerde bir oran yaratmaktır (sinyal/gürültü). Filtreler rekonstrükte edilen imajlardan gelen yapay oranları kaldırır ve yansıtım datalarının toplanmasıyla doğal olarak oluşan bulanıklık etkisini düzeltir. Kullanılan filtre tipi, rekonstrükte edilen çalışmadaki ham datanın sayım yoğunluğuna göre seçilir. Genelde daha çok veri daha büyük sinyal/gürültü oran sağlar ve daha kaliteli görüntü elde edilir. Bu durumun tersine, düşük sayımlı çalışmalar daha çok gürültü etkisi ihtiva eder. Kenar keskinliğini artırmak ve ayırma gücü iyileştirmek için daha dikkatli filtreleme işlemi gerekir.

2.5.9. Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi’de Kalite Güvenliği

Gama kameralar için verilen kalite güvenlik testleri SPECT yapabilen kameralar için de geçerlidir. Bunlara ilave olarak homojenite düzeltilmesi, dönme merkezi ayarı (COR) ve piksel büyüklüğü testleri yapılır. SPECT Homojenite (Tomografik Homojenite) Testi SPECT’te faydalı görüş alanına giren bölgedeki $\% \pm 1$ ’den daha büyük homojenite bozukluktan halka (ring) oluşmasına sebep olur. Modern gama kameralar ham datalardaki homojenite hatalarını azaltmaktadır. Bir SPECT homojenite düzeltim işlemi haftalık olarak yapılır. Bunun için ^{99m}Tc veya ^{57}Co düzlem kaynağı kullanılır. $\%20$ pencere aralığında toplanan sayım yoğunluğu saniyede 10000'den yüksek olmamalıdır. Düzlem homojenite görüntüsü için 64x64 matriste 30 milyon sayım, 128x128 matriste 100 milyon sayım toplanır. Bilgisayarda homojenite düzeltim programları kullanmak suretiyle ham görüntü işlenerek

düzeltilir. Düzeltilmiş homojenite değeri bilgisayarda saklanır. Daha sonra klinik görüntülerin işlenmesinde kullanılır. COR; COR testi, detektörün mekanik dönme merkezi ile bilgisayarın görüntü eksenlerinin izafi olarak çakıştırılması amacıyla yapılır. Gama kameraların COR ayarlarının bozulmasına etkili birkaç faktör vardır. Bunlar; kolimatörün kamera yüzeyine yanlış yerleştirilmesi, detektörün mekanik dönüşü, yer çekimi, analog-dijital dönüştürücülerin zayıflığıdır. Tüm bu faktörler COR ayarının zaman içinde bozulmasına sebep olur. Bu testin haftalık olarak yapılmasının tavsiye edilmesine karşın modern kamera dizaynlarının daha da güvenilir olması nedeniyle bu süre daha da uzayabilmektedir. COR testi için ^{99m}Tc nokta kaynak kullanılır. Detektör nokta kaynak etrafında hasta yatağına dokunmadan dönebileceği en yakın mesafeden döndürülür. 360 derecede 64 yansıtımda görüntü alınır. Bilgisayar aracılığı ile test tamamlanır. Tavsiye edilen değerler genellikle ± 0.5 piksellik değişim içinde olmalıdır. Piksel büyüklüğü ölçümü görüntü boyutlarının belirlenmesinde ve hacimsel ölçümlerde önemlidir. Bu test ile bir pikselin mm olarak karşılığı bulunabilir. SPECT'in amacı, fizyolojik ve patofizyolojik bilgi kazanmak için hastadaki radyoaktivite dağılımının doğru bir imajını elde etmektir. SPECT görüntüleme gamma kamera hastanın etrafında döner. Sadece neredeyse tamamen dik düşen fotonlara izin veren mekanik kolimasyon kullanarak kamera hastadaki aktivite dağılımının düzlemsel görüntülerini alır. Bu düzlemsel görüntüler, aktivite dağılımının yansıma görüntüleri olarak görülebilir.

2.5.10. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)

PET, nükleer tıp görüntüleme yöntemleri içinde en gelişmiş olanıdır. PET de görüntüleme maddesi olarak radyoaktif bileşikler (radyofarmasötik) veya bir radyoaktif maddenin kendisi (radyonüklit), görüntülenecek yere uygun bir şekilde verilerek görüntüleme yapılır. Radyonüklitler, pozitron yayan radyoaktif maddelerdir. Radyonüklitler birleşerek radyofarmasötikleri oluştururlar. Radyonüklitlerin üretildiği alet siklotron, görüntüleme yapıldığı alet ise PET tarayıcısıdır.

2.5.11. Temel Görüntüleme Prensipleri

Hastaya verilen radyonüklitler vücut içerisinde dağılımlarını tamamlayarak pozitronlar salar. Bu pozitronlar ‘yok etme’ olayı ile vücut içerisinde aralarında 180° açı bulunan 511 KeV’luk gama fotonu çiftlerini oluştururlar. İşte bu aşamada, PET tarama sistemlerinde yer alan farklı sayı ve şekillerde detektör halkaları, bu gama fotonu çiftlerini tespit eder. Birbiri ile 180° açı yapacak şekilde yerleştirilen detektör çiftlerinde tespit edilen her bir gama foton çifti bilgisayarda tek bir nokta olarak kaydedilir. Bu ham veriler bilgisayar tarafından işlenerek tomografik PET görüntüleri elde edilir. Bu zaman dışında detektörlere gelen fotonlar ise sayıma alınmazlar.

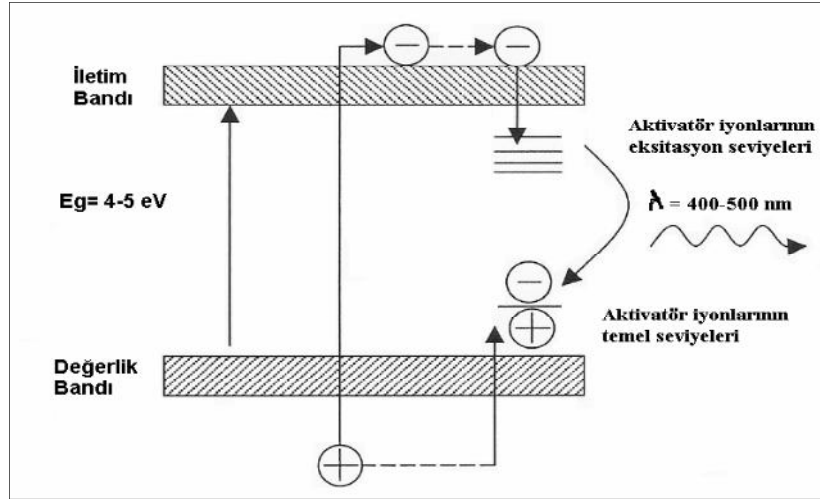
2.5.12. Detektör ve Kristal Yapıları

PET sisteminde yer alan detektörler NaI(Tl) gibi farklı kimyasal yapılardaki sintilasyon kristallerinden meydana geldiklerinden dolayı radyasyon ile etkileştiklerinde bir ışık oluşturma özelliğine sahiptirler. İdeal bir PET detektörünün gelen fotonu durdurarak şiddetli ve kısa süreli bir ışık parıltısı oluşturması beklenir. Bu ışık parıltısı, fotoçoğaltıcı tüpler tarafından algılanır ve yükseltilecek sistem bilgisayarına gönderilir. Fotoçoğaltıcı tüpler, pozisyon belirleme özelliğine de sahiptirler. Günümüzde PET tarayıcısının bilgisayarlı tomografi (BT) veya Manyetik rezonans (MR) ile kullanıldığı sistemler de mevcuttur. Eş zamanlı olarak ve aynı pozisyonda hastanın görüntülenmesini sağlayan bu sistemlere ‘Hibrid sistemler’ denilir. Bu tür cihazlar sayesinde aynı anda hem fonksiyonel hem de yapısal görüntüler elde edilebilmektedir. PET taramaları iki veya üç boyutludur. İki boyutlu görüntüleme detektörler arasında tungsten veya kurşun tablalar konulur. Buradaki amaç görüntüleme saçılmış radyasyonun detektöre ulaşmasını engellemektir. Bu şekildeki taramalarda görüntü kalitesi biraz daha iyidir fakat toplam sayımda azalma meydana gelir. Detektörler arasında tabla konulmadan yapılan taramalar ise üç boyutlu taramalardır. Üç boyutlu taramalarda her bir detektör daha geniş bir alandan sayım alır ve sayım hızı da oldukça yüksektir. O yüzden üç boyutlu taramalarda daha kısa süreler içerisinde tarama işleminin tamamlanabilmesi için daha az miktarlarda görüntüleme maddesi kullanılır. Üç boyutlu taramalar, çocuk hastalarda ve merkezi sinir sistemi görüntülemelerinde kullanılır. Üç boyutlu taramaların avantajları olduğu

kadar dezavantajları da vardır. Mesela görüntü kalitesi iki boyutlu taramaya göre daha düşüktür. Çünkü daha fazla oranda saçılmış radyasyon içerir [6].

2.5.13. PET Sintilasyon Detektörleri

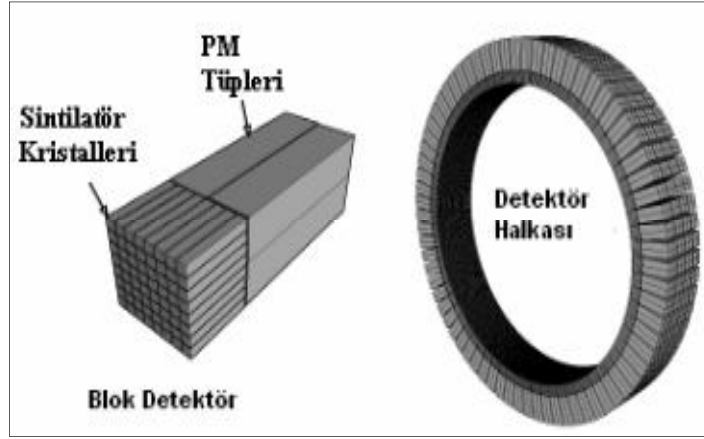
Sintilasyon detektörleri nükleer tıp görüntülemelerinde çok yaygın olarak kullanılan detektör tiplerindedir. Sintilasyon kristallerinin ortak temel özellikleri gamma ışını ile etkileştiklerinde görünür ışık (sintilasyon fotonu) oluşturmalarıdır. Kristale gelen fotonlar, kristallerin atomlarını uyarılmış düzeye çıkaran çok sayıda etkileşim yaparlar (Şekil 2.3). Uyarılmış durumlar hızla elektromanyetik spektrumun görünür bölgesinde bir dalga boyuna sahip (veya görünür bölgeye yakın) ışık yayınlırlar. Yayınlanan ışık foto duyarlı bir materyale çarptırılarak, buradan foton başına en fazla bir elektron koparılmasına neden olunur [4]. Daha sonra bu birincil elektronlar fotoçoğaltıcı tüplerde (PMT) çoğaltılır, hızlandırılır ve çıkış atımları haline getirilir [7]. Kristalde oluşan sintilasyon yoğunluğu kristal içinde biriken enerji ile orantılıdır. Bundan dolayı PET’de yüksek atom numaralı ve dolayısı ile yoğun materyaller kullanılır.



Şekil 2.3. Sintilasyon kristallerinin enerji bant diyagramı [3].

Ayrıca sintilasyon kristallerinin emisyon dalga boyları, genellikle PMT tüpleri ile eşleşmez. Bu nedenle genellikle sintilasyon materyallerine az miktarlarda aktivatör materyali katılır. Böylece sintilatörün iletim bandı ve değerlik bandı arasında tuzak ara kademeler oluşturulur. Aktivatör olarak Na için Tl kullanılırken günümüzde

yaygın olarak kullanılan diğer PET sintilatörlerinde Sezyum (Cs) kullanılmaktadır. Günümüz modern PET detektör sistemleri blok detektörler halinde ve dairesel bir şekilde yerleştirilmiş olup, her bir blok detektör 4 adet PMT ile sisteme bağlanmaktadır. Şekil 2.4’de PET cihazının blok detektörleri, PMT’leri ve detektör halkası verilmiştir. Kristale gelen gama (γ), kristalin değerlik bandı elektronlarını uyararak iletim bandına çıkarır. Değerlik bandına geri dönen elektronlar yasak enerji bandında yaratılmış olan tuzaklara yakalanırlar ve buradan temel enerji seviyesine inerken 400-500 nm dalga boyunda görünür ışık yayınlamaya başlayarak temel enerji seviyelerine inerler.



Sekil 2.4. PET cihazının blok detektörleri, PMT’leri ve detektör halkası [8].

Aşağıda PET için ideal bir sintilatör detektörünün taşıması gereken bazı özellikler verilmiştir.

1. Detektöre gelen gama fotonunun kinetik enerjisini yüksek bir verimlilikle ışık fotonlarına çevirebilmelidir.
2. Radyasyon-Sintilasyon fotonu verimi doğrusal olmalıdır. Işık verimi yükseldikçe hem uzaysal ayırma gücü hem de enerjisel ayırma gücü artar.
3. Oluşan tüm sintilasyon fotonlarının PMT’ye ulaşabilmesi için kristal kendi ışık fotonlarına karşı geçirgen olmalıdır. Böylece, oluşan sintilasyon fotonlarının tamamı PMT tarafından elektrik akımına çevrilebilir.
4. Yüksek sayım hızlarında gelen her fotonun işlenebilmesi için “decay zaman” (bozunma zamanı) kısa olmalıdır. Bu sayede çakışma zamanlama penceresi kısaltılarak rastgele (random) sayımların azaltılması ve görüntü kalitesinin artırılması sağlanabilir.

5. Kristal uygun bir detektör yapılabilecek boyutlarda üretilebilecek fiziksel özelliklere sahip ve yeteri kadar bol miktarda üretilebilecek kadar ekonomik olmalıdır.
6. Kırılma indisi, yaklaşık camın kırılma indisine (1.5) yakın olmalıdır. Böylece PMT ve kristal yüksek bir foton-elektron verimi ile birleştirilebilir.
7. İdeal bir PET detektörü 511 KeV yok olma fotonlarına karşı yüksek durdurma gücüne sahip olmalıdır.

Günümüz PET detektörlerinde kullanılan kristal farklı tip kristaller mevcuttur. Sodyum iyodür [NaI(Tl)] sintilasyon kristali 1958 yılından bu yana geleneksel gama kameralarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu kristal nükleer tıpta görüntüleme amacıyla yaygın olarak kullanılan ve 140 KeV enerjiye sahip metastabil teknesyum (^{99m}Tc) radyoizotopu için oldukça uygun olmasına karşın 511 KeV gibi göreceli olarak daha yüksek enerjili yok olma fotonlarında, özellikle durdurma gücü açısından, uygun olamamaktadır. Bu nedenle PET'in ilk dönemlerinde NaI(Tl) kristali kullanılırken daha sonraki dönemlerde PET için daha yoğun ve yok olma fotonlarına daha duyarlı sintilasyon malzemeleri üretilmiştir [8].

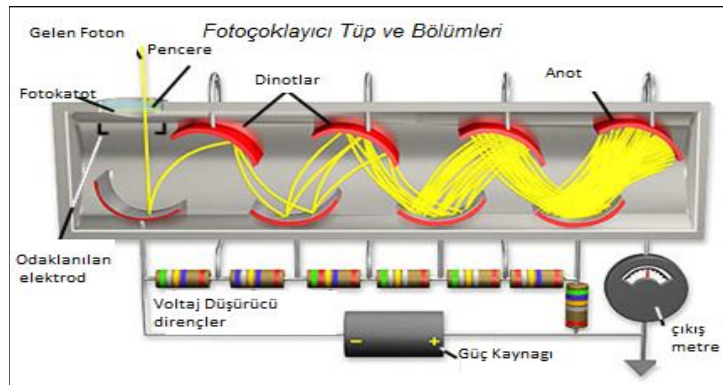
LSO kristalleri, kısa zamanlı bozunma (40ns), yüksek foton verimi (30000 foton/MeV), yüksek atom numarası 66 ve yüksek yoğunluk ($7.4 \text{ cm}^3/\text{gr}$) gibi iyi özelliklere sahip olduklarından 511 KeV yok olma fotonlarının deteksiyonu için ideal sintilasyon kristali durumundadırlar. Bu nedenle son dönemlerde üretilen birçok PET cihazında LSO kristalleri tercih edilmektedir. Öte yandan, son zamanlarda LuAP: Ce gibi Seryum aktivatörlü orto-aliminyuminatların kullanımıyla daha kısa bozunma zamanlı çeşitli sintilasyon kristalleri üretilmeye başlanmıştır ve bunların PET detektörlerinde kullanılma çalışmaları da devam etmektedir. Ancak bunların da dezavantajları LSO'ya göre daha küçük foton erimlerinin (12000 foton /MeV) olmasıdır [8].

BÖLÜM 3

FOTOÇOĞALTICI TÜPLER (PMT)

Fotoçoğaltıcı tüpler sintilatörden gelen sintilasyonları alır, elektrik akımına dönüştürür ve elektrik akımı sinyallerini ölçülebilecek seviyeye kadar yükseltirler. Nükleer ve yüksek enerji fiziğinde daha çok sintilatör detektörü ile birlikte kullanılırlar ve kullanımları oldukça çeşitlidir.

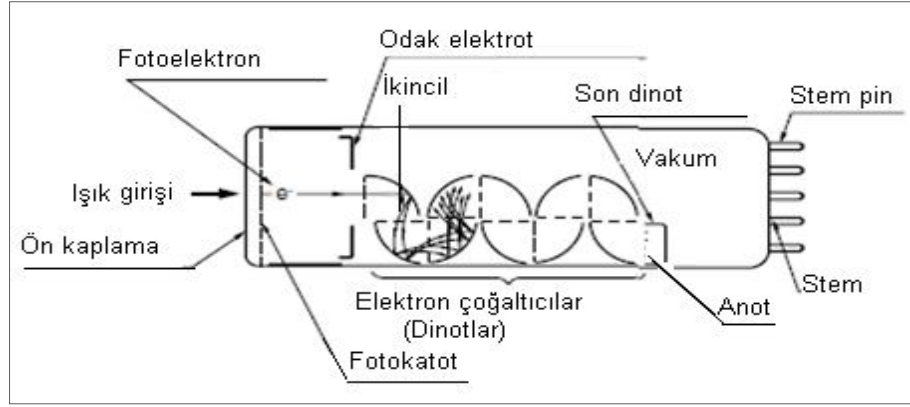
PMT; kristal üzerine monte edilmiş, vakum gaz dolu tüptür. Kristale yakın kısmında ışığa duyarlı fotokatot, tüpün diğer tarafında ise anot yerleştirilmiştir. Katot ve anot arasında bir seri (genellikle 10 adet) dinot denilen metal elektrotlar bulunur. Dinotlar arasında 1000 Volt, anot ve katot arasında ise 100 Volt potansiyel farkı uygulanmıştır. Kristalde oluşmuş ışık PMT fotokatotuna ulaştığında, bu fotoelektron en yakın dinota aktarılır. Bu fotoelektron, Şekil 3.1'deki gibi dinotlar arasında çoğaltılarak ve hızlandırılarak son dinottan anota ulaştırılır. Bir fotoelektron anota ulaştığında 10^5 - 10^{10} elektron olmaktadır. Nükleer tıpta kullanılan PMT'ler 2,5–7,5 cm çapındadır. PMT içindeki elektron geçişleri eksternal manyetik alandan etkilenir. Bu nedenle cam tüplerin dış yüzeyleri Mi-metal (demir, nikel ve az miktarda bakır-krom karışımı) ile kaplanmıştır [9]. PMT sayısı artışı ile detektör ayırma gücü büyür [10]. Bu bölümde fotoçoğaltıcıların temel yapısı ve çalışma ilkeleri üzerinde duracağız.



Şekil 3.1. Fotoçoğaltıcı tüp ve bölümleri [9].

3.1. TEMEL YAPISI VE ÇALIŞMA İLKELERİ

Fotoçoğaltıcılar, genellikle kapalı bir cam tüpün içerisinde bulunan giriş penceresi, fotokatot, odaklayıcı elektrotlar, elektron çoğaltıcı ve bir anottan oluşur [9]. Bütün parçalar havası boşaltılmış bir cam tüpe yerleştirilmiştir. Şekil 3.2’de bir fotoçoğaltıcı ve bölümleri şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 3.2. Bir fotoçoğaltıcı ve bölümlerinin şematik gösterimi [9].

PMT'nin üzerine gelen bir foton, fotokatotu etkilediği zaman, fotoelektrik etki ile bir elektron yayımlanır. Çalışması boyunca yüksek voltaj katot, dinot ve anota uygulanır. Uygulanan yüksek voltajdan dolayı, elektron ilk dinota doğru yönelir ve hızlanır. İlk dinota çarparak enerjisinin bir kısmını dinottaki elektronlara transfer eder. Bu, ikinci elektronların yayımlanmasına neden olur. Bu elektronlar da bir sonraki diğer dinota yönelir ve hızlanmaya devam eder. Elektronlar sıradaki dinota çarpar ve yeni elektronların yayımlanmasını sağlar. Bu olay böylece devam eder ve bir elektron çıktığı dinotlardan anoda doğru oluşturulur. Anotta bu çığ, kuvvetlendirilebilir ve analiz edilebilir bir akım vermek için toplanır. PMT'ye giren bir ışık aşağıdaki aşamalardan geçerek bir çıkış oluşturur.

Özetle;

1. Işık önce giriş penceresinden geçer.
2. Işık fotokatot içinde bulunan elektronları uyarır, böylece fotoelektronlar boşluk içerisinde yayılır.

3. Fotoelektronlar odaklayıcı fotokatot tarafından birincil dinota doğru hızlandırılır ve odaklanır, dinota çarpan elektronlar yeni (ikincil) elektronların yayılımına neden olur. Bu ikincil yayılım art arda her bir dinotta tekrarlanır.
4. Son dinota çarparak yayılan ikincil elektronlar anot tarafından toplanır.
5. Bu olay kendini tekrarlayarak bir elektron çığı oluşur ve bu çığ anotta kuvvetlendirilebilir ve analiz edilebilir bir akım vermek için toplanır.

Fotoçoğaltıcılar sürekli bir biçimde; örneğin sabit bir aydınlatma altında, yada sintilatör sayımında olduğu gibi atım biçiminde çalıştırılabilir. Her iki durumda da, eğer katot ve dinot sisteminin doğrusal olduğunu kabul edersek, fotoçoğaltıcının çıkışında oluşan akım, doğrudan gelen fotonların sayısı ile orantılı olacaktır. Yapısında fotoçoğaltıcılar bulunduran sintilatörlerden oluşan radyasyon detektörleri sadece parçacığın varlığı hakkında bilgi vermeyecek, aynı zamanda parçacığın enerjisi hakkında da bilgi verecektir [8-17].

3.1.1. Fotokatot

Bir fotokatot gelen ışığı fotoelektrik etki ile bir elektron akımına çevirir. Dört temel özelliği ile karakterize edilir:

1. Foto yayılım eşiği; elektron koparabilecek lazerin dalga boyunu gösterir. (Kızılötesi(IR), görünür bölge, UV gibi).
2. Kuantum verimliliği (QE); fotokatotun gücünü gösterir (Yayımlanan elektronların başlangıç fotonlarına oranı).
3. Yaşam süresi; çalışma zamanı.
4. Çalışma koşulları; fotokatotun çalışma verimliliği.

Foto yayılım, ışığa duyarlı bir yüzeye foton düşmesi durumunda yüzeyden elektron koparılmasıdır. Elektronun koparılabilmesi için yüzeye gelen fotonun enerjisinin en az elementin iş fonksiyonu kadar olması gerekir. Yani; $E_f \geq \Phi$ olmalı, (Φ =iş fonksiyonu (eV), E_f gelen fotonun enerjisi) foto yayılım özelliğine sahip yarı iletken maddeden oluşan fotokatotlar fotoçoğaltıcılar da kullanılır. Yarı iletkenler için

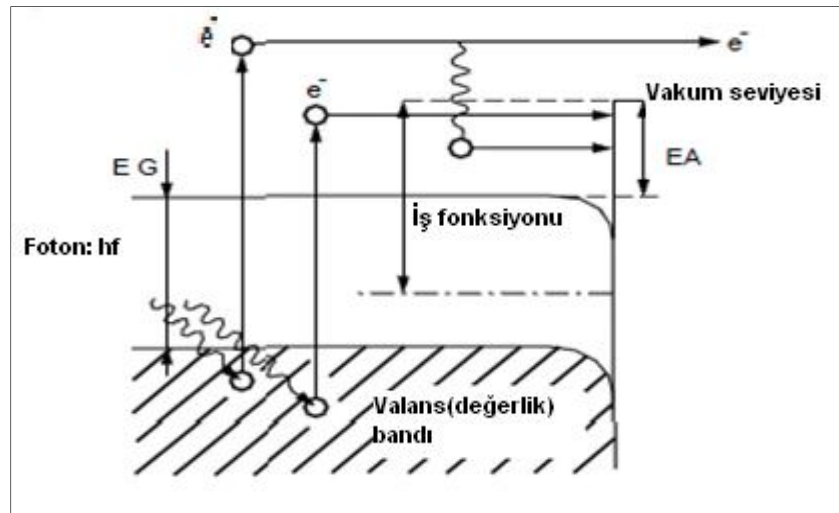
termoionik yayının iş fonksiyonu, foto-yayınım eşik değerinden düşüktür. Termoionik yayının iş fonksiyonu ile foto-yayınım eşik değeri farklı nicelikler olmalarına rağmen belli bir fotoçoğaltıcı tüp ailesi için, kırmızı ve kızıl ötesi duyarlılık ile karanlık akımı uyumsuz yapan istatistiksel bir korelasyon var gibi görünür: Karanlık akım düşük olduğunda kırmızı ve kızıl ötesi duyarlılık yüksek olur.

Fotoçoğaltıcılar da metalik fotokatot ve alkali fotokatotlar kullanılmaktadır.

1. Metalik fotokatotlar
2. Alkali (yarı iletken) fotokatotlar

Alkali-halid fotokatotlar, Alkali-antimonid fotokatotlar, Alkali-tellurid fotokatotlar

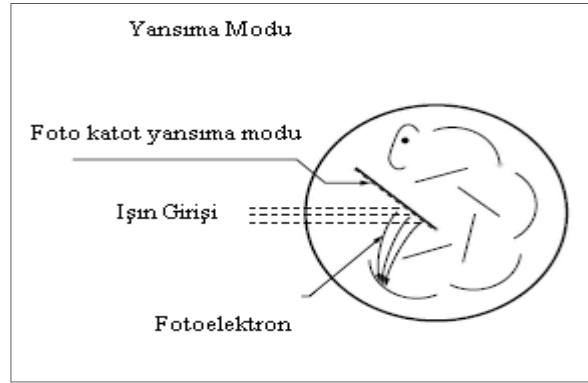
Metalik fotokatotlar: fotoçoğaltıcı tüp içerisine bir metal elektrot yerleştirilir ve elektronlar aydınlatılmış yerlerden yayımlanır (Şekil 3.3). Bu alan, toplama elektrotların büyüklüğünden dolayı birkaç cm^2 ile sınırlıdır. Uzun yaşam süreleri (birkaç gün) ve yüksek elektrik alanlara karşı (100 MW/m) dayanıklı yapıları açısından tercih sebebi olmasına karşın, düşük kuantum verimlilikleri (266 nm 'de 10^{-4} elektron/foton mertebesinde) nedeniyle yüksek yoğunlukta lazer gerektirmektedir) nedeniyle çok efektif değildir [9].



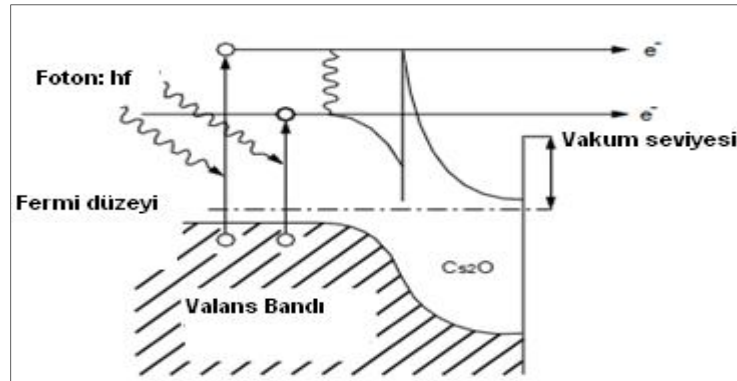
Şekil 3.3. Metalik yüzeyden elektron koparma [9].

$E_f > \Phi$ kuantum verimliliği metalik fotokatotlara göre daha yüksektir (192–213 nm’de 10^{-2} elektron/foton mertebelerinde) [11].

Alkali (yarı-iletken) katotlar; giriş penceresinin içerisine yarı iletken fotokatotlar yerleştirilir. Gelen ışınlar, yarıiletken fotokatottan fotoelektronların yayımlanmasına neden olur. Şekil 3.5’de görüldüğü gibi alkali fotokatotlarda, elektronlar valans seviyesinden gelmektedir. Elektronun yörüngesinden kurtulabilmeleri için, gelen fotonun enerjisi, elektronu önce valans seviyesinden iletim bandına, oradan da boşluğa çıkaracak kadar büyük olmalıdır.



Şekil 3.4. Fotokatot yansıtma modu [9].



Şekil 3.5. Yarı iletken fotokatottan elektron koparma [9].

Fakat belli lazer yoğunluklardan sonra plazma üretimine sebep olabilecek miktarlarda elektron patlamaları oluşabilmektedir. Bu da katodun yapısını bozmaktadır. Örneğin; Bakır için 266 nm de, bu eşik 10 ps atma süresi için $1\text{GW}/\text{cm}^2$ ($12\text{ mJ}/\text{cm}^2$), magnezyum için $400\text{ MW}/\text{cm}^2$ dir. Metallerin aksine yarı iletkenler, enerji bandında

sadece birkaç serbest elektrona sahiptirler ve geri kalan elektronlar atoma sıkı sıkı bağlıdır. Valans bandından salınan elektron yüzeye ulaşmadan önce sadece birkaç serbest elektron ile etkileşecektir. Dolayısıyla fotoelektronun yeterli enerji ile yüzeye ulaşma ihtimali daha olasıdır. Kaçış derinliği ve verimlilik daha fazladır. Fotokatotların yapımındaki yeni bir gelişme de galyum fosfat (GaP) gibi negatif elektron eğilimli materyal kullanımudur. Bu materyallerde yüzeye yakın bant yapısı, iletim bandının alt enerji seviyesi vakum potansiyelinin üstünde olsun diye eğdirilmiştir. İş fonksiyonu bu yüzden negatiftir. Bir potansiyel engel olmaksızın, bir elektronun kaçması için sadece yüzeye ulaşacak kadar enerjiye sahip olması yeterlidir. Bu tip materyaller % 80'ne varan kuantum verimliliğe sahip olabilirler [12-18].

3.1.1.1. Fotokatotların Standart Tipleri

Günümüzde PMT'lerde en çok kullanılan fotokatot materyaller, gümüş-oksit-sezyum (AgOCs), antimonide-sezyum (SbCs) ve bi-tri-alkali bileşenler SbKCs, SbRbCs ve SbNa₂ KCs'dir. Standart fotokatotların karakteristikleri, bi ve tri-alkali katotun duyarlılık eğrileri, kalınlıklarının artmasıyla uzun dalga boylarına doğru yer değiştirir. Tri-alkali S20R, fotokatota (bazen S25 de denilebilir) bir örnektir [13].

3.1.1.2. Fotokatotun Diğer Tipleri

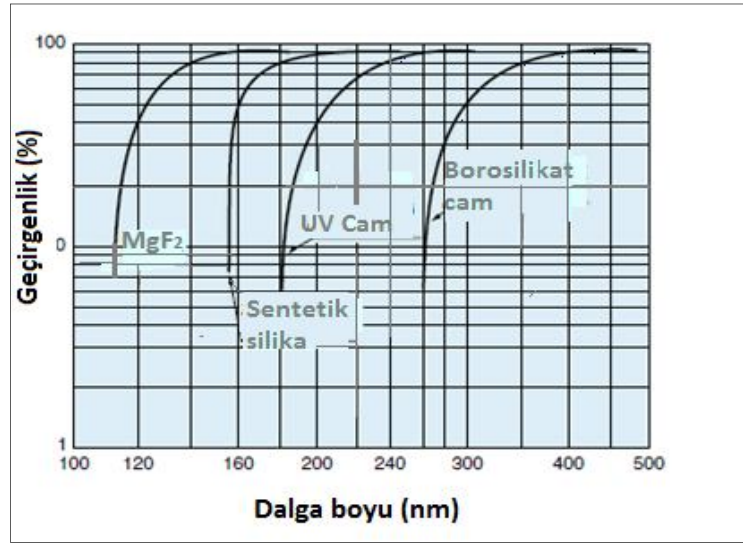
Negatif elektron eğilimi olan GaAs, GaInAs ve GaInAsP gibi yarı iletkenler kızılötesine yakın bölgelere uzanan duyarlılıklara sahiptirler. Bu materyaller saydam olmayan (ışığı geçirmeyen) katotlarla sınırlıydılar fakat teknolojik gelişmeler sayesinde artık yarı iletken olarak da kullanılabilirler [13].

3.1.1.3. Giriş Penceresi

Giriş penceresinin materyali, kısa dalga boylu bölgelerde spektral duyarlılığı sınırlar. Bunların başlıcaları; MgF₂, sentetik guartz, morötesi (UV) ve borosilikat camlardır. Bu camların kesme dalga boyları 250–300 nm arasında yer alır(Şekil 3.4). UV geçirgen camlar ve erimiş silislerin kesme dalga boyları da 250 nm'nin aşağısına kadar uzanır. Çizelge 3.1'de pencere tipleri ve fiziksel özellikleri verilmiştir.

3.1.2. Elektron-Optik Giriş Sistemi

Elektron-optik giriş sisteminin amacı ilk dinotun uygun bölgesine bütün fotoelektronları odaklayıp toplama verimliliğini artırmaktır. PMT'lerde genellikle pencere malzemesi olarak MgF_2 kristali, safir (Al_2O_3), sentetik silika, UV camları ve borosilikat kullanılır. Hamamatsu tarafından verilen fabrika değerlerinde giriş penceresi kesme dalga boyları ve maksimum geçirgenlik durumları Şekil 3.6'da verilmiştir.



Şekil 3.6. Giriş penceresinin materyallerinden, MgF_2 , sentetik silika, UV camları ve borosilikat camlarına ait kesme dalga boyları ile geçirgenlik grafiği [9].

Photonis tarafından verilen kesme dalga boyları ve maksimum geçirgenlik durumları ile kırılma indisleri çizelge 3.1'de verilmiştir. Şekil 3.6 ve Çizelge 3.1 de verilen sayısal değerleri karşılaştırdığımızda maksimum geçirgenlik için dalga boyu yaklaşık 400 nm düzeyinde olduğu görülmüştür.

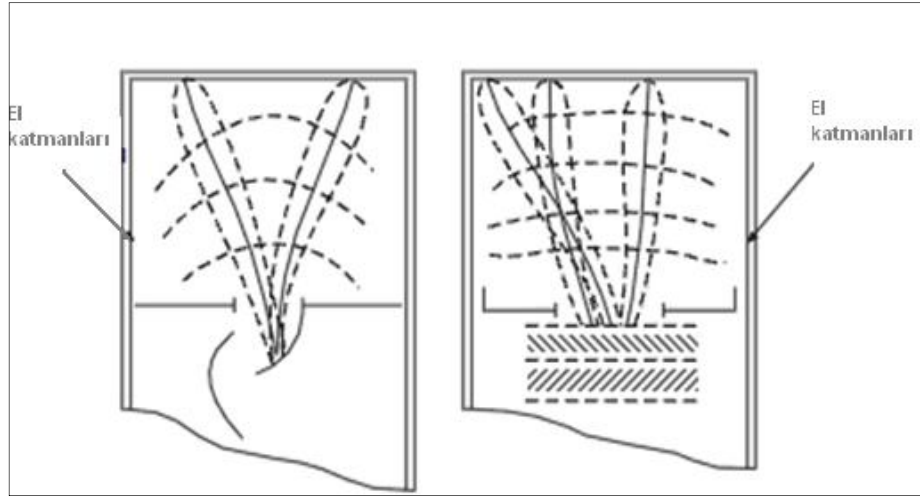
Bazı uygulamalarda yansımayı azaltmak için yarı iletken fotokatotlar buzlu cam ile birlikte kullanılır. 105 nm'den daha küçük dalga boyları için saydam materyal olmayıp havası boşaltılmış bir sistemde camsız fotoçoğaltıcı kullanılmaktadır (alternatif olarak, tek-kanallı elektron çoğaltıcılar ya da mikrokanallı levha kullanılabilir)[9].

Çizelge 3.1. Fotoçoğaltıcıların giriş penceresinde kullanılan camların fiziksel özellikleri [13].

Pencere Tipi	Kesme Dalga Boyu (%10 azaltma) (nm)	Dalga Boyu (nm)	Kırılma İndisi (n)
MgF ₂	115	400	1.40
LiF	105	400	1.40
Borosilikat	270	400	1.50
UV-Cam	190	400	1.49
Erimiş Silis	160	400	1.47
		250	1.50

3.1.2.1. Genel Amaçlı Tüpler

Genel olarak odaklamalı ve panjur tipli dinotlara sahip fotoçoğaltıcılar örnek gösterilmiştir. Sistem her ikisinde de şu bileşenlerden oluşur: katot, buharlaştırmayla oluşturulan ve tüpün içerisine yerleştirilip katota bağlanan alimünyum tabaka, ilk dinotun potansiyelindeki hızlandırıcı elektrottan oluşur.



Şekil 3.7. Genel amaçlı iki fotoçoğaltıcının giriş sistemi şekilleri [13].

Bu üç elektrot, ilk dinot ve katot arasındaki elektronların yörüngelerini şekillendiren elektrik alanı belirler. Kesikli eş potansiyel çizgileri elektrik alanın şeklini gösterir. Düz çizgiler ise, katotun farklı kısımlarından sıfır ilk hız ile yayımlanan elektronların

yörüngelerini gösterir. Toplama verimliliğini arttıran iki faktör, iyi odaklama ve ilk dinotun geniş alana sahip olmasıdır. Şekil 3.7’de genel amaçlı iki fotoçoğaltıcının giriş sistemi şekilleri gösterilmektedir. İlk hızların geniş bir dağılıma sahip olmalarının bir sonucu olarak katot üzerinde aynı noktadan çıkan elektronların ilk dinot üzerine ulaştıkları noktalar aynı olmayıp bir dağılım gösterir.

3.1.2.2. Hızlı (Cevap) Tüpleri

Hızlı cevap tüpleri için ek gereksinim, katot ve ilk dinot alanında geçiş zamanı dalgalanmalarının en aza indirgenmesidir. Bu değişiklikler iki bileşenden kaynaklanır:

1-Kromatik bileşen; aynı noktadan çıkan elektronların ilk hızlarının aynı olmamasından kaynaklanır. İlk hız vektörü, E_n enerjisine sahip katota dik V_n ve E_t enerjisine sahip katota teğet V_t olmak üzere iki bileşene ayrılabilir. Sıfır ilk hız ile yayımlanan elektronların geçiş zamanı ile elektron bir ilk hızı sahip olduğunda bu ilk hızın dik bileşeni nedeni ile azalan geçiş zamanı karşılaştırıldığında bu değişiklik şu şekilde formülle izah edilir:

$$\text{---} \quad (3.1)$$

Burada ε katot yüzeyindeki elektrik alanın büyüklüğü, m_e elektron kütlesi ve e de elektronun yüküdür. Hızın teğetsel bileşeni de geçiş zamanındaki dalgalanmalara katkıda bulunur. Geçiş zamanının ilk hızın teğetsel bileşeni nedeniyle artışı

$$\text{---} \quad (3.2)$$

ile verilir. Burada r elektron saçılmasının yarıçapı, v ise elektronların ilk dinota çarpma hızıdır.

2-Geometrik bileşen; katotun farklı noktalarından yayımlanan elektronların farklı yörüngelerine karşılık gelen geçiş zamanlarının farklı olmasından kaynaklanır. Geometrik bileşene katkı elektronların geçtiği uzayda düzensizlikler gösteren elektrik alandan gelir. Sıfır hız ile yayımlanan ve L ile $L+L$ uzunluğuna sahip yol boyunca

düzgün elektrik alan içinden geçen iki elektronun geçiş zamanlarındaki farklılık şu şekilde verilir:

$$(3.3)$$

Eşitliklerden görülebileceği gibi geçiş zamanındaki değişiklik katot yüzeyindeki elektrik alanının büyüklüğünün artmasıyla ve katot ile ilk dinot uzayındaki elektron yörüngeleri arasındaki farklılıkların en aza indirgenmesiyle azalır. Bu nedenle hızlı-cevap fotoçoğaltıcılar da katot içbükey yapılı ve birkaç ek odaklayıcı elektrot kullanılır.

3.1.3. Elektron Çoğaltıcılar (Dinotlar)

Elektron çoğaltıcıları oluşturan dinotlar, dinotlarda oluşan elektronların bir sonraki dinota birkaç 100 eV enerji ile çarpmasını sağlayacak şekilde düzenlenir. İkincil yayının sonucu olarak bir dinottan diğer dinota giden elektronların sayısı, istenilen yükseltme faktörünü verecek şekilde artar. Çoğaltıcının her ara-dinot alanı n gibi bir toplama verimliliği ile karakterize edilir. İdeal durumda, akımın artışı veya bir PMT'nin kazancı dinot katmanının sayısı n ile verilir. Ortalama ikincil yayılım oranı d her katman için d_n olacaktır. İdeal dinot çeşitleri PMT'nin kullanılacağı uygulamaya göre seçilir. Çünkü tepki zamanı, homojenlik, ikincil elektronların toplama verimliliği, doğrusallığı ve kazancı dinotların yapısına ve bölme sayısına bağlı olarak değişir. i . dinotun ikincil yayılım katsayısı δ_i ve bu dinottan bir önceki dinotun toplama verimliliği $n_i - 1$, $d_i - 1$ ve d_i dinotları arasındaki V_i voltajının artan fonksiyonudur. δ_i vedağışkenlerinin çarpımı, uygulanan voltajın V_i , aşağıdaki gibi üstel fonksiyonudur.

$$(3.4)$$

Burada k_i bir sabittir ve α genellikle 0.65 ve 0.75 arasında bir değer alır. Kazancı ifade etmek için i . dinotun ikincil yayılım faktörü δ_i ile bu dinotu takip eden ara dinot bölgesinin toplama verimliliği n_i 'yi ilişkilendirmek genellikle daha uygundur.

Böylece i . dinotun kazancı,

$$g_i = \delta_i n_i \quad (3.5)$$

olur.

Çoğaltıcının toplam kazancı M ise;

$$M = \prod_{i=1}^N g_i \quad (3.6)$$

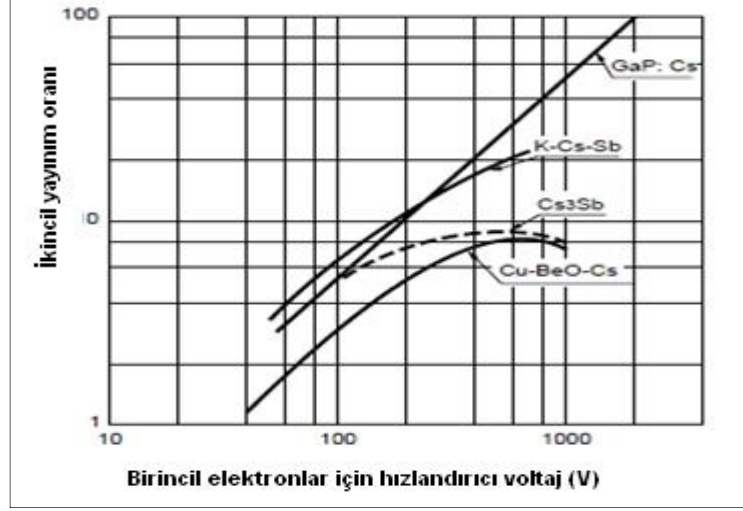
Burada N aşamaların toplam sayısıdır.

Çoğaltıcı, çoğunlukla birini izleyen özdeş dinotlardan oluşur (ilk bir veya iki ve son dinot dışında). İlk dinot bölgesine giren elektronların yörüngelerinin aşırı eğrilmesinden dolayı ilk ara-dinot, çoğaltıcının elektron-optik giriş sistemi ve çoğaltıcının tekrarlayan kısmı arasında kritik bir bağlantı formundadır. Elektron yörüngelerinin aşırı eğrilmesinden dolayı diğer dinotlara nazaran genellikle ilk iki ya da üç dinot arasına daha yüksek voltaj uygulanır. Her adımın kazancı ortalama bir değer civarında dalgalanma gösterir. Kazançtaki dalgalanmalar aşağıdaki şekilde azaltılabilir: İkincil yayılım katsayısının artırılması, ikincil yayılım katsayısının düzensizliğinin giderilmesi ve her adımın toplama verimliliğinin eşitlenmesidir.

3.1.3.1. Dinot Materyalleri

Bir fotoçoğaltıcı tüpün elektrot yapısı ve potansiyel dağılımı uygun değer performansı sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Fotokatotdan yayılan fotoelektronların yörüngeleri dikkate alınarak, fotoelektronlar ilk dinottan son dinota kadar çoğaltılır (19 dinota kadar), akımın artması ile elektron sayısı 10^1 'den 10^8 'e kadar değişir ve sonuçta elektronlar anoda gönderilir. Dinotlar için kullanılan başlıca ikincil yayılım materyalleri olarak antimonide, berilyum oksit (Be-O), magnezyum-oksit(Mg-O), galyum-fosfat (Ga-P), galyum-arsenik fosfat kullanılır. Bu materyaller bakır, berilyum ya da paslanmaz çelik, nikelden yapılan bir alt katmanın üstünü kaplamak için kullanılır. Birincil elektron bir E_b başlangıç enerji ile dinotun yüzeyine çarpar ve ikincil elektronlar yayımlanır. Birincil elektron başına ikincil elektronların sayısına ikincil yayılım oranı denir ve d ile gösterilir. Sıklıkla kullanılan dinot materyallerinin

ikincil yayılım oranı ile gelen elektronun enerjisinin hızlandırıcı voltajı arasındaki grafik Şekil 3.8’de gösterilmektedir [9].



Şekil 3.8. İkincil yayılım oranı [9].

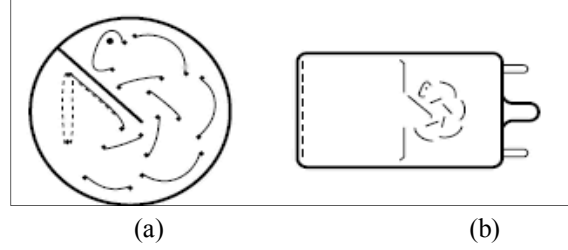
3.1.3.2. Dinotların Geometrik Tipleri

Kullanım amaçlarına göre dinotların şekilleri farklılıklar gösterebilir. Değişik birçok dinot tipi vardır. Kullanılan dinotların sayısına ve yapısına bağlı olarak ikincil elektron toplama verimliliği, zaman tepkisi ve kazanç farklılıklar gösterir. Sıklıkla kullanılan dinot tipleri aşağıdaki bölümlerde verilmektedir. Dinot dizileri birçok yolla yapılabilir ve dinot biçimine bağlı olarak fotoçoğaltıcının yanıt zamanı ve doğrusallık aralığı etkilenmektedir.

Günümüzde en sık kullanılan 8 tip dinot vardır.

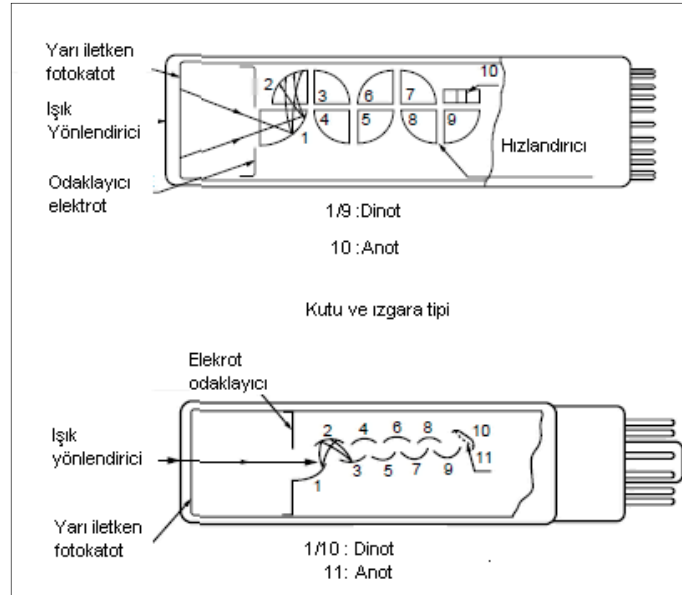
1. Dairesel kafes tipi
2. Kutu ve ızgara tipi
3. Doğrusal odaklı tipi
4. Panjur tipi
5. İnce gözenekli tipi
6. Mikrokanal plaka
7. Metal kanal tipi
8. Elektron bombardıman tipi

Dairesel-kafes tipi; bu tip dinotların avantajı sıkı (kompakt) olmasıdır. Başka bir özelliği de hızlı zaman tepkisine sahip olmasıdır. Şekil 3.9’da dairese-kafes tipli dinot yapısı gösterilmektedir.



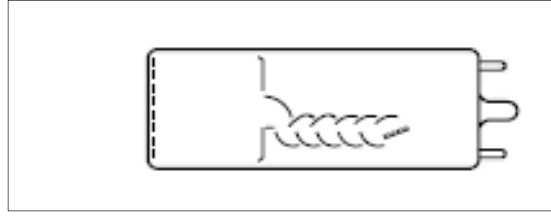
Şekil 3.9. Dairesel kafes tipi a) yandan görünüm, b) baş taraftan görünüm [9].

Kutu ve ızgara tipi; fotoelektron toplama ve algılama verimliliği oldukça yüksektir. Şekil 3.10’da kutu ve ızgara tipli dinot yapısı gösterilmektedir.



Şekil 3.10. Kutu ızgara tipi [9].

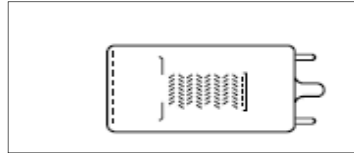
Doğrusal odaklayıcı tip; doğrusal odaklı tipi son derece hızlı tepki verme özelliğine sahiptirler. Fotoçoğaltıcılar da en sık kullanılan dinotlar arasında yer alır. En önemli özelliği hızlı zaman tepkisi, iyi zaman çözünürlüğü ve harika atım doğrusallığıdır. Şekil 3.11’de doğrusal odaklayıcı tipli dinot yapısı gösterilmektedir.



Şekil 3.11. Doğrusal odaklayıcı tip dinot [9].

Genel performanslarına bakıldığında lineer odaklayıcı biçimin daha cazip olduğu açıktır. Fakat bazı özel uygulamalarda bu değişir. Örneğin, eğer makul bir akım elde edilmek isteniyorsa panjur tipi dinot biçimi, daha düşük maliyetle lineer odaklayıcı biçim kadar iyi iş yapabilir.

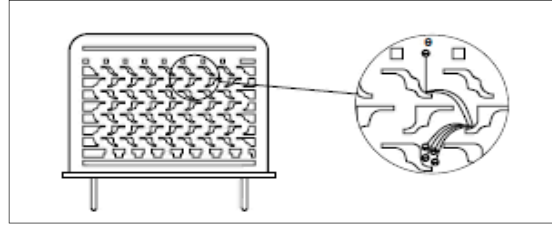
Panjur tipi; panjur tipi biçimde dinotlar, büyük bir dinot alana sahiptirler Öncelikle büyük fotokatot alanları ile elektron şalesi eksenine göre 45° lik açı ile geniş şeritler halinde yerleştirilmiştir. Bu birincil elektrona geniş bir giriş alanı sunan basit bir sistemdir (Şekil 3.12). Dezavantajı ise direk geçen birincil elektronların bir kısmını engellemek imkânsızdır. Bu düşük kazanç ve geçiş süresindeki büyük değişimlere neden olur.



Şekil 3.12. Panjur tipi dinot [9].

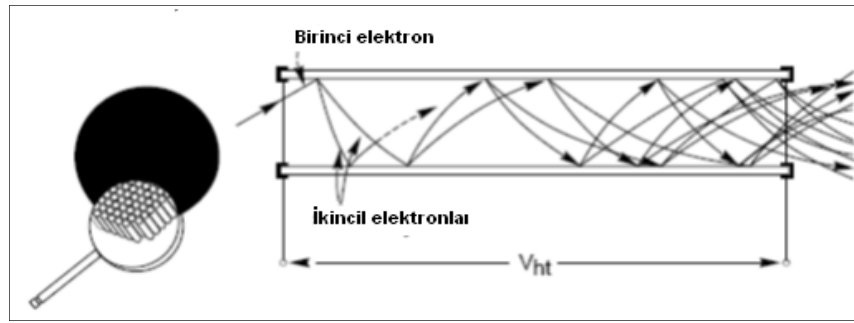
Bu durumdan kutu ve ızgara tipi, lineer odaklayıcı ve dairesel odaklayıcı biçimli dinotlar kullanılarak kaçınılabılır. Böylece elektronlar bir dinottan diğerine yansıyabilirler. Bu son dinot biçimlerinin diğer avantajları ise; boşluk verimli bir şekilde kullanılır ve böylece fazla miktarda dinot kullanılabilir, katot ve anot çok iyi izole edilir, böylece geri besleme riski ortadan kalkar.

Ağ tipi (gözenekli tipi); ince gözenek tipi, birbirine yakın ince gözenekli elektrotlardan oluşmuş bir yapıya sahiptir (Şekil 3.13). Bu tip manyetik alanlara yüksek bağışıklığın yanı sıra iyi bir homojenlik ve yüksek nabız doğrusallığı sağlar. Buna ek olarak, çapraz kablolu anot veya birden çok anotlar kullanılan durumlarda duyarlı yeteneğe sahiptir.

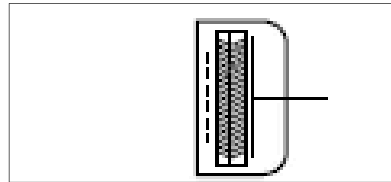


Şekil 3.13. Kalın ve ince gözenekli dinotlar [9].

Mikrokanal plaka tipi; mikrokanal plaka fotoçoğaltıcılar son zamanlarda en çok kullanılan yeni bir tasarım olarak ortaya çıkmıştır. Bu sistem temelde görüntü yoğunlaştırmada kullanılmak için icat edilmiştir. Cam bir plakaya birbirlerine paralel mikroskobik kanallar (çapları yaklaşık 10-100 μm civarındadır) açılmasından meydana gelir. Her kanal bağımsız bir elektron çoğaltıcı görevi görür. Kanalların iç yüzeyleri ikincil elektron yayımlanmasını sağlamak için yarıiletken malzeme ile kaplanmıştır. Elektronlar kanala girdiğinde delik boyunca hızlandırılır ve kanal duvarına çarptığında ikincil elektron yayımlanmasına neden olur [9-13]. Bu elektronlar da hızlandırılıp kanalın duvarına tekrar çarparlar (Şekil 3.20). Aslında her bir kanal sürekli bir dinot gibi davranır (Şekil 3.14).



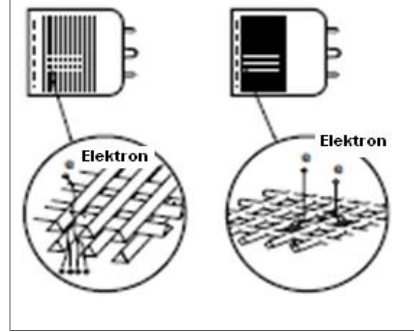
Şekil 3.14. Mikrokanal plaka tipi şematik gösterimi [13].



Şekil 3.15. Mikrokanal plaka tipi [9].

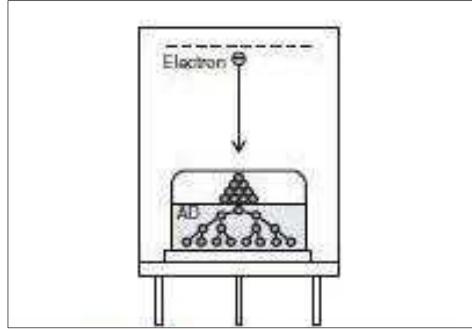
Metal kanal tipi; metal kanal yapısı kompakt dinotlara sahip son derece hassas işleme tekniği ile üretilmiştir (Şekil 3.16). Genel olarak dar alanlı yapısından dolayı diğer

türlere göre her aşamada yüksek hızlı yanıt sağlar. Bu durum hassas ölçüm için yeterlidir.



Şekil 3.16. Metal kanal tipi [9].

Elektron bombardıman tipi; elektron bombardımanı ile: Isıtılmış bir flmandan yayılan elektronlar elektrik alanından geçirilerek 50-80 eV'luk bir enerjiye ulaşır. Şekil 3.17'deki gibi elektronlar örnek üzerine gönderilerek; $\text{molekül} + e^- \rightarrow \text{M}^+ + e^-$ reaksiyonuna göre iyonlaştırma sağlanır.



Şekil 3.17. Elektron bombardımanı tipi [9].

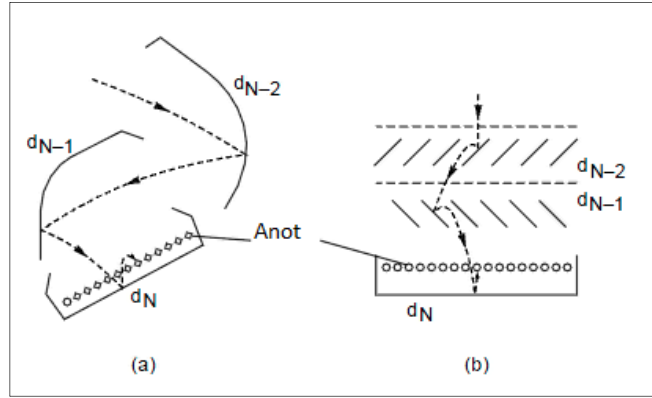
3.1.4. Anot Toplama Alanı

Bir fotoçoğaltıcı tüpün anodu, çok katmanlı dinottan oluşan ikincil elektronların toplandığı ve dış devrelere akım olarak aktarıldığı bir elektrottur. Anot elektron yörüngeleri için en uygun yapıda tasarlanmalıdır. Anot genellikle bir çubuk, levha veya ızgara şeklinde üretilir. Bir anot tasarlanırken en önemli faktörlerden biri, boşluk yük etkilerinin engellenmesi ve büyük bir çıkış akımı elde etmek için son dinot ile anot arasında yeterli potansiyel farkının oluşturulmasıdır. Fotoçoğaltıcının çıkışında

bulunan elektrotların şekil ve düzenlenişi fotoçoğaltıcının tekrarlanan kısımlarından farklı olur. Geometrik olarak şu durumlar dikkate alınarak düzenlenir:

1. Son dinottan yayınlanan bütün elektronların toplanması,
2. Anot empedansının çıkış bağlantısının karakteristik empedansı ile uyumlu olması.

Anot ya da toplayıcı, Şekil.3.18'deki gibi son dinota çok yakın olarak ızgara şeklinde yerleştirilir. Böylece son dinota yakın olan dinotlardan yayınlanan elektronlar anodun içerisinden geçip giderler ve sadece son dinottan yayınlanan ikincil elektronlar toplanır.



Şekil 3.18. Genel amaçlı iki fotoçoğaltıcı için toplama bölgeleri a) doğrusal odaklı dinotlar, b) ızgara tipi dinotlar [10].

Bu düzenleme son dinot ve anot arasında yüksek bir elektrik alan oluşmasına olanak sağlar ve boşluk yüklerinin etkisini azaltır. Ayrıca son dinot, toplayıcı çevresinde kısmen bir elektrostatik ekran formundadır.

3.1.5. Fotoçoğaltıcıların Özel Türleri

3.1.5.1. GaP (Cs) Dinotlu Tüpler

GaP(Cs)'un yüksek ikincil yayılım faktörüne sahip olması kazançtaki rastgele dalgalanmaların azaltılmasını sağlar ve enerji çözünürlüğünü büyük oranda iyileştirir, özellikle de katottan sadece birkaç elektronun yayınlanmasına neden olan düşük ışık

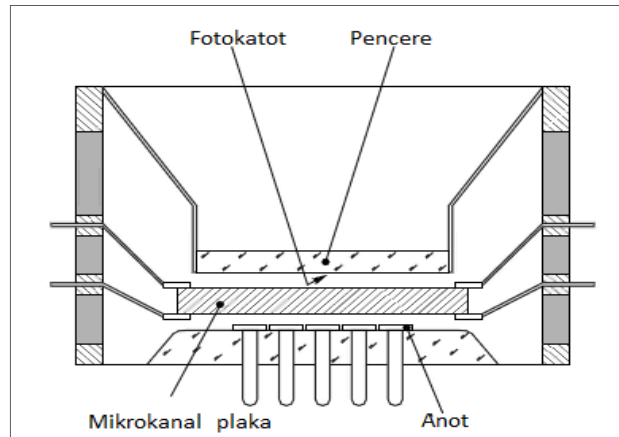
atımları içindir. Bu özellik aynı kazanç için kullanılması gereken dinotların toplam sayılarının azaltılmasını sağlar ve böylece zaman karakteristiklerinin geliştirilmesine olanak verir.

3.1.5.2. Çapraz Alan Fotoçoğaltıcılar

Bir çapraz alan tüpte, elektronlar çapraz elektrik ya da Manyetik alan yolu ile katottan anota odaklanır. Düzgün bir elektrik alan uygulanarak, tüpün her kısmında küçük elektron yollarının sıklaşması sağlanabilir ve düşük elektron geçiş zamanları elde edilebilir. Böyle tüplerde sinyalin yükselme zamanı 0,5 ns'den küçüktür.

3.1.5.3. Mikrokanal Plakalı Fotoçoğaltıcılar

Belli camların ikincil yayılım özelliklerinin çalışılması, kanallı elektron çoğaltıcının buradan da mikro-kanal levhaların ve mikro-kanal levhalı fotoçoğaltıcıların gelişimine yol açmıştır. Mikrokanal levhalı çoğaltıcı, bir mikro-kanal levhalı elektron çoğaltıcının bir tarafına anot, diğer tarafına, yakın odaklamalı katotun yerleştirilmesinden oluşur. Mikrokanal levha 6-25 mm'lik paralel cam tüplerin bir araya gelmesinden oluşur. Mikrokanallı levhalı çoğaltıcılarda kazanç genellikle 10^4 ile sınırlıdır. Şekil 3.19'da mikrokanal levhalı fotoçoğaltıcının içinden bir kesit gösterilmektedir.



Şekil 3.19. Mikro kanal plakalı dinot [9].

3.1.5.4. Mikrokanal Plakalı Fotoçoğaltıcıların Avantajları

Hızlı tepki (cevap):elektronların 1-2 mm gibi oldukça kısa yol almaları ve yüksek elektrik alan uygulanabilmesinden dolayı elektronların geçiş zamanları oldukça kısadır. Yine geçiş zamanındaki dalgalanmalar oldukça küçük ve elektronların fotokatotun farklı bölgelerinden yayınlanmalarından kaynaklanan geçiş zamanındaki değişiklikler ihmal edilebilir düzeydedir. Bu nedenle atım süresi oldukça kısa, ~0,2 ns ve zaman çözümü, 100 ps'den daha iyidir.

Manyetik alana duyarlılık: mikro kanallar yoluyla elektronlar kısa mesafelerde ve yüksek elektrik alanda tutulur. Bu nedenle elektron yörüngeleri 0,1 T'luk manyetik alan şiddetlerine kadar manyetik alandan çok az etkilenir.

Uzaysal çözünürlük: nükleer tıpta bir görüntüleme sisteminin uzaysal ayırma gücünün sayısal olarak değerlendirilmesi, çizgisel dağılma fonksiyonu (LSF) ile yapılabilmektedir. LSF'nin yarı yükseklikte tam genişliği sisteme ait uzaysal ayırma gücünü vermektedir. Fotoçoğaltıcı tüplerin sayısının artırılması homojenliği bozmasına karşın sistemin uzaysal ayırma gücünü iyileştirir. Ayrıca sinyal yükseklik analizörü penceresinin geniş tutulmaması, yüksek sayım hızlarında çalışmamak yine sistemin uzaysal ayırma gücünü olumlu olarak etkileyen faktörlerdir. Bağlı hassasiyet, belli bir kolimatör için radyoaktif bir kaynaktan yayınlanan gama fotonlarından algılanabilenlerin sayısının, kaynaktan gelen toplam gama fotonlarının sayısına oranıdır. Mutlak hassasiyet, detektörün birim alanı için, birim zamanda algılanan gama fotonu sayısıdır. Sistem duyarlılığı ise kolimatör septaları ile kaplanmamış detektör alanının toplam alana oranına bağlıdır ve kolimatör kalınlığı ile ters orantılıdır. Detektör duyarlılığı her μCi aktivite için kayıt ünitesinde elde edilen saniyedeki sayım sayısıdır. Detektör duyarlılığı kristal kalınlığı ile doğru, foton enerjisi ile ters orantılıdır. Detektör duyarlılığını azaltan faktörler, yüksek sayım hızlarındaki sayım kayıpları, yanlış fototüp, kazanç ayarı ve kristal bozukluklarıdır.

3.2. TEMEL ÖZELLİKLER

3.2.1. Duyarlılık Özellikleri

3.2.1.1. Spektral Tepki Özellikleri

PMT fotokatodu, gelen fotonların enerjisini fotoelektronlara dönüştürür. Dönüşüm verimliliği (fotokatot duyarlılığı), gelen ışığın dalga boyu ile değişmektedir. Spektral tepki, kuantum verimliliği ve ışınım duyarlılığı terimleriyle ifade edilir. Kuantum verimliliği, salınan fotoelektron sayısı bölü fotokatota gelen foton sayısıdır. Fotokatot ışınım duyarlılığı ise verilen bir dalga boyunda fotokatot tarafından üretilen fotoelektrik akımının gelen foton sayısına oranı olarak ifade edilir. Fotokatot ve gelen ışığın dalga boyu arasındaki bu ilişki spektral tepki özelliği olarak bilinir [9].

3.2.1.2. Katot Duyarlılığı

Fotoelektrik dönüşümü için verimlilik, gelen ışığın frekansına ve materyalin yapısına bağlı olarak değişmektedir. Fotokatot ışınım duyarlılığı, verilen bir dalga boyunda fotokatot tarafından üretilen fotoelektrik akımının gelen foton sayısına oranıdır. Genel spektral tepki kuantum verimliliği $\eta(\lambda)$, ile ifade edilir ve

$$\eta(\lambda) = \frac{\text{yayılan fotoelektron sayısı}}{\text{katota gelen foton sayısı}} \quad (3.7)$$

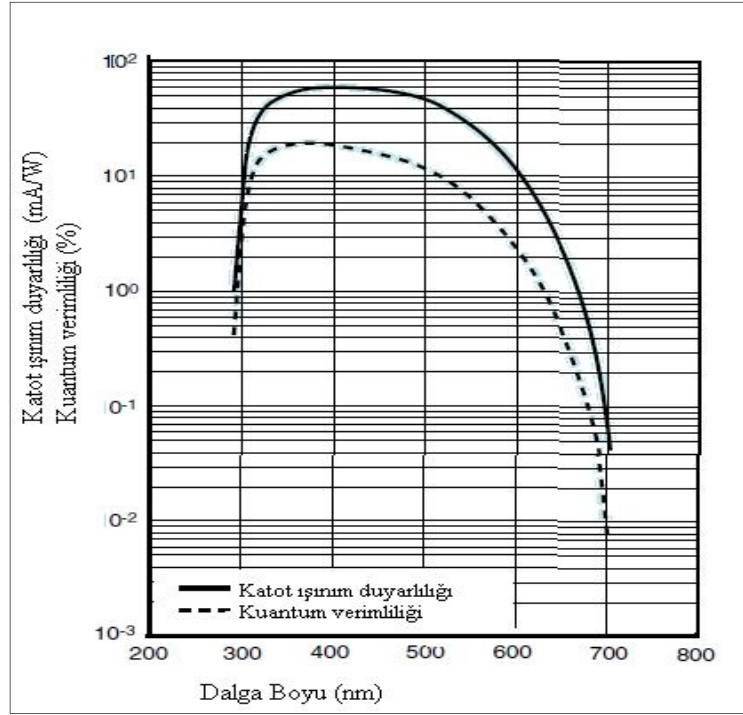
ile tanımlanır.

Birimi Watt başına Amper (A/W) dir. maksimum ışınım duyarlılığının %100'e kadar normalize edildiği görelî spektral tepki özellikleri de kullanılır.

3.2.1.4. Kuantum Verimliliği

Kuantum verimliliği, fotokatottan salınan fotoelektron sayısının gelen foton sayısına bölümüdür. Ya da fotosezici ışığa duyarlı yüzeyine çarpan her bir foton için ne kadar elektron üretildiğinin bir ölçüsüdür. Kuantum verimliliği genellikle yüzdelik olarak ifade edilir. Gelen fotonlar enerjilerini, bir fotokatotun valans bandında bulunan

elektronlara transfer eder, fakat bu elektronların tamamı fotoelektron olarak salınmaz. Bu fotoyayımlı belirli bir sürede oluşur. Dalga boyu kısa olan fotonlar, daha uzun dalga boylarında olanlara göre daha yüksek enerji taşırlar ve fotoyayımlı olasılığını artırırılar. Sonuç olarak, maksimum kuantum verimliliği, pik ışınım duyarlılığının dalga boyundan biraz daha kısa bir dalga boyunda gerçekleşir (Şekil 3.12).



Şekil 3.20. Fotokatot tipik spektral duyarlılıklar grafiği [9].

3.2.1.4. Giriş Sistemi Toplama Verimliliği

Bir PMT'nin elektron çoğaltma mekanizması, elektron yörüngeleri göz önüne alınarak her dinot katmanı elektronların yeterince çoğaltımını sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Ancak, beklenen yörüngelerden biraz sapan elektronlar bu çoğaltma işlemine girmezler. Genellikle, fotokatottan yayımlanan fotoelektronların ilk dinotun en etkin alanına ulaşma olasılığı toplama verimliliği olarak adlandırılır ve a ile gösterilir. Bu etkin alan, elektronların beklenen yörüngelerinden sapmaksızın, ardışık dinot tabakalarında verimli bir şekilde çoğaltıldığı ilk dinot alanıdır. İkinci yada daha sonraki dinotlardaki çoğaltmaya katkısı bulunmayan ikincil elektronlar da bulunur, fakat bunların toplama verimliliğine etkileri azdır. Bu nedenle, ilk dinottaki fotoelektron toplama verimliliği önemlidir. Eğer uygulanan voltaj küçük ise, ilk

dinotun etkin alanına giren fotoelektron sayısı da düşük olur ve bu çok az da olsa toplama verimliliğinin azalmasına neden olur.

3.3. GÜRÜLTÜ

Fotoçoğaltıcı tüplerde ayrıştırılamayan veya eşitlenemeyen ve ölçülen sinyallere eşlik eden gürültünün indirgenemeyen (azaltılamayan) istatistiksel doğasını dikkate almak önemlidir. Fotoçoğaltıcı tüplerde karşılaşılan gürültünün bütün nedenleri ortak bir fiziksel kökene sahiptir. Yani akım ve voltajdaki olağan dalgalanmalara başlıca sebep, madde ve radyasyonun kesikli doğasından dolayıdır. Gürültü bu yüzden foto yayılım ve ikincil yayılımın istatistiksel doğasıyla yakından ilgilidir ve sinyalin doğasında vardır.

3.3.1. Foton Gürültü

Yayımlanan fotonların sayısı eşit aralıklarla bir istatistiksel dağılım gösterir. Foto emisyon, sıra dışı bir süreçtir. İlk olarak, fotokatoda çarpan fotonların sayılarındaki ve yayımlanan elektronların sayılarındaki dalgalanmaları Poisson dağılımı varsayabiliriz. Bir fotoçoğaltıcıdaki gürültü birçok faktörden oluşabilir.

3.3.2. Elektron-Çoğaltıcının Gürültü Katkısı

Daha yoğun bir çalışma yaparak dinotların ikincil yayınımlarındaki dalgalanmaları hesaba katabiliriz. Elektron çoğaltmadaki dalgalanmalar, Martin ve Lombard tarafından üretme fonksiyonları yöntemi ile istatistiksel olarak çalışılmıştır. Bu yapılırken ilk olarak, elektron çoğaltıcının her yerinde rastgele süreçleri (işlemleri) Poisson dağılımı ile uyumlu olduğu ve birbirinden bağımsız olduğu varsayılır [13].

3.3.3. Karanlık Akım

Fotoçoğaltıcıya karanlıkta bir voltaj uygulandığında anot devresinden bir akım geçişi olur ve bu akıma karanlık akım denir. Bu akım iki olaya bağlıdır:

1. Sürekli olanı, cam ve yalıtkan yüzeyler üzerindeki sızıntıya bağlıdır.

2. Aralıklı olanı ise birkaç ns süreli atımlardan oluşur.

Çevresel şartlar (kazanç, sıcaklık, uygulanan voltaj gibi) ve işlevsel değişiklikler ve de fotoçoğaltıcının geçmişi karanlık akımda değişikliklere neden olur. Karanlık akımın kalıcı ve fotoçoğaltıcının geçmişinden bağımsız nedenleri ise şöyledir;

1. Sızıntı akımlar,
2. Termioyonik yayınım,
3. Alan yayınımı,
4. Arka-fon radyasyonu.

Sızıntı akımları: karanlık akımın temel bileşenidir ve elektrot yüzeylerinin, kılıfın, tabanın ve soketin iletkenliğinden kaynaklanır. Tüpün içerisinde yüzeylerin iletkenliğinden, alkali metallerin kullanılmasından, dışındakiler ise nemden, kirlilikten ve yağlardan kaynaklanır.

Termioyonik yayınım: Karanlık akımın atım bileşeninin başlıca nedeni fotokatotta oluşan ısısal yayınımdır. Bu dağılım Richardson yasasına uyar. Yarı iletkenler için termioyonik yayınım iş fonksiyonu, fotoyayınım eşik değerinden düşüktür. Termioyonik yayınım iş fonksiyonu ile fotoyayınım eşik değeri farklı nicelikler olmalarına rağmen belli bir fotoçoğaltıcı tüp ailesi için, kırmızı ve kızıl ötesi duyarlılık ile karanlık akımı uyumsuz yapan istatistiksel bir korelasyon var gibi görünür: karanlık akım düşük olduğunda kırmızı ve kızıl ötesi duyarlılık yüksek olur. Sıcaklık azaldıkça termioyonik yayınım da hızla azalır. Normal sıcaklıklarda özellikle de normal besleme voltajlarında karanlık akımın baskın nedeni termioyonik yayınımdır [11].

Alan Yayınımı: bu olay alkali metallerin (özellikle sezyum) elektrot yüzeylerine tutunup elektrotun elektron verme eğilimini arttırmaları nedeniyle oluşur. Fotoçoğaltıcılar da elektrik alanın düşük olmasına rağmen, elektrotların kaçınılmaz pürüzlükleri nedeniyle elektrik alan etkisiyle bir miktar elektron yayınımı (soğuk yayınım) oluşur. Yayınlanan bu elektronlar fotoçoğaltıcı tüpün dış cam kaplamasını ve diğer yüzeyleri bombardıman ederek fotokatota ulaşabilen fotonların

yayınlanmasına neden olur. Alan yayınımları ile oluşan karanlık akım oranı sıcaklığa çok fazla bağlı değildir, uygulanan voltaja bağlıdır. Karanlık akım, kazancın voltaj ile değişmesinden daha hızlı değişir. Bu nedenle kazanç sınırlama getiren temel faktörlerden birisidir [13].

Arka-fon radyasyonu: karanlık atımların diğer sebeplerinden biri de tüp materyalinin de içerdiği radyoaktif maddelerden kaynaklanan arka-fon radyasyonudur. Fakat yüksek enerjili ve yüklü parçacıklar (kozmetik ışınlar gibi) da tüpün penceresinde Cherenkov radyasyonu meydana getirir ve bunlar da fotoyayınımı neden olabilir. Cherenkov radyasyonu bir anda birkaç foton üretebileceği için bunların oluşturduğu karanlık atımlar sık sık yüksek genlikte olur (çoklu-elektron gürültüsü) [13].

3.3.4. Çevresel Faktörler

Bu çevresel faktörler fotoçoğaltıcının işlevini sıcaklık, Manyetik alan, arka-fon radyasyonu ve atmosfer gibi çevresel faktörler şeklinde etkiler.

3.3.4.1. Sıcaklık

Fotoçoğaltıcının işlevi sıcaklık değişimine bağlı olarak foto yayınımları ve ikincil yayınımları materyalinin doğasından dolayı duyarlıdır. Sıcaklık üç temel karakteristiği etkiler.

1. Spektral tepki (cevap)-eğrisinin şeklini,
2. Karanlık akımın termiyonik bileşenini,
3. Anot duyarlılığını ve kazancı (ikincil yayınımları katsayısını değiştirdiği için).

Fotoçoğaltıcılar çalışma ve depolama için -30 °C ile 80 °C arasındaki sıcaklıklarda bulundurulmalıdır. Spektral duyarlılık sıcaklıkla çok fazla değişmemektedir. Ayrıca fotokatotların direnci de sıcaklığa bağlı olarak değişmektedir. En büyük göreceli değişiklikler foto yayınımları eşik değerine yakın yerlerde gözlenmektedir. Bu karakteristikler yüzey bileşenlerine bağlı olduğu kadar aynı tipli fotoçoğaltıcılar arasındaki farklılıklara da bağlıdır. Bu nedenle belli bir uygulama için, katodu verilen

bu eşik değerinden uzak değerlerde çalışmaya izin veren bir fotoçoğaltıcısı seçilmesi tavsiye edilir. Karanlık akımın termoiyonik bileşeni Richardson yasasına uyar. Bu nedenle karanlık akım ve atım oranları sıcaklıkla kuvvetli bir şekilde artar. İkincil yayımın faktörü doğrudan sıcaklığa bağlı değildir, fakat dinotun yüzey özelliklerine göre sıcaklıktan dolaylı şekilde etkilenebilir. Kazanç ise sıcaklıktan olumsuz etkilenmektedir [13].

3.3.4.2. Manyetik Alan

Manyetik alan fotoçoğaltıcının performansını etkileyen önemli unsurlardan biridir. Anot duyarlılığı, elektron çoğaltıcı kısım ve toplama verimliliği manyetik alandan dolayı değişikliğe uğrarlar. Doğrusal odaklı dinot tipine sahip fototüpler, dinotlar manyetik alana paralel olduğunda manyetik etkiye çok duyarlı olurlar [13]. Manyetik alan PMT'lerin kazancını etkiler. Birçok gama kamerada dünyanın Manyetik alanına karşı zırhlama olmasına rağmen, yakındaki büyük güç MRI veya Manyetik alan beklenmeyen sonuçlara neden olur.

3.3.4.3. Radyasyon

Fotoçoğaltıcı tüpe gelen radyasyon yeterince şiddetliyse, sürekli duyarlılık ve kazanç kaybına neden olur. Böylece iyonize radyasyon karanlık akımın artması gibi ikincil etkenlere neden olur.

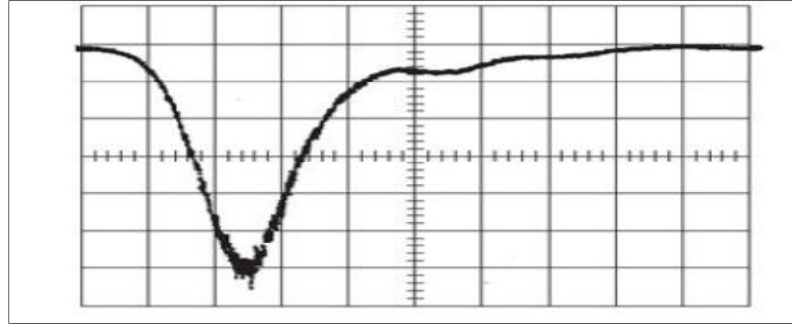
3.3.4.4. Çevre Işığı

Fotoçoğaltıcılar oldukça yüksek foto duyarlılıkları olduklarından voltaj altında çevre ışığına maruz bırakılmamalıdır. Bu gibi durumda, tüp içinde oluşan yüksek akım fotoçoğaltıcının kararsızlığını artırabilir ya da bütünüyle fotoçoğaltıcı yok edebilir. Bazı durumlarda bir tüp karanlıkta uzun bir süre tutulduktan sonra düzelebilir. Fakat karanlık akımda dikkate değer bir artış olması oldukça olasıdır. Düşük voltaj altında olmasa dahi fotoçoğaltıcıları aşırı aydınlık yerlerde tutmamak gerekir.

3.3.5. Zaman Karakteristikleri

3.3.5.1. Atım Genişliği

Atım genişliği, t , anot akım atımının yarı maksimumundaki tam genişliğidir. Şekil 3.21’de gösterilen sinyal için t , sinyalin x eksenini kestiği yerin saniye olarak genişliğidir [13].



Şekil 3.21. Hızlı-cevap fotoçoğaltıcılarda anot akım- atım tepkisi: dikey ölçek 20 mA /böl. yatay ölçek 2 ns /böl [13].

3.3.5.2. Yükselme Zamanı

Yükselme zamanı, t_r , anot akım sinyalinin %10’dan %90’a kadar yükselmesi için geçen süredir. Bu şartlar altında ölçüldüğünde yükselme zamanı yaklaşık olarak atım genişliğine eşit olur. Yükselme zamanı doğrusal odaklayıcı dinotlu fotoçoğaltıcı tüpler için yaklaşık olarak 1 ns’den başlayıp panjur tipli dinotlu veya kutu tipi dinotlara sahip fotoçoğaltıcı tüpler içinse 20 ns’ye kadar değişir [13].

3.3.5.3. Geçiş Zamanı Farklılıkları

Katottaki ışık atımı ile bundan kaynaklanan anot akım atımının varış zamanları arasında geçen süre, geçiş zamanı olarak adlandırılır. Genelde ortalama geçiş zaman farklılıkları katot yüzeyinin neresinin aydınlandığına bağlı olarak değişir. Referans olarak katotun merkezinde aydınlatılmış bir nokta ve bir de katotun kenarında bir nokta alındığında bunlar arasındaki geçiş zaman farklılıkları merkeze göre kenar farklılığı olarak adlandırılır.

3.3.5.4. Geçiş Zamanın Yayılması ve Zaman özünürlüğü

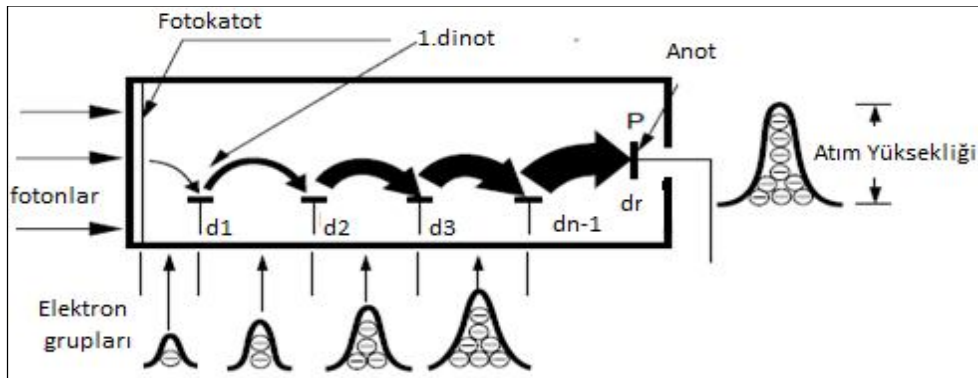
Tüpün zaman çözünürlüğü, bu tip dalgalanmaların olasılık dağılımının yarı maksimumdaki genişliğı olarak tanımlanır. Geçiş zamanın yayılması, katotun aynı kısmına aynı ışık atımları çarptığı zaman geçiş-zamanında meydana gelen farklılıklardır. Geçiş zamanındaki farklılıklar gibi, zaman çözünürlüğü de katotun aydınlanan bölgesinin genişliğine ve konumuna bağıdır. Ayrıca zaman çözünürlüğü elektron giriş sistemine uygulanan voltaja ve katotun aydınlanmasının spektral karakterine bağıdır [13].

BÖLÜM 4

ARAŞTIRMA VE BULGULAR

4.1. FOTOÇOĞALTICI TÜPLERİN ÖLÇÜM ÖZELLİKLERİ

Gama kameralarda kullanılan fotoçoğaltıcı tüplerin çalışması boyunca bir yüksek voltaj, katot, dinot ve anoda uygulanır. PMT'nin giriş penceresi üzerine gelen bir foton fotokatodu etkilediği zaman, fotoelektrik etki ile bir elektron yayımlanır. Ancak bütün fotonlar elektron olarak yayımlanmaz. PMT'lerin iyi bir kuantum verimliliğine sahip olmaları gerekir. Uygulanan yüksek voltajdan dolayı, elektron ilk dinota doğru yönelir ve hızlanır. İlk dinota çarparak enerjisinin bir kısmını dinottaki elektronlara transfer eder. Bu, ikincil elektronların yayımlanmasına neden olur. Bu elektronlar da bir sonraki diğer dinota yönelir ve hızlanmaya devam eder. Elektronlar sıradaki dinota çarpar ve yeni elektronların yayımlanmasını sağlar. Bu olay böylece devam eder ve bir elektron şalesi dinotlardan anota doğru oluşturulur (Şekil 4.1). Anotta bu şale, kuvvetlendirilebilir ve analiz edilebilir bir akım vermek için toplanır. Fotoçoğaltıcılar sürekli bir biçimde; örneğin sabit bir aydınlatma altında, ya da sintilatör sayımında olduğu gibi atım biçiminde çalıştırılabilir. Her iki durumda da, eğer katot ve dinot sisteminin doğrusal olduğunu kabul edersek, fotoçoğaltıcının çıkışında oluşan akım, doğrudan gelen fotonların sayısı ile orantılı olacaktır.



Şekil 4.1. Dinotların kazanç değerleri ve son dinotun kazancı[14].

Ancak PMT'den alınan atımlar çok küçük olduğundan bu atımların daha ileri işlemlerde kullanılabilmesi için yükseltilmesi gerekir. Gama kameralarda ve sintilasyon sayımlarında kullanılmak üzere Hamamatsu tarafından imal edilen R6231-01 ürün numaralı PMT'ler ile Photonis tarafından (3062XP-3) ürün numaralı PMT'lerin Çizelge 4.1'de verilen fabrika özellikleri baz alınarak KBÜ test düzeneğinde ölçümleri yapıldı.

Çizelge 4.1 Hamamatsu ve Photonis PMT'lere ait özellikler.

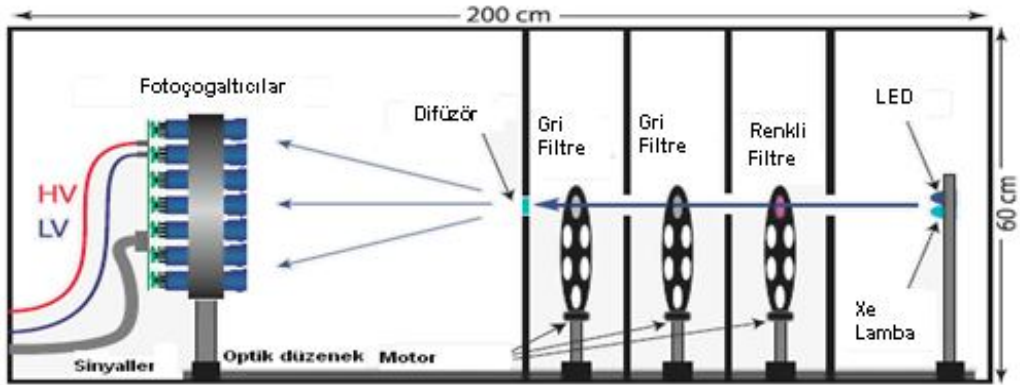
Ürün Özellikleri	Photonis 3062XP-3	Hamamatsu R6231-01	Hamamatsu R6232-01
Tip		Kafa	Kafa
Boyut	40mm	51mm	61mm
Min λ	290nm	300nm	300nm
Maksimum λ	650nm	650nm	650nm
Zirve Duyarlılık λ	420nm	420nm	420nm
Katot Radyant Duyarlılığı	90mA / W	95mA / W	95mA / W
Pencere	Kireç camı	Borosilikat	Borosilikat
Katot Tipi	Bialkali	Bialkali	Bialkali
Katot Aydınlik Hassasiyet	90 μ A/lm	110 μ A/lm	110 μ A/lm
Katot Mavi Hassasiyet Endeksi	11.5	12	12
Anot Aydınlik Hassasiyeti	30A/lm	30A/lm	30A/lm
Kazanç	2.6E+05	2.7E +05	2.7E +05
30 Dakika Sonra Karanlık Akım	2nA	2nA	2nA
Yükselme Zamanı	3 ns	5ns	6ns
Transit Zaman	30ns	48ns	52ns
Transit Zaman	8	11.6ns	12.2 ns
Dinot Sayısı	8	8	8
Uygulanan Gerilim	1100V	1000V	1000V
Kullanım Alanları	Gama kameralar ve sintilasyon sayımı düşük profilli		

Nükleer tıpta kullanılan gama kameraların görüntüleme sistemlerinde kullanılmak üzere; Hamamatsu firması tarafından üretilen 55 adet PMT (R6231-01) den oluşan

sekiz aşamalı bir test düzeneğinden alınan veriler doğrultusunda çalışmalarımızı yaptık.

Test Düzeneği(Tesisi) ölçümlerinin ana amaçları: Gama kameralarda görüntü kalitesini artırmak için, PMT giriş penceresi üzerine gelen gama fotonlarının, fotokatotta fotoelektronlara dönüşerek dinotlar ve anot üzerinden geçişi ve bilgisayar ekranında görüntü oluşumuna kadar ki aşamalarda PMT'nin verimliliğine etki eden, kuantum verimliliği, toplama verimliliği, kazanç, karanlık akım ve yüksek gerilim, tek fotoelektron spektrumları, karanlık atım oranı, sıcaklık bağımlılığı, manyetik alan etkisi, doğrusallık ve PMT kalibrasyon ayarlarının incelenmesi üzerine çalışma yapıldı.

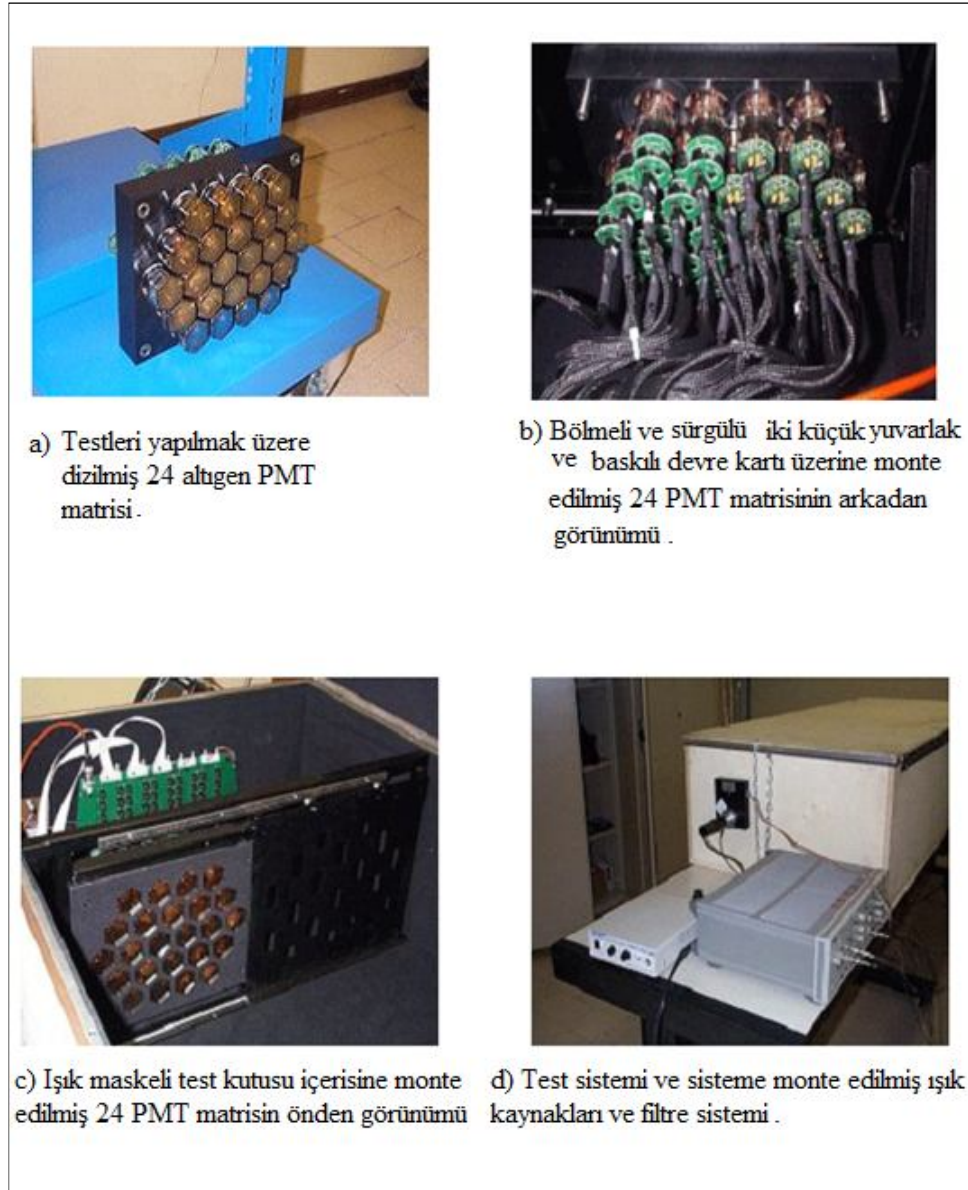
Bu maksatla Hamamatsu firması tarafından üretilen R6231-01 ürün numaralı PMT'lerden oluşan, birbirinden bağımsız anot ve dinot tabanlı test düzeneği Şekil 4.2'deki gibi kuruldu. Farklı PMT türlerini ölçme özelliğine ve donanımına sahip test düzeneği sistemi uzun, ışıklı dar, dörtgen şeklinde bir kutu içerisine monte edildi. Değişik ışık kaynakları kutu içerisine ışık verecek şekilde kutu dışına monte edildi.



Şekil 4.2. PMT test düzeneğinin şematik olarak görünümü.

Şekil 4.3'de görüldüğü gibi 24 PMT, kutunun diğer tarafına monte edilir. PMT tepkisi konvansiyonel yüke duyarlı ADC tarafından ayarlanır. Tüm unsurlar optik bir düzenek üzerinde iki metre uzunluğunda tahta bir kutuya monte edilir. Optik filtreler, motor tarafından çalıştırılan (motora bağlı) tekerlekler üzerine konur. Uzaktan kumanda yazılım yolu ile ışıklı yola eklenebilir. Toplam 24 PMT birbirine paralel

olacak şekilde Şekil 4.3'deki gibi monte edilir. Burada kurulumun özelliği daha fazla karmaşık olan DAQ sisteminin tüm PMT dalga formlarının ön uç panolar (FADC) tarafından sayısallaştırılması, FADC tarafından sayısallaştırma PMT yük tepkisinin dijital görüntülenmesi ve analizinde yüksek seviyede otomatikleştirilmiş bir uygulama imkânı gerektirir. Ölçümler spektral ölçüm haricinde Xe-lamp ve mavi LED'ler kullanılarak yapılmıştır. Sinyal genişlikleri 1-2 μ s civarından ayarlanmış olup bu değerler deneyde beklenen floresans sinyal süresine karşılık gelir.



Şekil 4.3. PMT test sistemi ve bölümleri.

Değişik nötral yoğunluklu daimi filtreler, ışık yoğunluğuna bağlı olarak değiştirilerek test düzeneğinde farklı dalga boylarına sahip filtreler kullanıldı. Buna bağlı olarak spesifik dalga boyu aralıkları seçebilmek için her ölçüm aralığında aynı fabrika kazanç sınıfına ait PMT'ler, ayarlanmış ve farklı PMT'lerle birlikte monte edilmiştir. Farklı ölçümler farklı bir sıra ile elde edilmiştir. Data analizi sonuçları doğrultusunda PMT'ler ayrılarak yeniden dizayn edildi. Veri analizi sonuçları mySQL tabanlı veri tabanında depolanarak bu çalışmalardan elde edilen her bir sonuca tekrar erişilme imkânı sağlanmıştır. Aynı referans PMT'ler tüm ölçümlerde kullanıldı. Kurulumdaki görüntü değişiklikleri de dikkate alındı. Testleri yapılan PMT'ler referans kabul edilen Photonis, Hamamatsu ve ETL PMT'lerin fabrika ayarları baz alınarak ayarlandı. PMT çıkışının kararlılığı, yüksek gerilim uygulandıktan sonra zamanın bir fonksiyonu olarak incelenmiştir. PMT başlangıçta kazanç düzeyinde % 0,5'lik bir kararsızlık göstermiştir. Ancak, istikrarlı tepki sonucu kararsızlık azalarak yaklaşık % 0,2 düzeyine inmiştir. PMT pozisyonlarındaki sapmalarda ışık homojenliğinin sapmaları az bir yüzde oranındadır. Bu veri analizinde görüntülenmiş ve düzeltilmiştir.

4.1.1. Giriş Penceresi

PMT'lerde kullanılan pencere malzemeleri genellikle MgF_2 kristali, safir (Al_2O_3), sentetik silika ve borosilikattan yapılır. Hamamatsu, firması tarafından üretilen PMT'lerin, farklı maddelerden yapılmış pencere camları 30 dakika karanlıkta bekletildikten sonra ölçümleri yapılarak elde edilen veriler ve kazanç değerleri Çizelge 4.2'deki gibi elde edilmiştir.

Çizelge 4.2. PMT'lerin giriş penceresinde borosilikat, uv cam, safir ve kuvars camları kullanılarak elde edilen kazanç değerleri.

Ürün No	Türü	Boyut mm	Min. λ Mikron	Max. λ Mikron	Maksimum Duyarlılık	Pencere Camı	Kazanç	30 dk Sonra Karanlık Akım nA	Yükseliş Zamanı ns
R1828-01	Başta	51	300	650	420	Borosilikat	2.0×10^7	50	13
R2059	Başta	51	160	650	420	Kuvars	2.0×10^7	50	13
R3234-01	Başta	51	300	650	420	Borosilikat	2.5×10^7	1	13
R3235-01	Başta	51	160	650	420	Kuvars	2.5×10^7	1	13
R9110	Başta	28	185	900	450	UV cam	1.9×10^7	-	2.2
H10744	Montaj	28	-	240	420	Safir	1.0×10^7	-	2.5

Borosilikat ve Kuvars giriş pencere camları ile yapılan ölçümlerde karanlık akım 50 nA iken, kazanç 2.0×10^7 olmaktadır. Aynı camlarda karanlık akım 1 nA 'e indirildiğinde kazanç 2.5×10^7 olmaktadır.

PMT'lerde kullanılan pencerelerin camlarının kırılma indisleri geçirgenlik için çok önemlidir. Dolayısıyla karanlık akımın kazanç değerlerini doğrudan etkilediği görülmektedir.

4.1.2. Kuantum Verimliliği

Gama kameralarda görüntü kalitesini etkileyen faktörlerin başında PMT'lerin kuantum verimliliği önemli yer tutmaktadır. Kuantum verimliliği, foto katottan salınan fotoelektron sayısının gelen foton sayısına bölümü

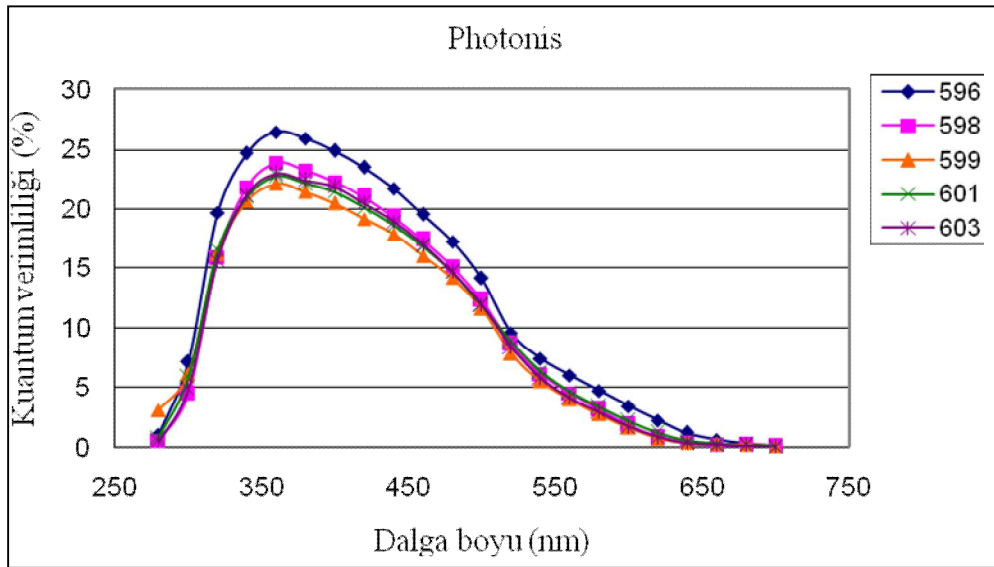
$$QE = \frac{\text{Yayılan fotoelektronlar}}{\text{Olay fotonlar}} = \frac{N_{pe}}{N_{\gamma}} \quad (4.1)$$

ile hesaplanmaktadır.

Ya da foto detektörün ışığa duyarlı yüzeyine çarpan her bir foton için ne kadar elektron üretildiğinin bir ölçüsüdür. Kuantum verimliliği genellikle yüzdelik olarak

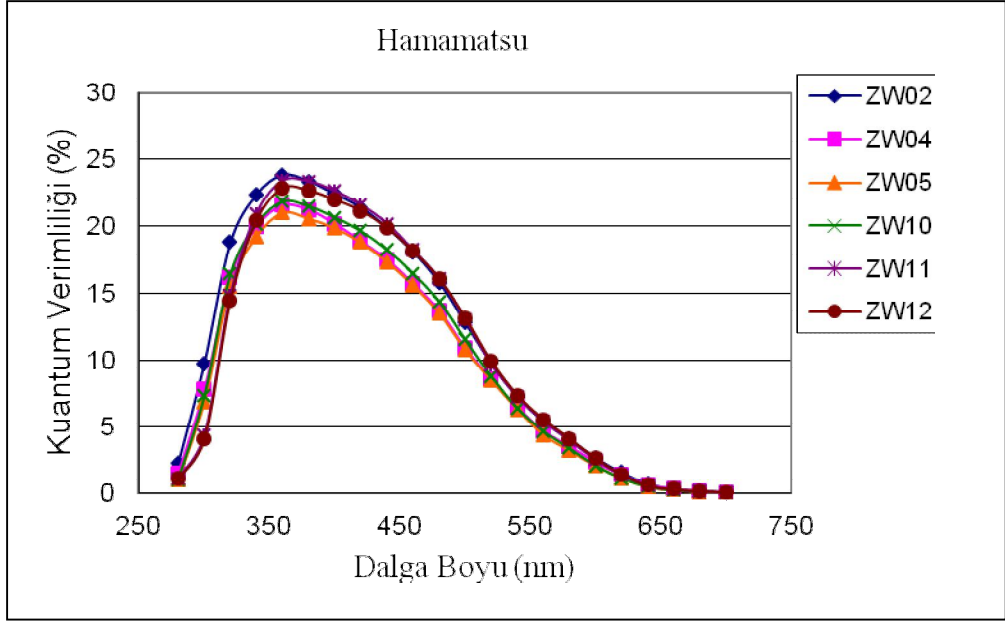
ifade edilir. Gelen fotonlar enerjilerini, bir fotokatotun valans bandında bulunan elektronlara transfer eder, fakat bu elektronların tamamı fotoelektron olarak salınmaz. Bu foto yayılım belirli bir sürede oluşur.

Gama kameralarda kullanılmak üzere tasarlanmış PMT'lerin kuantum verimliliklerini ölçmek için kurduğumuz test düzeneği ile Şekil 4.4. Photonis, Şekil 4.5. Hamamatsu ve Şekil 4.6. ETL firmalarınca üretilen PMT'lerin ölçümleri sonucu elde edilen kuantum verimliliği grafikleri verilmiştir. Yapılan ölçümlerde dalga boyu 250 nm-650 nm arasında alındı.



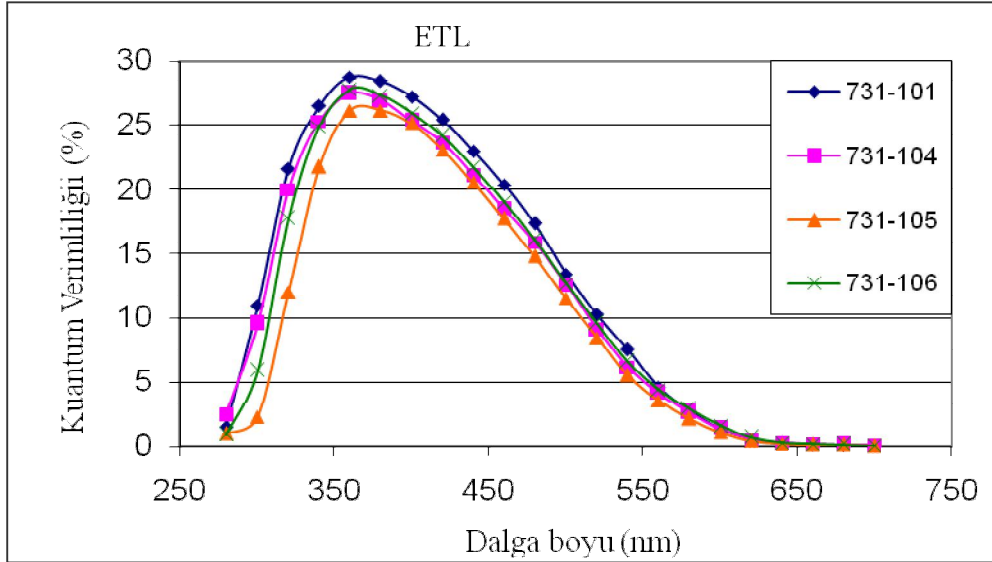
Şekil 4.4. Photonis firmasına ait PMT'lerin 250 nm-650 nm dalga boyu arasında kuantum verimliliği grafiği.

Photonis PMT'lerin en verimli olduğu dalga boyu aralığı 350 nm-450 nm aralığı olup kuantum verimliliğinin %16-%28 aralığındadır.



Şekil 4.5. Hamamatsu firmasına ait PMT'lerin 250 nm-650 nm dalga boyu arasında kuantum verimliliği grafiği.

Hamamatsu PMT'lerin ölçümleri yapıldığında, en verimli dalga boyu aralığı 350 nm-450 nm aralığında olduğu ve kuantum verimliliğinin %18-%24 aralığında olduğu gözlemlendi.



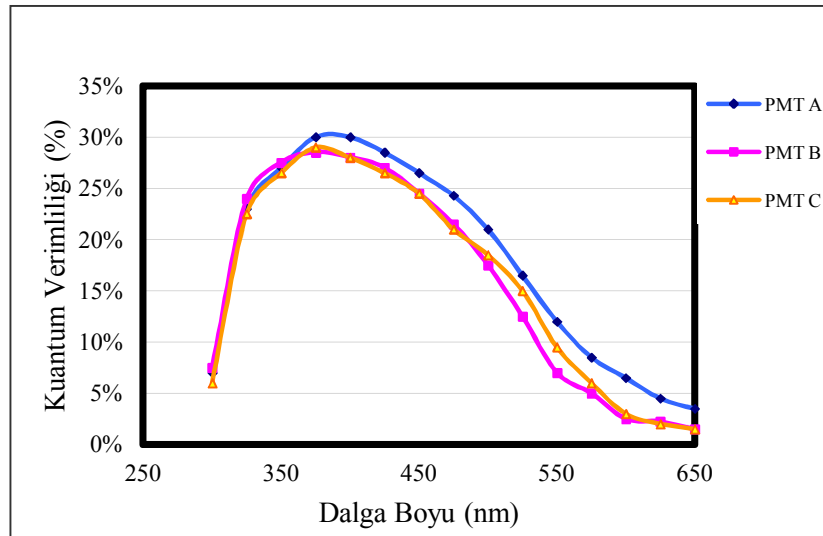
Şekil 4.6. ETL firmasına ait PMT'lerin 250 nm-650 nm dalga boyu arasında kuantum verimliliği grafiği.

Ölçümleri yapılan ETL PMT'lerin 350 nm-450 nm dalga boyu aralığında kuantum verimliliğinin maksimum değerlerinin %20-%30 aralığında olduğu gözlemlendi.

PMT test düzeneğimizce ölçümleri yapılan Photonis PMTA, PMTB ve PMTC'lerin testleri yapıldığında; kuantum verimliliğinin maksimum olduğu dalga boyu aralığı Çizelge 4.3'de elde edilen değerlerden 350 nm-450 nm olduğu ve kuantum verimliliği %24.5-%30 değiştiği gözlemlendi. Kuantum verimliliğinin dalga boyu 350 nm-450 nm aralığı dışında azaldığı ve 300 nm ve 650 nm'de kuantum verimliliğinin minimum değerlere gözlemlendi.

Çizelge 4.3. Test düzeneğinde ölçümü yapılan Photonis PMT'nin 300nm-650 nm aralığındaki kuantum verimliliği değerleri.

Dalga Boyu Değerleri	PMT A (nm)	PMT B (nm)	PMT C (nm)
300	0,070	0,075	0,060
325	0,230	0,240	0,225
350	0,270	0,275	0,265
375	0,300	0,285	0,290
400	0,300	0,280	0,280
425	0,285	0,270	0,265
450	0,265	0,245	0,245
475	0,243	0,215	0,210
500	0,210	0,175	0,185
525	0,165	0,125	0,150
550	0,120	0,070	0,095
575	0,085	0,050	0,060
600	0,065	0,025	0,030
625	0,045	0,023	0,020
650	0,035	0,015	0,015
675	0,030	0,010	0,005



Şekil 4.7. Photonis firmasına ait PMT'lerin 300 nm-650 nm dalga boyu arasında kuantum verimliliği grafiği.

Dalga boyu kısa olan fotonlar, daha uzun dalga boylarında olanlara göre daha yüksek enerji taşırlar ve foto yayılım olasılığını artırır. Sonuç olarak maksimum kuantum verimliliği, genellikle 350 nm-450 nm aralığında maksimum %16 ile % 30 arasında olduğu gözlemlendi. ETL, Photonis ve Hamamatsu firmalarına ait PMT'lerin kuantum verimlilikleri ölçülüp karşılaştırıldığında ETL PMT'ler kuantum verimliliği açısından en yüksek değere sahip olduğu görüldü. Ölçümleri yapılan tüm PMT'ler gama kameralar için uygun bulunmuştur.

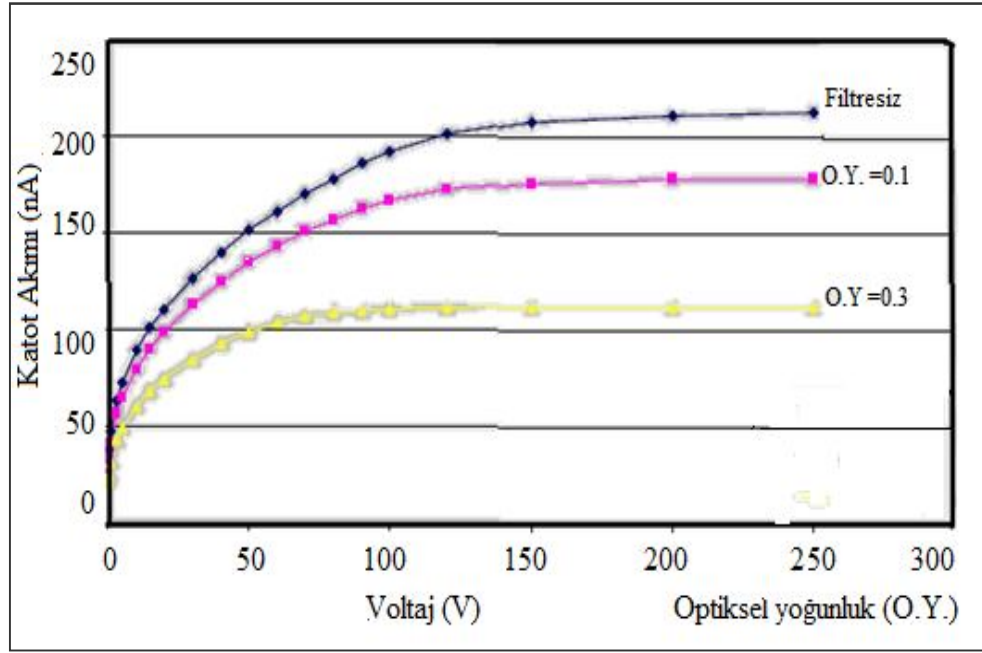
4.1.3 Toplama Verimliliği

Genellikle, fotokatottan yayımlanan fotoelektronların birinci dinotun en etkin alanına ulaşma olasılığı toplama verimliliğidir.

$$\text{Toplama verimliliği} \equiv \frac{\text{1.dinotun yakaladığı fotoelektronlar}}{\text{Yayılan fotoelektronlar}} \quad (4.2)$$

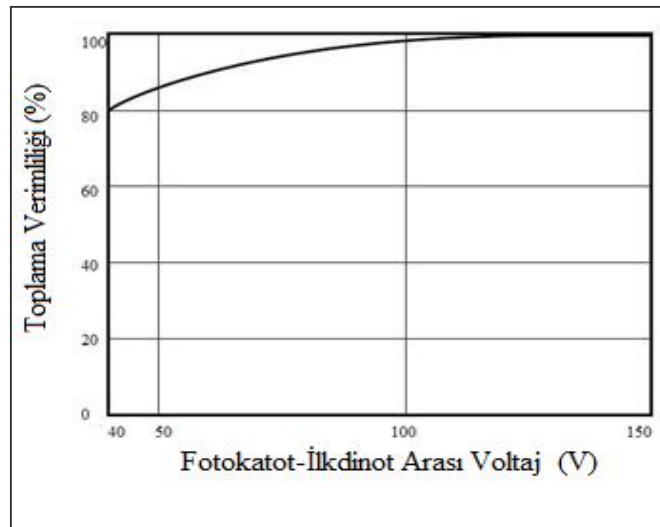
bağıntısı ile bulunur.

Halojen tungsten lambanın önüne farklı optiksel yoğunluklu (O.Y.) filtreler yerleştirilerek PMT'nin katot akımları ölçüldü. Katot akımı 120 ve üzeri değerlerde doyuma ulaştığı, katot akımının en yüksek değeri filtresiz ölçüm sonucunda 200 nA - 250 nA arasında ve optiksel yoğunluk arttıkça katot akım değerinin azaldığı gözlemlendi (Şekil 4.8). Fotokatottan yayımlanan fotoelektronlar her yöne doğru yayılırlar. Elektronları ilk dinota doğru odaklayacak ve hızlandıracak bir elektrik alanına ihtiyaç vardır. Elektrik alan şiddeti, uygulanan voltaj ile orantılı olduğundan dolayı voltaj arttıkça elektrik alan kuvveti artacaktır. Ancak bir süre sonra elektrik alan şiddeti çok büyük olacağından yayılan tüm fotoelektronlar ilk dinotta toplanır. Voltaj artırılarak uygulandığında bir noktadan sonra gerilim arttırılmasına rağmen katot akımının değişmediği görüldü (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Hamamatsu 6231-1 ürün numaralı PMT katot akımı-voltaj grafiği.

Bu nedenle, ilk dinottaki fotoelektron toplama verimliliği önemlidir. Eğer uygulanan voltaj küçük ise, ilk dinotun etkin alanına giren fotoelektron sayısı da düşük olur ve bu çok az da olsa toplama verimliliğinin azalmasına neden olur. Toplama verimliliği tipik olarak %80 üstü değerlerdedir. Şekil 4.9'da görüldüğü gibi voltaj artırılarak %80-%100 arasında değerlere ulaşabilir.



Şekil 4.9. Toplama verimliliği-voltaj grafiği.

Spektral Tepki; PMT'lerin göreceli duyarlıkları (farklı dalga boylarında) bir Xe ışık kaynağı ile test edilir. Bu ölçümde dar ve geniş aktarma filtrelili ve filtresiz olarak yapıldı. Xe lambalarında ve dalga boyu spektrumlarında ki yoğunluğun dalgalanmalarının hesaplanmaları için referans PMT'lerin tepkileri dikkate alınmıştır ve çift oran (formül) araştırılmış, böylece bu etkiler büyük oranda saf dışı edilmiştir.

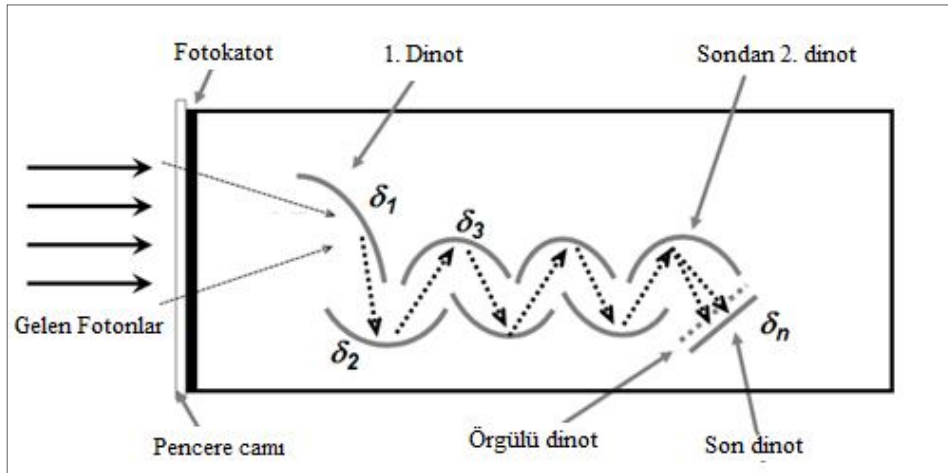
4.1.4. Kazanç, Karanlık Akım ve Yüksek Gerilim

Test ölçümleri yapılırken anot ve katot tabanı olarak iki farklı PMT tabanı kullanıldı. Çünkü anot tabanına, katot ile anot arasına tüm dinotları kapsayan bir potansiyel fark uygulanırken, katot tabanında sadece katot ile ilk dinot arasına gerilim uygulanır.

PMT'lerin kazancı, anot akımının katot akımına bölünmesiyle ($G=I_a/I_k$) elde edildiğinden dolayı anot ve katot akımlarını ayrı ayrı ölçmemiz gerekir. Fiziksel olarak kazanç (G_p),

$$G_p = \delta_1 \cdot \delta_2 \cdot \delta_3 \dots \dots \delta_n \quad (4.3)$$

δ_i : i.dinotun kazancı olmak üzere bağıntısı ile hesaplanır.



Şekil 4.10. PMT'lerde kuantum verimliliği, toplama verimliliği, dinot kazancı ve anot kazancı aşamaları.

Şekil 4.2'deki kazanç ölçüm test düzeneğinde görüldüğü gibi halojen lambanın önüne ışık şiddetini azaltmak için filtreler yerleştirildi. Bunlardan biri mavi renk filtresi, diğeri ise mavi ışık dalga boyları (~350 nm-450 nm) arasında ortalama 2 optiksel yoğunluğa sahip absorblayıcı filtredir. PMT'deki anot akımının 1mA'ı geçmesi PMT'nin yanmasına neden olabilir. Dolayısı ile ışık şiddetinin ve filtrelerin çok iyi ayarlanması gerekir. PMT'ye 100 V'dan 2000 V'a kadar, voltaj 100'er 100'er artırılarak potansiyel farklar uygulandı. Her bir voltajdaki anot akımı bir piko ampermetre tarafından okundu. Voltaj değişimi ve anot akımı ölçümleri için LabView de yazılan programlardan faydalanıldı ve okunan anot akımları bilgisayara kaydedildi.

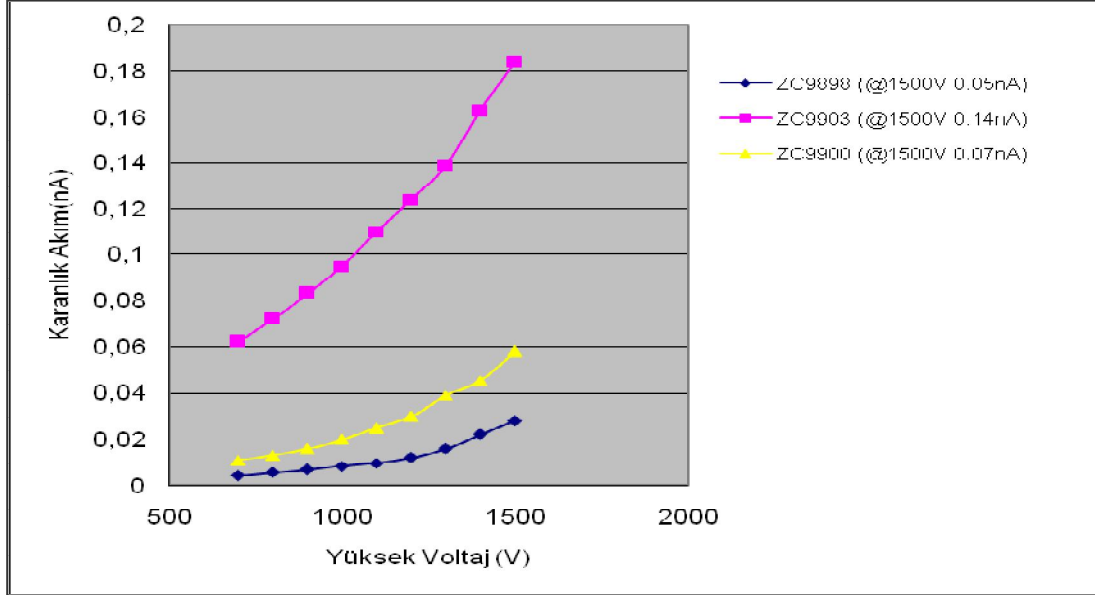
Katot akımı ölçümleri için anot tabanı, katot tabanı ile değiştirildi. Halojen tungsten lambanın önündeki absorplayıcı filtre kaldırıldı. PMT'nin ışık kaynağına olan uzaklığı ölçümleri etkileyeceğinden, anot ve katot tabanları değiştirildikten sonra fotoçoğaltıcının tungsten lambaya uzaklığının sabit kalması, filtrelerin ise hareketli olması sağlandı.

Karanlık Akım, PMT üzerinde herhangi bir ışık olmadığında da fotoçoğaltıcıya yüksek gerilim uygulanarak bir akım oluşabilir. Buna karanlık akım veya gürültü diyoruz. Karanlık akım uygulanan voltajın artmasıyla artar, fakat artış oranı sabit değildir. Karanlık akım katot için oldukça önemsiz olduğundan uygulanan anot-katot voltajının fonksiyonu olarak sadece anot karanlık ölçümleri yapıldı. Anot karanlık ölçümleri yapılmadan önce PMT'ler 30 dakika boyunca karanlık kutuda 1000 V verilerek bekletildikten sonra bilgisayarda Labview programı kullanılarak piko ampermetre tarafından ölçülen anot akımları bilgisayara kaydedildi. ETL, Photonis ve Hamamatsu firmaları tarafından üretilen PMT'ler den alınan sonuçlarda Şekil 4.11'de görüldüğü gibi yaklaşık aynı değerlerde olup tüm değerler istenilen limitlerin oldukça altındadır.

Karanlık akım ölçülürken anot tabanı kullanıldı. Veriler alınmadan önce PMT karanlık kutu içine yerleştirilip 30 dk boyunca 1000 V'luk gerilim uygulandı.

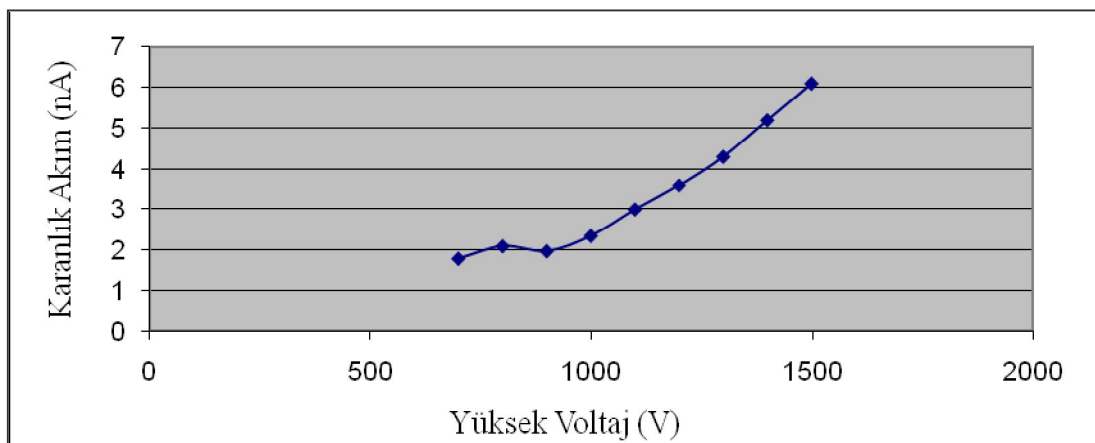
Test düzeneği yardımıyla Hamamatsu firmasına ait PMT'lere 700 V'dan 1500 V'a kadar voltaj 100'er 100'er arttırılarak uygulandı ve pikoampemetre tarafından anot

karanlık akımı ölçüldü. Hamamatsu PMT'lere 1500V uygulandığında elde edilen karanlık akım değerleri Şekil 4.11 ve Şekil 4.12'deki gibi elde edildi.



Şekil 4.11. Test edilen PMT'lerin 1500 Volt'ta karanlık akım değerleri.

Karanlık akım ölçüm sonuçları; 1500 V'luk gerilimde maksimum karanlık akım değeri 0.14 nA ve en küçük değer ise 0.05 nA olarak ölçüldü. Ölçüm sonucu elde edilen değerlerin Hamamatsu tarafından verilen fabrika değerlerine yakın olduğu görüldü.



Şekil 4.12. Hamamatsu PMT'ye 700 V-1500 V aralığında gerilim- karanlık akım grafiği.

Tipik bir karanlık akıma karşılık uygulanan voltajın karakteristik davranışı Şekil 4.11’de gösterilmiştir. Şekil 4.11, Şekil 4.12 ve Şekil 4.13’te verilen grafiklerde verilen ölçüm sonuçlarından Hamamatsu firmasına ait PMT’lerin karanlık akım değerlerinin en düşük olduğu görülmüştür.

Çizelge 4.4. Photonis, Hamamatsu ve ETL firmaları tarafından üretilen PMT’lerin çalışma noktası ve karanlık akım çizelgesi

PMT	Değerler	Photonis	Hamamatsu		ETL
Karanlık akım (nA) çalışma noktaları ve ölçüm sonuçları	Minimum	1,0	1,0	1,0	1,0
	Maksimum	20,0	10,0	10,0	10,0
	Ölçülen	<1,0	<3,0	<1,0	<2,0

Yüksek voltaj; PMT kazancının kalibrasyonunda en önemli adım yüksek voltaj (UV) uygulama fonksiyonudur. Toplanan yük;

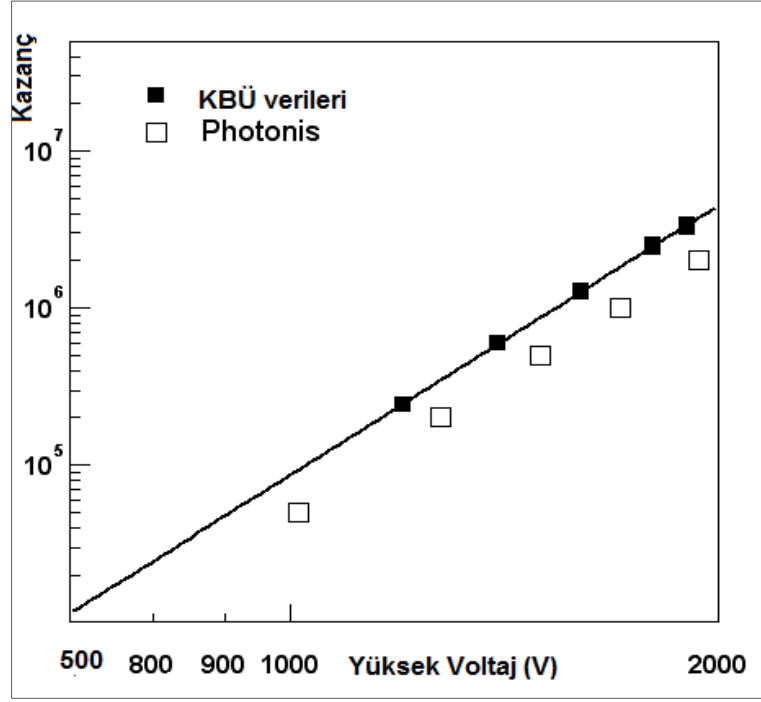
$$(4.4)$$

formülü ile ifade edilir.

Gama kameralarda kullanılan toplam 24 PMT’ye 500 V’tan başlayarak 100 V’luk artışlarla 2000 V’a kadar yüksek voltaj uygulanmış ve fotokatot tarafından yayılan tekli elektronların oluşturduğu sinyaller alınmıştır (Şekil 4.14).

Her PMT’den alınan sinyallerin Gauss dağılımlarına Gauss fiti uygulanarak dağılımın ortalama değeri ve dağılımdaki hata hesaplanmıştır. Uygun değerler α gauss yöntemi yardımıyla hesaplanmış olup ortalama ≈ 6.1 bulunmuştur. Farklılık ise ≈ 0.1 dir. Bu ≈ 6 değeri ve 8 aşamalı PMT için tipik beklenti ile tutarlıdır. Uygun parametre değerleri ve \approx düşünülen yüksek voltajı hesaplamak için kullanılmıştır.

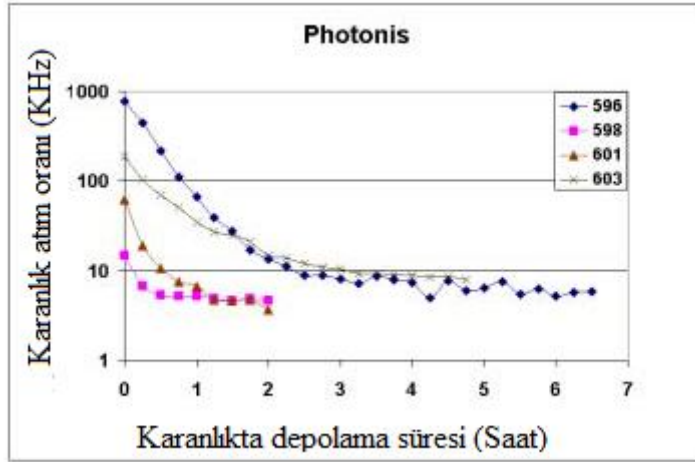
(HV_0), yüksek voltaj eşik değeri olup 10^5 kazancına karşılık gelir. Daha sonra PMT (HV_0) 10 kazanç sınıfında $A \rightarrow J$ 'ye $HV_0(A)=500\text{Volt}$ 'a göre sınıflandırılmıştır (Şekil 4.15). KBÜ ölçüm sonuçları ile Photonis tarafından verilen sonuçların birbirlerine yakın sonuçlar olduğu görüldü.



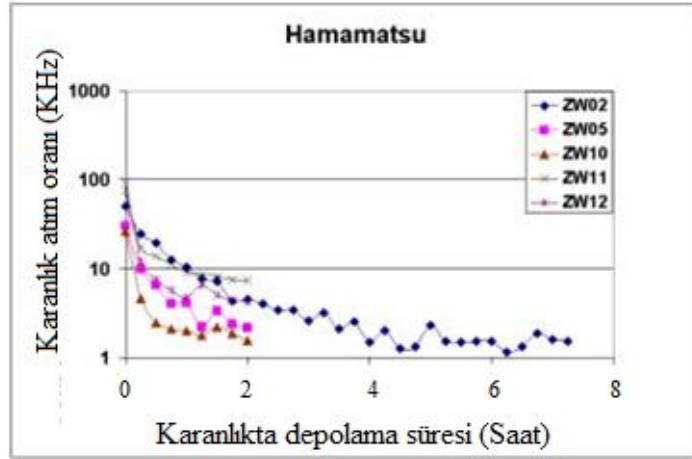
Şekil 4.13. Yüksek voltaj - kazanç grafiği.

4.1.5. Karanlık Atım Oranı

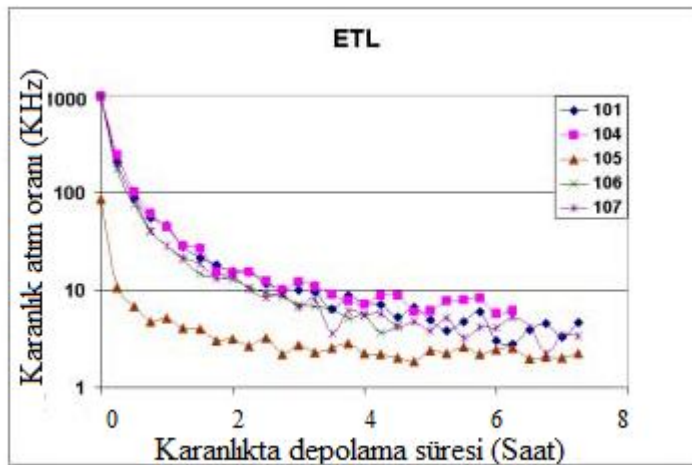
Tüm PMT'lerin karanlık atım oranları 0.25 fotoelektron eşik değeri ile ölçülmüş olup, Şekil 4.14, Şekil 4.15 ve Şekil 4.16'da görüldüğü gibi 2 saatlik depolama süresi sonucunda karanlık atım oranları 10 KHz'nin altında elde edilmiştir.



Şekil 4.14. Photonis PMT'lerin karanlık atım oranları.



Şekil 4.15. Hamamatsu PMT'lerin karanlık atım oranları.

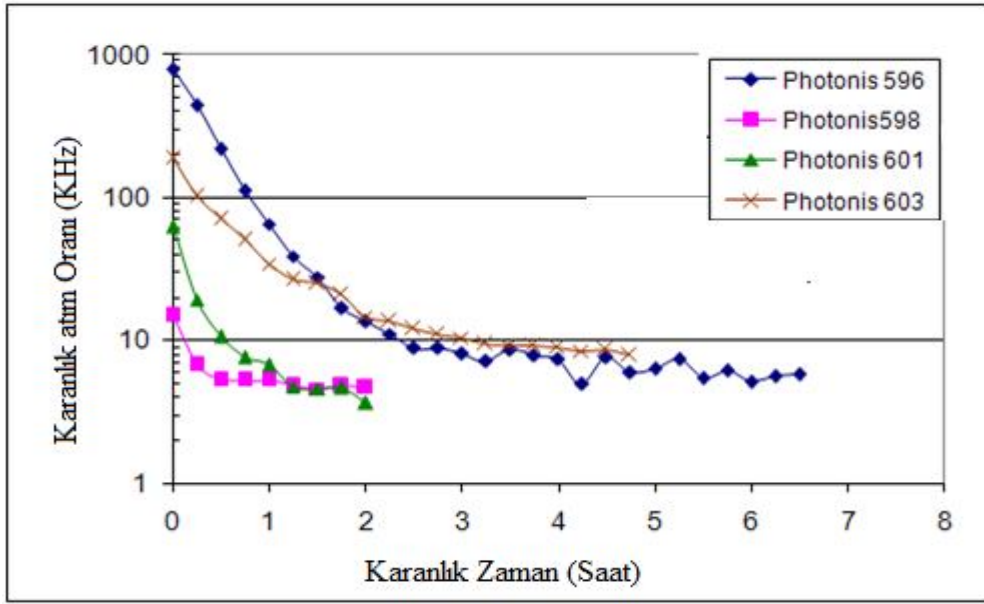


Şekil 4.16. ETL PMT'lerin karanlık atım oranları.

KBÜ test düzeneği tarafından karanlık atım oranları testleri yapılan PMT'lere ait sonuçlar, Çizelge 4.5'te verilmiştir. Bu sonuçlardan hareketle karanlık atım oranları 2 saat sonra 10 KHz'nin altında ve durağan durumunda olduğu görülmektedir. Photonis, Hamamatsu ve ETL PMT'lere ait karanlık atım oranları karşılaştırıldığında Hamamatsu PMT'ler karanlıkta en düşük atıma sahip olduğu görülmüştür.

Çizelge 4.5. Photonis tarafından üretilen 596, 598, 601 ve 603 Sıra nolu PMT'lere ait karanlık atım oranı - zaman çizelgesi.

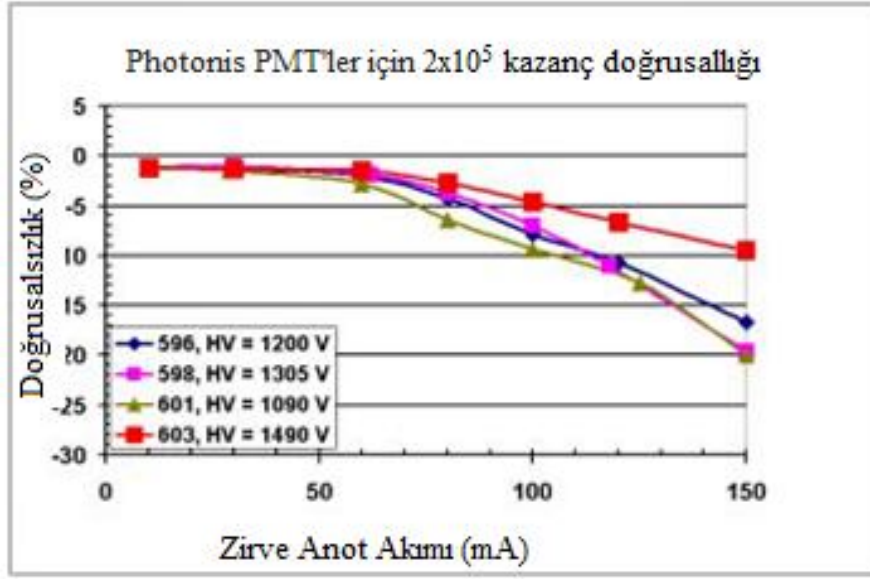
Photonis 596		Photonis 598		Photonis 601		Photonis 603	
Karanlık Oranı (KHz)	Zaman (saat)	Karanlık Oranı (KHz)	Zaman (saat)	Zaman (saat)	Karanlık Oranı (KHz)	Zaman (saat)	Karanlık Oranı (KHz)
780,46	0	780,46	0	0	61,92	0	186,7
440,42	0,25	440,42	0,25	0,25	19,19	0,25	102,61
216,33	0,5	216,33	0,5	0,5	10,63	0,5	70,05
110,88	0,75	110,88	0,75	0,75	7,57	0,75	50,39
65,66	1	65,66	1	1	6,75	1	34,36
38,92	1,25	38,92	1,25	1,25	4,73	1,25	26,8
27,8	1,5	27,8	1,5	1,5	4,61	1,5	25,1
16,86	1,75	16,86	1,75	1,75	4,69	1,75	20,99
13,54	2	13,54	2	2	3,66	2	14,63
11,12	2,25	11,12	-	-	-	2,25	13,58
8,82	2,5	8,82	-	-	-	2,5	11,98
8,88	2,75	8,88	-	-	-	2,75	10,92
8,04	3	8,04	-	-	-	3	10,47
7,13	3,25	7,13	-	-	-	3,25	9,36
8,67	3,5	8,67	-	-	-	3,5	9,24
7,88	3,75	7,88	-	-	-	3,75	9,09
7,34	4	7,34	-	-	-	4	8,83
4,91	4,25	4,91	-	-	-	4,25	8,44
7,62	4,5	7,62	-	-	-	4,5	8,56
5,98	4,75	5,98	-	-	-	4,75	7,82
6,32	5	6,32	-	-	-	-	-
7,44	5,25	7,44	-	-	-	-	-
5,38	5,5	5,38	-	-	-	-	-
6,19	5,75	6,19	-	-	-	-	-
5,14	6	5,14	-	-	-	-	-
5,65	6,25	5,65	-	-	-	-	-
5,79	6,5	5,79	-	-	-	-	-



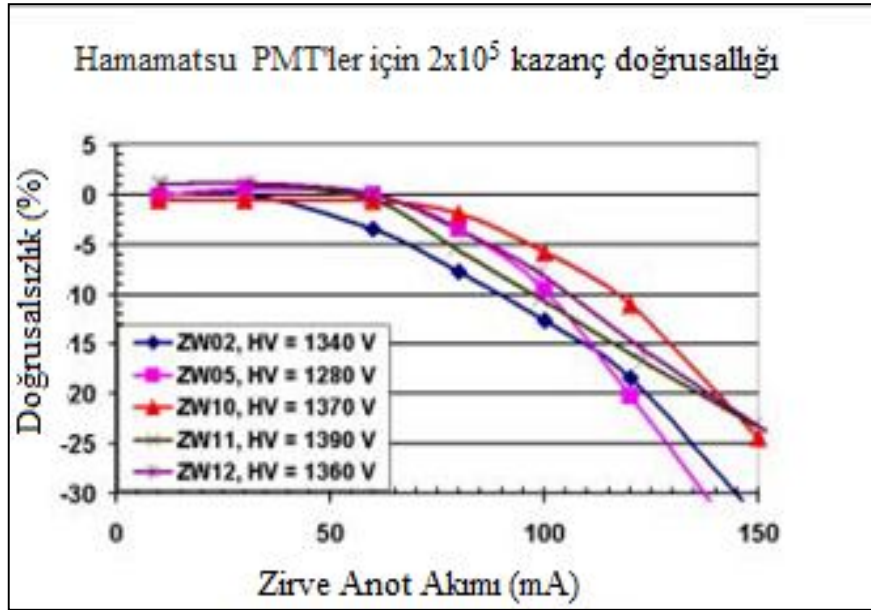
Şekil 4.17. Photonis 596, 598, 601, 603 nolu PMT'lerine ait karanlık atım oranı - zaman grafiği.

4.1.6. Doğrusallık

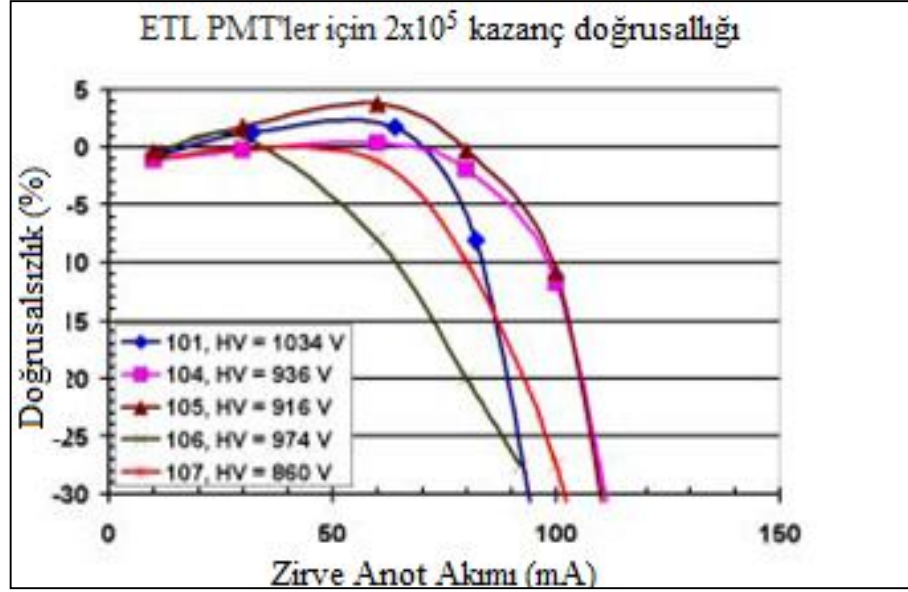
Gama kameranın verimi ve güvenilirliği kullanılan geniş ışık şiddeti aralığında PMT'nin doğrusallığı ile orantılıdır. Kazanç, kalibrasyonunun tipik sonucu olarak uygulanan yüksek voltaj fonksiyonu Photonis, Hamamatsu, ETL ve bizim tarafımızdan yapılan kazanç sınıflandırmaları Çizelge 4.9, Çizelge 4.10, Çizelge 4.11, Çizelge 4.12, Çizelge 4.13'te belirtilmiştir. Genellikle iyi bir korelasyondan farklı olarak başlangıçtaki fabrika sınıflandırılmasından bizim bu değerlerimize doğru açık bir yaklaşım olduğunu Şekil 4.15, Şekil 4.16, Şekil 4.17, Şekil 4.18 ve Şekil 4.19'da verilen grafiklerde gözlemledik. Bizim toplam hata tahminimiz Δ (HV_0) ve doğal HV_0 dağılımı (her bir kazanç sınıfı için) kazanç farklılıklarını gerektirmektedir. PMT, üretilen ışığın şiddeti ile orantılı atım üretir. Eğer PMT'nin toplam yük veya akıma göre çıkışı, gelen ışık şiddetinin miktarı ile orantılı olarak doğrusal ise PMT doğrusaldır. Doğrusallık DC (doğru akım) doğrusallığı ve atım doğrusallığı olmak üzere iki şekilde ölçülür. DC doğrusallığı sürekli bir ışık kaynağı ile belirlenir. Atım doğrusallığı ise bir atımdan sonra geri dönüp yeni bir atıma hazır olma özelliğini gösterir.



Şekil 4.18. Photonis PMT'lere yüksek voltaj uygulanarak elde edilen zirve anot akımı- doğrusallık grafiği.



Şekil 4.19. Hamamatsu PMT'lere yüksek voltaj uygulanarak elde edilen zirve anot akımı- doğrusallık grafiği.



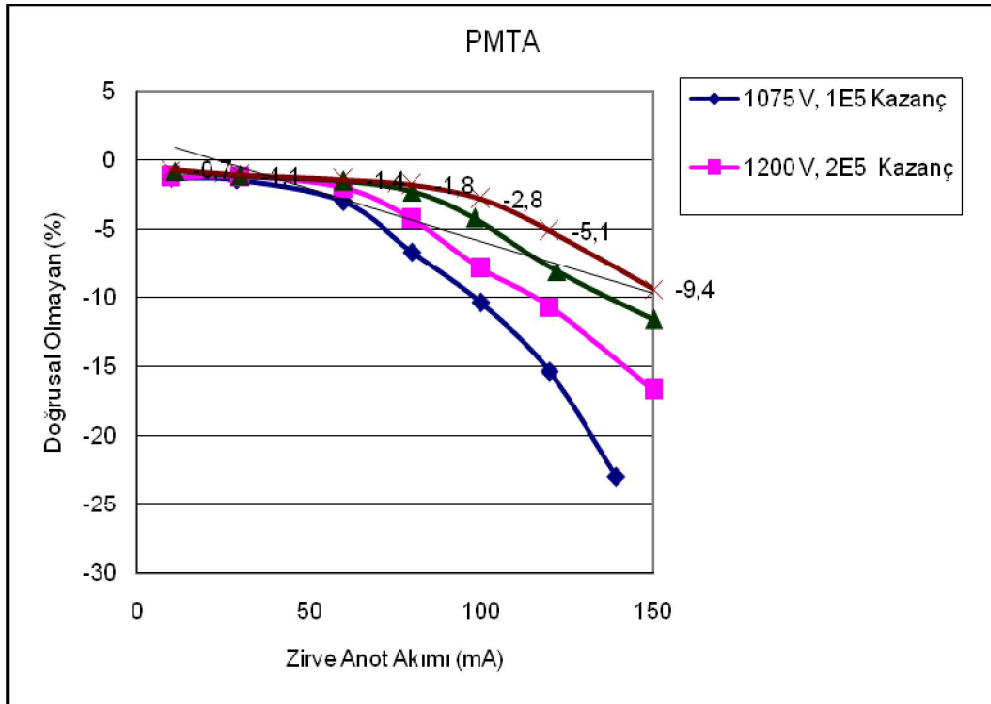
Şekil 4.20. ETL PMT'lere yüksek voltaj uygulanarak elde edilen zirve anot akımı-doğrusallık grafiği.

Photonis, Hamamatsu ve ETL firmalarınca gama kameralarda kullanılmak üzere üretilen PMT'lerin yüksek voltaj altında göstermiş oldukları doğrusallık durumları incelendiğinde, Photonis PMT 50 mA'de ve 10^5 kazanç durumunda en iyi doğrusallığa sahip olduğu görüldü. Hamamatsu PMT 10^5 kazanç durumunda ve 10mA'in üzerinde doğrusallığın azaldığı görüldü. Hamamatsu için en düşük yüksek voltaj (HV_0)=700 V ve en yüksek voltaj 1500 V uygulandı. ETL 10^5 kazanç durumunda ve 40mA'in üzerine doğrusalsızlık göstermiştir. ETL PMT'lere HV=1500 V'luk bir voltaj uygulandığında ve 10^7 kazanç durumunda iken en doğrusal durumda olduğu görüldü.

Photonis PMTA, PMTB, PMTC ve PMTD'lere farklı değerlerde yüksek voltaj uygulanarak kazanç durumları ve doğrusallık testleri yapılarak sonuçlar Çizelge 4.9, Çizelge 4.10, Çizelge 4.11 ve Çizelge 4.12'de verilmiştir. Yüksek voltajın doğrusallığa etkisi ve zirve anot akımlarını incelemek için, Şekil 4.15, Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'de PMTA, PMTB, PMTC ve PMTD'ye ait değerler grafiklerle gösterilmiştir. PMTA'ya 1075V, 1200V ve 1385'luk voltaj uygulandığında kazanç 1.10^5 düzeyinde ve 1540V'luk gerilim uygulandığında ise kazanç 1.10^6 düzeyinde olması yüksek gerilimin doğrusallıkla doğru orantılı olduğunu göstermektedir.

Çizelge 4.6. Photonis tarafından üretilen PMT A'ya 1075 V, 1200 V, 1385 V ve 1540 V'luk yüksek gerilim uygulanarak elde edilen kazanç değerleri ve zirve anot akım değerleri çizelgesi.

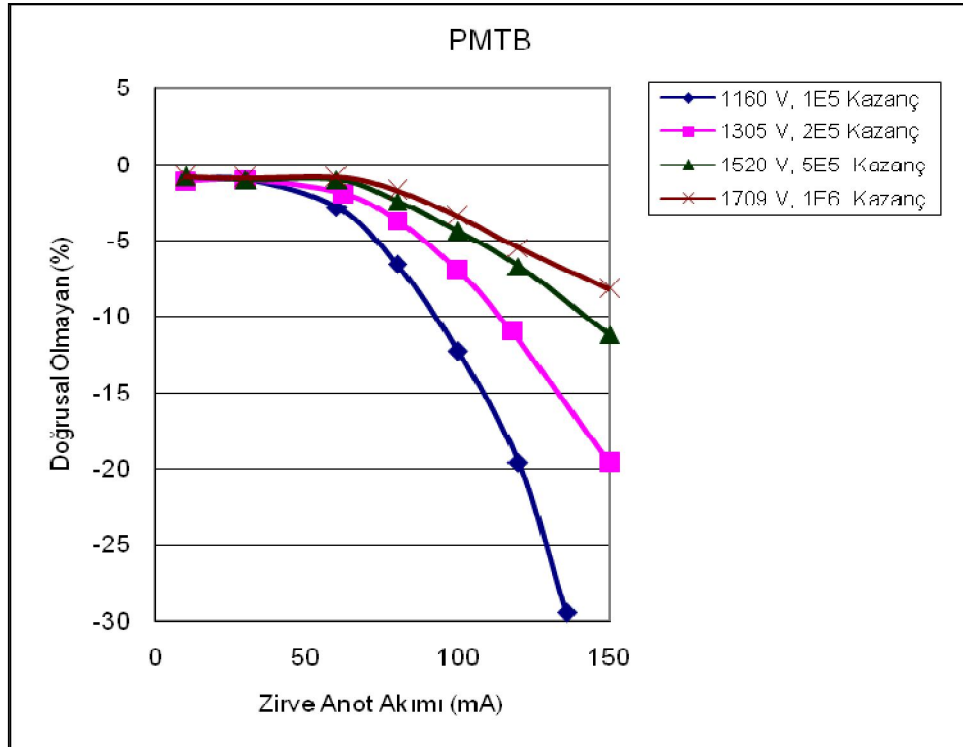
PMT A															
Kazanç=1E5		1075 V		Kazanç 2E5		1200 V		Kazanç=5E5		1385 V		Kazanç=1E6		1540 V	
Vpk	Ipik	Dog. Olmayan		Vpk	Ipik	Dog. Olmayan		Vpk	Ipik	Dog. Olmayan		Vpk	Ipik	Dog. Olmayan	
0,5	10	-1,25		0,5	10	-1,2		0,56	11,2	-0,8		0,5	10	-0,7	
1,45	29	-1,4		1,5	30	-1,18		1,5	30	-1,15		1,5	30	-1,1	
3	60	-2,96		3	60	-2		3	60	-1,5		3	60	-1,4	
4	80	-6,7		4	80	-4,3		4	80	-2,3		4	80	-1,8	
5	100	-10,4		5	100	-7,9		4,9	98	-4,2		5	100	-2,8	
6	120	-15,4		6	120	-10,7		6,1	122	-8,1		6	120	-5,1	
6,96	139,2	-23		7,5	150	-16,7		7,5	150	-11,6		7,5	150	-9,4	



Şekil 4.21. Photonis PMTA'ya yüksek voltaj uygulayarak elde edilen doğrusal olmayan durumlar ve kazanç değerleri grafiği.

Çizelge 4.7. Photonis tarafından üretilen PMT B'ye 1160 V,1305 V, 1520 V ve 11709 V'luk yüksek gerilim uygulanarak elde edilen kazanç değerleri ve zirve anot akım değerleri çizelgesi.

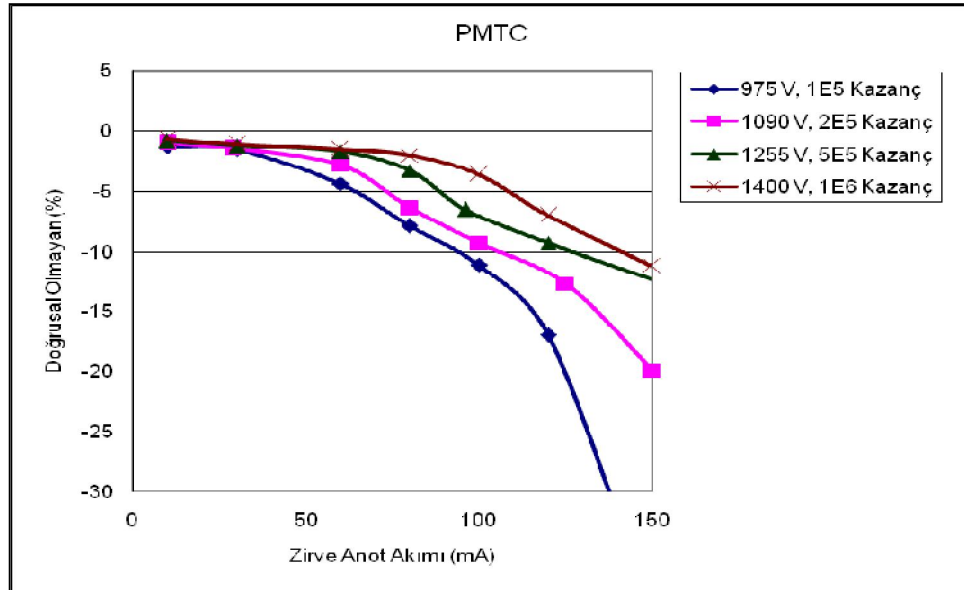
PMT B											
Kazanç=1E5		1160 V	Kazanç=2E5		1305 V	Kazanç=5E5		1520 V	Kazanç=1E6		1709 V
Vpk	Ipk	Dog. Olmayan	Vpk	Ipk	Dog. Olmayan	Vpk	Ipk	Dog. Olmayan	Vpk	Ipk	Dog. Olmayan
0,5	10	-1	0,5	10	-1,1	0,5	10	-0,8	0,5	10	-0,8
1,5	30	-1	1,5	30	-1	1,5	30	-1	1,5	30	-0,9
3	60	-2,8	3,1	62	-1,9	3	60	-1	3	60	-0,86
4	80	-6,6	4	80	-3,7	4	80	-2,4	4	80	-1,7
5	100	-12,3	5	100	-7	5	100	-4,4	5	100	-3,4
6	120	-19,6	5,9	118	-11	6	120	-6,7	6	120	-5,5
6,8	136	-29,5	7,5	150	-19,6	7,5	150	-11,2	7,5	150	-8,2



Şekil 4.22. Photonis PMT B'ye yüksek voltaj uygulayarak elde edilen doğrusal olmayan durumlar ve kazanç değerleri grafiği.

Çizelge 4.8. Photonis tarafından üretilen PMT C'ye 975 V, 1090 V, 1255 V ve 1400 V'luk yüksek gerilim uygulanarak elde edilen kazanç değerleri ve zirve anot akım değerleri çizelgesi.

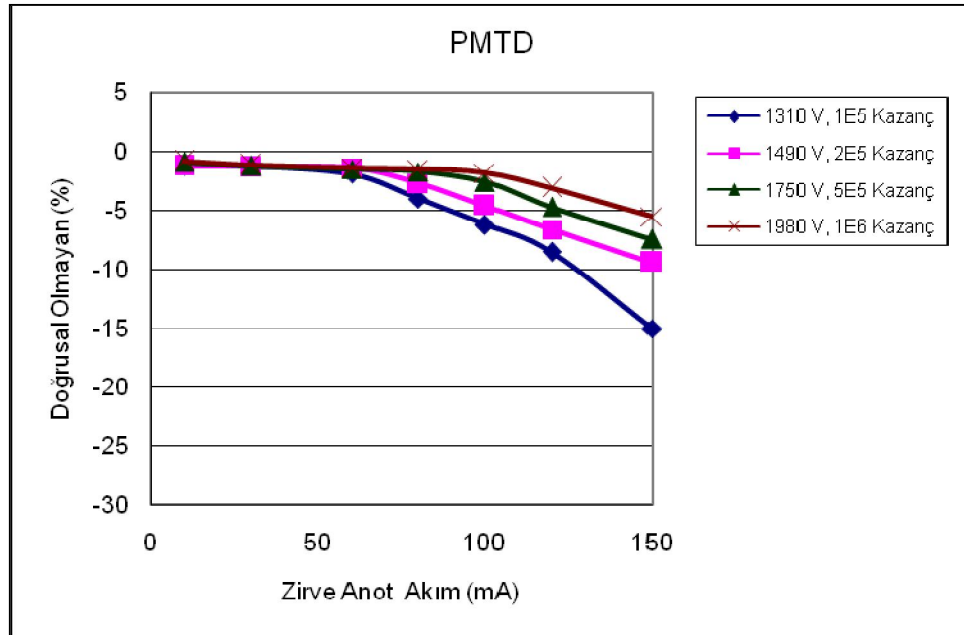
PMT C											
Kazanç=1E5		975 V	Kazanç=2E5		1090 V	Kazanç5E5		1255 V	Kazanç=1E6		1400 V
Vpk	lpk	Dog. Olmayan	Vpk	lpk	Dog. Olmayan	Vpk	lpk	Dog. Olmayan	Vpk	lpk	Dog. Olmayan
0,5	10	-1,3	0,5	10	-1	0,48	9,6	-0,8	0,5	10	-0,7
1,5	30	-1,5	1,45	29	-1,4	1,5	30	-1,2	1,5	30	-1,1
3	60	-4,4	3	60	-2,8	3	60	-1,7	3	60	-1,5
4	80	-7,9	4	80	-6,4	4	80	-3,3	4	80	-2
5	100	-11,1	5	100	-9,3	4,8	96	-6,5	5	100	-3,6
6	120	-17	6,25	125	-12,7	6	120	-9,3	6	120	-7
7,3	146	-36,8	7,5	150	-19,9	7,6	152	-12,5	7,5	150	-11,2



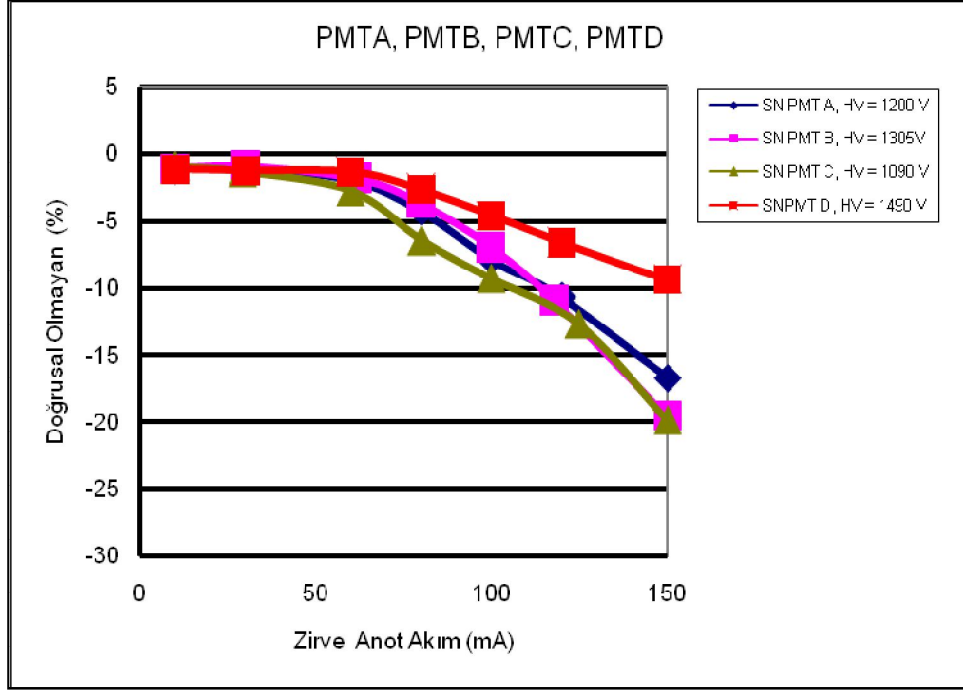
Şekil 4.23. Photonis PMT C'ye yüksek voltaj uygulayarak elde edilen doğrusal olmayan durumlar ve kazanç değerleri grafiği.

Çizelge 4.9. Photonis tarafından üretilen PMT D'ye 1310 V, 1490 V, 1750 V ve 1980 V'luk yüksek gerilim uygulanarak elde edilen kazanç değerleri ve zirve anot akım değerleri çizelgesi.

PMT D											
Kazanç=1E5		1310 V	Kazanç=2E5		1490 V	Kazanç=5E5		1750 V	Kazanç=1E6		1980 V
Vpk	Ipk	Dog. Olmayan	Vpk	Ipk	Dog. Olmayan	Vpk	Ipk	Dog. Olmayan	Vpk	Ipk	Dog. Olmayan
0,5	10	-1,25	0,5	10	-1,2	0,5	10	-0,9	0,5	10	-0,8
1,5	30	-1,2	1,5	30	-1,3	1,5	30	-1,25	1,5	30	-1,1
3	60	-1,9	3	60	-1,4	3	60	-1,5	3	60	-1,4
4	80	-4	4	80	-2,7	4	80	-1,7	4	80	-1,5
5	100	-6,2	5	100	-4,6	5	100	-2,6	5	100	-1,8
6	120	-8,5	6	120	-6,6	6	120	-4,7	6	120	-3,1
7,5	150	-15	7,5	150	-9,4	7,5	150	-7,4	7,5	150	-5,5



Şekil 4.24. Photonis PMT D'ye yüksek voltaj uygulayarak elde edilen doğrusal olmayan durumlar ve kazanç değerleri grafiği.



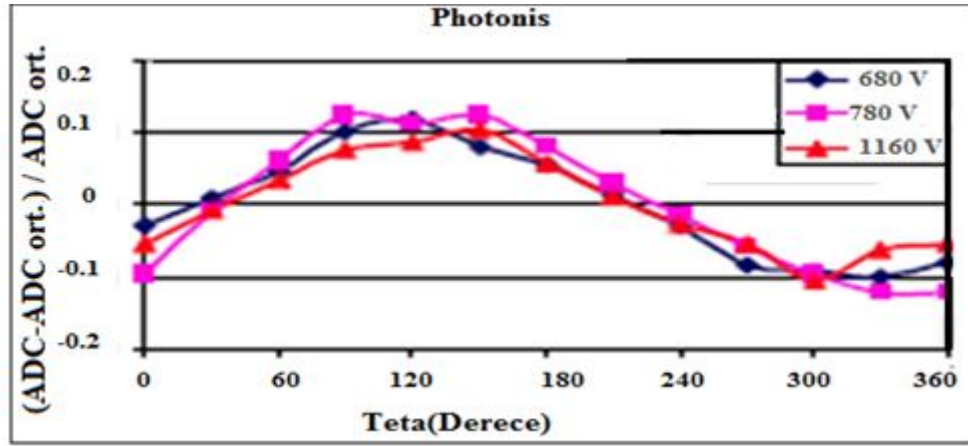
Şekil 4.25. Photonis PMTA, PMTB, PMTC ve PMTD'ye sırayla 1200 V, 1305 V, 1090 V ve 1490 V'luk yüksek voltaj uygulayarak elde edilen doğrusal olmayan durumlar ve zirve anot akım değerleri grafiği.

Photonis PMTA, PMTB, PMTC ve PMTD'ye farklı yüksek voltajlar uygulanarak zirve anot değerleri ve kazanç değerlerinin ölçümleri yapıldı. Yapılan ölçümlerde tüm PMT'ler 50 mA'e kadar ($HV_0=10^5$ kazanç durumlarında doğrusallık gösterdiği, ancak düşük voltaj durumlar ± 5 doğrusalsızlık göstermektedirler. Testleri yapılan tüm Photonis PMT'ler gama kameralar için yeterli doğrusallığa sahip olduğu, yapılan testlerde doğrusallığın yüksek voltaj ile arttığı görüldü. Yüksek kazançlı PMT'ler düşük voltajlarda çalıştırıldığında doğrusallığın kötü olduğu görüldü. Gama kameralarda iyi bir görüntü elde etmek için düşük voltajlı PMT'ler uygun değildir. PMT'lerde doğrusalsızlığın kaynağı, sondan ikinci dinot ile son dinot ve örgülü dinot arasındaki boşluğun yük etkisidir.

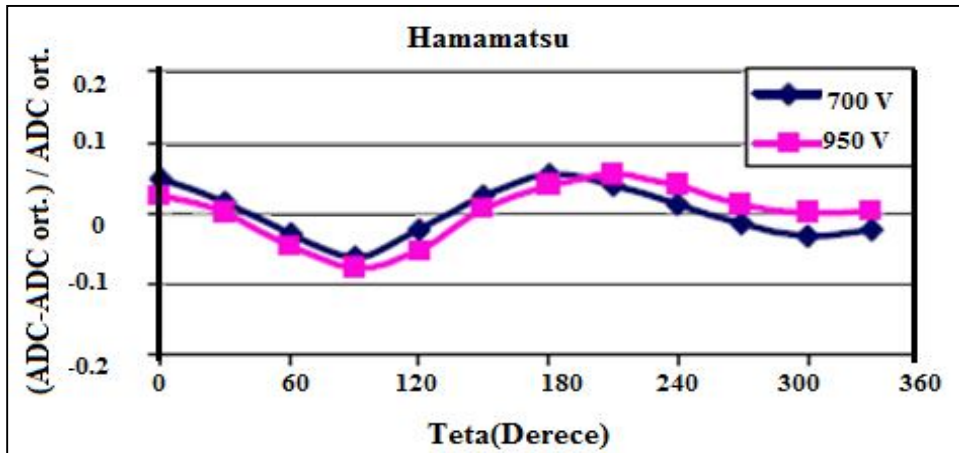
Son dinot, bir yükselteç gibi davranarak fotoelektronları çok büyük ölçüde çoğaltma özelliğine sahip olduğundan dolayı doğrusallığı artırmaktadır. Manyetik alan aynı zamanda enerji çözünürlüğünü etkilemektedir.

4.1.7. Yerin Manyetik Alan Etkisi

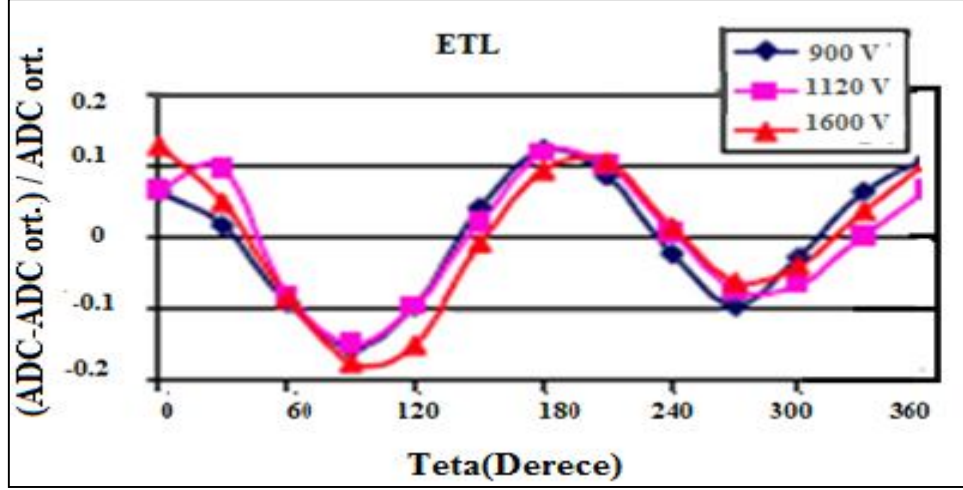
Tüm PMT'ler Dünya'nın manyetik alanından ve her hangi bir manyetik alandan önemli ölçüde etkilenir. Anot duyarlılığı, elektron çoğaltıcı kısım ve toplama verimliliği manyetik alandan dolayı değişikliğe uğrarlar. >10 mili Tesla'lık manyetik akı yoğunluğu, kazancı % 50 oranında azaltır. Doğrusal odaklı dinot tipine sahip fototüpler, dinotlar manyetik alana paralel olduğunda manyetik etkiye çok duyarlı olurlar. PMT'ler üzerinde yerin manyetik etkisini tespit etmek için; Photonis, Hamamatsu ve ETL PMT'lerin yüksek voltaj (HV) ve ışık yoğunluğu sabit tutularak, SPE spektrumlarının 90^0 arayla dört farklı yönlerde ölçümleri yapıldı. Ölçüm sonuçları grafiksel olarak Şekil 4.26, Şekil 4.27 ve Şekil 4.28'deki gibi elde edildi.



Şekil 4.26. Photonis PMT'lere yerin manyetik alan etkisi.



Şekil 4.27. Hamamatsu PMT'lere yerin manyetik alan etkisi.

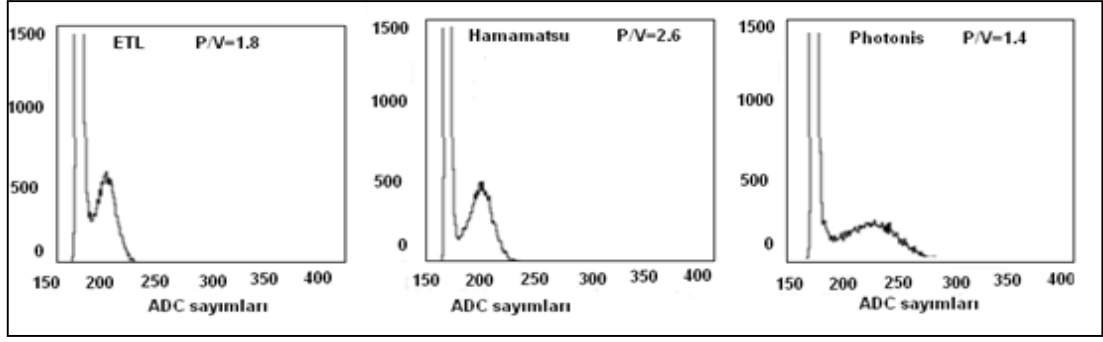


Şekil 4.28. ETL PMT'lere yerin manyetik alan etkisi.

Manyetik alan ilk dinotun toplama verimliliğini zayıflatarak fotoelektronların sapmasına neden olur. Manyetik alan birinci ve ikinci dinot arasında etki ederek fotoelektronların yörüngesini etkiler. Şekil 4.28'de görüldüğü gibi Hamamatsu firması tarafından üretilen PMT'ler birinci ve ikinci dinotlarının yapısal özellikleri ve büyüklüklerinden dolayı manyetik alandan en az etkilenmektedir. Yerin manyetik alan etkisi %40'ın üzerinde değişikliklere neden olmaktadır. Çünkü toplama verimliliği manyetik alan tarafından etkilenir. Photonis PMT'lerin SPE spektrumları %36 düzeyinde değişiklik göstermektedir.

4.1.8. Tek Fotoelektron Spektrumları

Bir fotoçoğaltıcı tüpün anodu, çok katmanlı dinottan oluşan ikincil elektronların toplandığı ve dış devrelere akım olarak aktarıldığı bir elektrottur. Anot genellikle bir çubuk, levha veya ızgara şeklinde üretilir. Bir anod tasarlanırken en önemli faktörlerden biri, boşluk yük etkilerinin engellenmesi ve büyük bir çıkış akımı elde etmek için son dinot ile anod arasında yeterli potansiyel farkının oluşturulmasıdır. Son dinotun düşük kazanımı düşük doğrusallığın bir sonucu olabilir. Photonis, Hamamatsu ve ETL PMT'lerin tek fotoelektron zirve spektrumlarına ait ADC sayımları Şekil 4.29'da verilmiş olup, Photonis P/V=1.4, Hamamatsu P/V=2.6 ve ETL P/V=1.8 olarak elde edilmiştir. Hamamatsu PMT en iyi P/V oranına sahip iken Photonis PMT en düşük P/V oranına sahiptir.



(a)

(b)

(c)

Şekil 4.29. Tekli fotoelektron spektrumları a) Photonis b) Hamamatsu c) ETL.

Gama kameralarda görüntü kalitesini artırmak amacıyla testleri yapılan PMT'lerin özellikleri dikkate alındığında Çizelge 4.10'da görüldüğü gibi fabrika değerlerine yakın sonuçlar elde edildi. Testleri yapılan Hamamatsu, Photonis ve ETL firmaları tarafından üretilen PMT'lerin ölçümleri sonucunda PMT'lerin belirsizlik öncesi ve sonrası elde edilen değerleri Çizelge 4.11'de verilmiştir. İdeal bir PMT'de toplam belirsizlik %1, tipik bir PMT'lerde ise belirsizlik öncesi %25 ve belirsizlik sonrası %12 olduğu görülmektedir. Bu sonuç gama kameralarda iyi bir görüntü elde edebilmek için PMT'lerde belirsizliğe sebep olan sistematik hata kaynaklarının ortadan kaldırılması gerektiğini göstermektedir.

Çizelge 4.10. Gama kameralarda kullanılan PMT'ler için ideal kazanç değeri ve testleri yapılan PMT'lerin kazanç değerleri.

PMT Özellikleri	İdeal PMT	Hamamatsu PMT	Photonis PMT	ETL PMT
QE (350 ~ 450nm) aralığında	>80%	>22%	>22%	>26%
P/V Oranı	> 2	2.6	1.4	1.8
Kazanç	$> 10^7$	$> 10^6$	$> 10^5$	$> 10^6$
Karanlık atım oranı	<1KHz	< 1KHz	< 1KHz	< 1KHz
Sonraki atım oranı	< 5%	< 5%	< 5%	< 5%
TTS (HWHM)	< 3 ns	< 3 ns	< 3 ns	< 3 ns
En Fazla Doğrusallık	>100pe	> 100pe	> 100pe	> 100pe
Uzun vadeli istikrar	> 10Yıl	> 10 Yıl	> 10 Yıl	> 10 Yıl
Yerin Mağnetik Etkisi	<±10%	±7%	±11%	±13%

Çizelge 4.11. Gama kameralarda kullanılan PMT'lerin sistematik hata kaynakları ile belirsizlik öncesi ve sonrası değerler.

Sistematik Hata Kaynağı	İdeal PMT	PMT (Ham.Phot.ETL)	Sistematik Belirsizlik	
			Önce	Sonra
(Mutlak) Kuantum Verimliliği	>0.7	0.2-0.3	3%	3%
QE Ve Dalga Boyu Bağımlılığı	±1%	± 10%	5%	5%
Katot Tekdüzeliliği	±1%	±10%	5%	-
Foto-Elektron Toplama Verimliliği	0.99	0.8-0.95	10%	-
Kazanç	1×10^7	10^{5-7}	5%	-
Kazanç Gerilim Bağımlılığı	Yok	$\approx (HV)^6$	3%	3%
Anot (Kazanç) Tekdüzeliliği	±1%	±30%	10%	3%
Yeryüzü Manyetik Alan Etkisi	Yok	±10%	10%	-
Sıcaklık Bağımlılığı	Yok	-0.4%/°C	3%	-
Açı Bağımlılık Olayı	±1°	±30°	10%	3%
Yoğunluk Düzeltme (ND Filtre)	1	10^{-5}	5%	5%
Alan Düzeltme	5mm ϕ	5cm ϕ	5%	5%
Doğrusal Olmayan	Yok	±5%	3%	3%
Uzun Süreli Kararlılığı	Kararlı	±5%/Yıl	5%	5%
Toplam Sistematik Belirsizlik	1%	-	25%	12%

BÖLÜM 5

SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada, nükleer tıp alanında teşhis ve tedavi amacıyla görüntü elde etmek için gama kameralar kullanılır. Gama kameralarda görüntü fotoçoğaltıcı tüpler (PMT) yardımıyla gerçekleşir. Dolayısıyla gama kameralarda görüntü kalitesini artırmak için Photonis, Hamamatsu ve ETL firmaları tarafından üretilen PMT'lerin, giriş penceresi, fotokatot, dinot ve anot bileşenlerine ait verimliliği ile kazanç değerlerinin testleri yapıldı. PMT'lerin giriş penceresi, kuantum verimliliği, toplama verimliliği, anot kazancı, karanlık akım, yüksek gerilim, karanlık atım oranı, doğrusalılık, yerin manyetik etkisi ve tek foto elektron spektrumları ölçümleri yapılarak fabrika değerleri ile karşılaştırılmış olup; gama kameralarda kullanılan PMT'lerden maksimum kazanç sağlamak için yapılan çalışma sonucunda; gama kameralar üzerindeki ideal bir fotoçoğaltıcı tüpün taşınması gereken bazı özellikler tespit edilmiştir.

1. Tüm sintilasyon fotonlarının fotoçoğaltıcı tüpe ulaşabilmesi için, kolimatör seçimi iyi yapılmalı ve kristal NaI(Tl) kendi ışık fotonlarına karşı geçirgen olmalı ve gelen gamma fotonunun kinetik enerjisini yüksek bir verimlilikle ışık fotonlarına çevirebilmelidir. Böylece, oluşan sintilasyon fotonlarının tamamı fotoçoğaltıcı tüp tarafından elektrik akımına çevrilebilir.
2. Radyasyon-sintilasyon fotonu verimi doğrusal olmalıdır. Işık verimi yükseldikçe hem uzaysal ayırma gücü (ayırma gücü) hem de enerji ayırma gücü artar.
3. Hamamatsu, firması tarafından üretilen borosilikat ve kuvars maddelerden yapılmış ve pencere camlarının kırılma indisi yaklaşık 1.5 olan PMT'ler 30 dakika karanlıkta bekletildikten sonra testleri yapıldığında; 420 nm'de maksimum duyarlılığa sahip ve karanlık akım 50 mA'den 1 mA'e inmektedir. Bu durumda maksimum kazanç 2×10^7 'den 2.5×10^7 'ye çıkmaktadır. Bu sonuç

giriş pencere camına bağlı olarak, camın cinsi, kırılma indisi ve karanlık akımın PMT kazanç değerlerini etkilediğini göstermektedir.

4. Toplama verimliliği, gelen ışığın minimum kayıpla ilk dinotta toplanmasını sağlamak için; fotokatot ile birinci dinot arasında elektriksel kuvvet uygulanmalıdır. Voltaj arttıkça elektrik alan kuvveti artacağından tüm fotoelektronlar birinci dinot üzerinde toplanacaktır. Ancak bir süre sonra elektrik alan şiddeti çok büyük olacağından yayılan tüm fotoelektronlar ilk dinotta toplanır.
5. Kuantum Verimliliği, ETL, Photonis ve Hamamatsu firmalarına ait PMT'lerin kuantum verimlilikleri 300 nm-650 nm dalga boyu aralığında ölçülüp karşılaştırıldığında 350 nm-450 nm aralığında; ETL PMT'ler %20-%30 kuantum verimliliği ile en yüksek değere sahip olduğu görüldü. Ölçümleri yapılan tüm PMT'ler gama kameralar için uygun bulunmuştur. Ancak Çizelge 4.10 ve Çizelge 4.11 incelenildiğinde PMT'lerin kuantum verimliliğinde %3'lük sistematik belirsizlik görülmektedir. ideal PMT'ler için sistematik belirsizlikler giderildikten sonra tüm fotonların fotoelektrona dönüşmesi ve kuantum verimliliğinin %70-%80 aralığında olması gerekir.
6. Gürültünün (Karanlık akım), minimum düzeye inmesi için ve yüksek sayım hızlarında gelen her fotonun işlenebilmesi için bozunma zamanı kısa olmalıdır. Bu sayede tesadüfi zamanlama penceresi kısaltılarak rastgele sayımların azaltılması ve görüntü kalitesinin artırılması sağlanabilir.
7. Photonis PMTA, PMTB, PMTC ve PMTD'ye farklı yüksek voltajlar uygulanarak zirve anot değerleri ve kazanç değerlerinin ölçümleri yapılan tüm PMT'ler 50 mA'e kadar ($HV_0=10^5$ kazanç değerlerinde doğrusallık gösterdi. Ancak düşük voltaj durumlarında ± 5 doğrusalsızlık göstermektedirler.

Testleri yapılan tüm Photonis PMT'lerin gama kameralar için yeterli doğrusallığa sahip olduğu ve yapılan testlerde doğrusallığın yüksek voltaj ile arttığından iyi bir doğrusallık için PMT'ler yüksek voltajlarda çalıştırılmalıdır. Yüksek kazançlı PMT'ler düşük voltajlarda çalıştırıldığında doğrusallık kötü olduğundan gama kameralarda iyi bir görüntü vermemektedir. Dolayısıyla düşük voltajlı PMT'ler uygun değildir. PMT'lerde doğrusalsızlığın kaynağı, sondan ikinci dinot ile son dinot

ve örgülü dinot arasındaki boşluğun yük etkisidir. Son dinot, bir yükselteç gibi davranarak fotoelektronları çok büyük ölçüde çoğaltma özelliğine sahip olduğundan dolayı doğrusallığı artırmaktadır. Doğrusallık kazanç değerleri ile doğru orantılı olduğundan yüksek voltaj uygulanarak dinotlar arası mesafenin kısa olması ve dinot sayısının azaltılması gerekir.

8. Karanlık Atım Oranı, en iyi sinyal-gürültü oranını elde etmek için, atış gürültüsü azaltılmalı, kullanılan PMT yüksek bir kuantum verimliliğine sahip olduğu kadar belli bir dalga boyu aralığında ölçüm yapabilmelidir.
9. Dinot, ölçüm sistemlerinde kazanç değerlerinin artması için bant genişliği mümkün olduğu kadar daraltılmalıdır.
10. Manyetik alan, PMT'nin anot duyarlılığı, elektron çoğaltıcı kısmı ve toplama verimliliğine etki ederek değişikliğe sebep olup gama kameranın homojenite ve ayırt etme gücünü bozulmasına neden olur. Manyetik alan aynı zamanda enerji çözünürlüğünü etkilemektedir. Manyetik alan etkisini minimum değerlere indirmek için; istematik belirsizlik öncesi ve sonrası $\pm\%10$ 'luk fark olduğundan belirsizlik ortadan kaldırılmalı, doğrusal odaklı dinot tipine sahip fototüpler ve dinotlar manyetik alana paralel olduklarında manyetik etkiye çok duyarlı olduklarından dolayı, fototüpler ve dinotlar manyetik alana dik olacak şekilde üretilmelidir.

İdeal bir PMT için; ETL, Photonis ve Hamamatsu firmalarına ait PMT'lerin en kazançlı bölümleri kullanılabilir.

1. ETL; giriş penceresi ve fotokatot
2. Hamamatsu; ilk dinot
3. Photonis; 2.~ 8. veya anot dinotlar kullanılarak ideal bir PMT elde edilebilir.

Bu çalışmamız PMT üretimi için yapılacak çalışmalarda, üretim kalitesi ve farklılıkları anlamada yardımcı olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Demir, M. , “Nükleer tıp fiziği ve klinik uygulamaları”, *Bayrak Ofset Matbaacılık*, İstanbul, 38-112 (2008).
2. Ercan M.T., “Ulusal nükleer tıp kongresi teknik ders notları”, *XL. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi*, Ankara (1997)
3. Öztürk, S., “CMS-CASTOR alt detektörünün foto tüplerinin kalite kontrol testleri”, Doktora Tezi, *Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Adana, 24- 66, 71 (2007).
4. Krane, K.S., “Introductory nuclear physics”, *John Wiley and Sons*, (Türkçe Çeviri Editörü, Baser Sarer, Palme Yayıncılık), 788-808 (2001).
5. Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, “Medikal fizik yüksek lisans programı nükleer tıp ders sunumları”, *Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, İzmir, 5-32 (2009).
6. Bor, D., “Nükleer tıpta sayısal görüntüleme yöntemleri”, *Bilim Yayıncılık*, 43-327, Ankara (2009).
7. Massari A., “PMT Gain Calibration for XENON 100”, *University of Notre Dame*, 1-9 (2008).
8. Leo, W.R., “Techniques for nuclear and particle physics experiments”, *Springer*, New York, 100-360 (1994).
9. Hamamatsu, “Photomultiplier tubes basic and applications”, *Hamamatsu*, Japan, 14-182 (2006).
10. Knoll, G.F., “Radiation detection and measurements”, *John Wiley and Sons*, USA, 754 (1988).
11. Demir M., “Gama kamera teknolojisindeki yeni teknik gelişmeler ve gama kamera semimer değerlendirilmesi”, *Türkiye Nükleer Tıp Dergisi*, 8-95 (1999).
12. Electron Tubes, “Photomultiplier tubes principles & applications of DS C637 series”, *Electron Tubes Limited*, 2 (29): 1-35 (2006).
13. Talı, B., “Test results of the hamamatsu R7378A phototubes, analysis of the test beam 08 and preliminary after-installation data of the cms castor calorimeter”, Doktora Tezi, *Çukurova Üniversitesi Fen Bilimler Enstitüsü*, Adana, 126 (2009).

14. Durak H., Nükleer Tıp, *İstanbul Üniversitesi Basımevi*, İstanbul, 200 (2009).
15. Bor, D.. “Gama kameraların çalışma prensipleri ve kalite kontrol yöntemleri”, *Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) Yayını*, Ankara, 112 (1990).
16. Demir, M., Nükleer Tıp Fiziği, *İstanbul Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu*, İstanbul, 200 (2000).
17. Demir, M. “Pozitron emisyon tomografi (PET) detektörlerinin insan vücut fantomunda duyarlılık analizi”, Doktora Tezi, *İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, 4-10 (2007).
18. Hamamatsu, “Photomultiplier tubes and assemblies for scintillation counter and high energy physics”, *Hamamatsu*, Japan, 326-629 (2004).
19. Flyckt, E. and Marmonier, C., “Photomultiplier tubes principles and applications” *Photonis*, Fransa, 1-35 (2002).
20. Demir M., “Pozitron emisyon tomografi bilgisayarlı tomografi fiziği”, *XI. Uluslar Arası Medikal Fizik Kongresi*, Antalya, 5-25 (2007).

ÖZGEÇMİŞ

Ali PEHLEVAN 1970 yılında Erzurum’da doğdu; ilk ve orta öğrenimini aynı şehirde tamamladı. Erzurum Lisesi’nden 1988 yılında mezun oldu. Atatürk Üniversitesi Kazım Karabekir Eğitim Fakültesi Fizik Öğretmenliği Eğitimi Bölümü’nde öğrenime başlayıp 1995 yılında iyi derece ile mezun oldu. 1998 yılında Erzurum Merkez Sabancı İlköğretim Okulu’nda öğretmen olarak göreve başladı. 2006 yılında Zonguldak Bilim ve Sanat Merkezine Öğretmen olarak atandı. 2008 yılında KBÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Eğitimi Anabilim Dalı’nda başlamış olduğu yüksek lisans programına devam etmektedir. 2010 yılında Karabük Üniversitesi’nde göreve başladı ve halen aynı yerde çalışmaya devam etmektedir.

ADRES BİLGİLERİ

Adres : Karabük Üniversitesi
KÜYEM
Merkez Kampus / KARABÜK

Tel : (536) 640 3705

E-posta: alipehlevan@msn.com