

**BİRLEŞİK POZİTRON EMİSYON VE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
SİSTEMLERİNİN KALİTE KONTROL TESTLERİNİN
UYGULANMASI VE BULUNDUĞU ÜNİTENİN ZIRHLAMA
HESAPLARI**

Fatma Gizem DEMİR

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**EKİM 2011
ANKARA**

Fatma Gizem DEMİR tarafından hazırlanan Birleşik Pozitron Emisyon ve Bilgisayarlı Tomografi Sistemlerinin, Kalite Kontrol Testlerinin Uygulanması ve Bulunduğu Ünitenin Zırhlama Hesapları adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr., Semran Sağlam
Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

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

Prof. Dr. Şeref OKUDUCU
Fizik Anabilim Dalı, G.Ü.

Doç. Dr. Semran SAĞLAM
Fizik Anabilim Dalı, G.Ü.

Doç. Dr. Abdullah AYDIN
Fizik Anabilim Dalı, KKÜ

Tarih: 07/10/2011

Bu tez ile G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans / Doktora derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Bilal TOKLU
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Fatma Gizem DEMİR

**BİRLEŞİK POZİTRON EMİSYON VE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
SİSTEMLERİNİN KALİTE KONTROL TESTLERİNİN
UYGULANMASI VE BULUNDUĞU ÜNİTENİN ZIRHLAMA
HESAPLARI**

(Yüksek Lisans Tezi)

Fatma Gizem DEMİR

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Ekim 2011

ÖZET

Pozitron emisyon tomografisi (PET), nükleer tıpta kullanılan görüntüleme sistemlerinden biridir. Bilgisayarlı tomografi (BT), çoğunlukla radyolojide kullanılan görüntüleme tekniklerinden biridir. PET görüntülerinin BT bilgileri ile birleştirilerek aynı anda hastaya ait bilgilerin tek bir görüntüde elde edilmesi birleşik pozitron emisyon ve bilgisayarlı tomografi (PET-BT) ile mümkün hale gelmiştir. Bu çalışmada, Hacettepe Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda kurulan PET-BT Ünitesi oda duvarları ve kapılarının zırhlama hesapları yapıldı. Hesaplamalara göre inşa edilen duvar kalınlıklarının, gerekli radyoizotoplar kullanılarak, Geiger Müller cihazı ile doğruluğu kontrol edildi. Hacettepe Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan GE marka Discovery ST modeli PET-BT cihazı kullanıldı. Cihazın kurulumu sırasında kalite kontrol testleri ve kalibrasyonları yapıldı. PET kabul testleri (NEMA NU 2-2001) ve performans testleri açıklamalı şekilde anlatıldı.

Bilim Kodu : 202.1.107
Anahtar Kelimeler : Nükleer Tıp, PET-BT, Kalite Kontrol Testleri, Zırhlama
Sayfa Adedi : 78
Tez Yöneticisi : Doç. Dr. Semran Sağlam

**HYBRID POSITRON EMISSION AND COMPUTED TOMOGRAPHY
SYSTEMS QUALITY CONTROL TESTING AND IMPLEMENTATION OF
THE SHIELDING UNIT ACCOUNT**

(M.Sc. Thesis)

Fatma Gizem DEMİR

**GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

October 2011

ABSTRACT

Positron emission tomography is the one of the system which in used medicine. Computed tomography often used of the imaging techniques in radiology. PET images with CT data combined into simultaneously in a single image to obtain information on the patient combined with positron emission and computed tomography has become possible. In this study, Department of Nuclear Medicine, Hacettepe University, PET-CT unit formed the walls and doors of the room shielding calculations were performed. According to calculations, According to calculations, the thickness of the wall was built, required by using radioisotopes, the accuracy was checked with a Geiger Muller device. In the Department of Nuclear Medicine of Hacettepe University, GE brand with Discovery ST model PET-CT device was used. During installing the unit quality control tests and calibrations were done Acceptance testing of PET (NEMA NU 2-2001) and performance tests were explained to described.

Science Code : 202.1.107

Key Words : Nuclear Medicine, PET-CT, Quality Control Testing, Shielding

Page Number : 78

Adviser : Assoc. Prof. Dr. Semran SAĞLAM

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu her türlü yardım ve katkılardan dolayı danışmanım Sayın Doç.Dr. Semran SAĞLAM'a, öğrenciliğim boyunca bilgilerinden yararlandığım, tecrübelerini benimle paylaşan hocam Sayın Doç.Dr. Eyüp TEL'e, çalışmalarım boyunca her konuda yardımlarını esirgemeyen hocalarım Sayın Doç.Dr. Abdullah AYDIN ve Sayın Prof. Dr. Şeref OKUDUCU'ya, tez çalışmam sırasında göstermiş oldukları anlayıştan dolayı Hacettepe Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof.Dr. Meltem ÇAĞLAR TUNCALI'ya ve Anabilim Dalında görevli tüm değerli hocalarıma, tez ölçümlerim sırasında bana yardımcı olan General Elektrik Servis Mühendisi Sayın Emre TOKAY'a, beni bugünlere getiren, hayatım boyunca her zaman yanımda olup desteklerini esirgemeyen çok sevgili babam Turgut DEMİR, annem Asiye DEMİR ve ablam Gamze DEMİR'e en içten duygularıyla teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvi
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	2
2.1. Radyoaktivite ve Radyasyon.....	2
2.2 Radyoaktif Bozunma Türleri.....	4
2.2.1. Alfa (α) Bozunumu	5
2.2.2. Beta (β) Bozunumu	6
2.2.3. Gama (γ) Bozunumu	8
2.3. Radyoaktif Bozunma Formülü.....	9
2.4. Elektromagnetik Radyasyonun Madde ile Etkileşimi	10
2.4.1. Fotoelektrik olay	11
2.4.2. Compton saçılımı	11
2.4.3. Çift oluşumu.....	12
2.5. Radyasyon Birimleri	13
2.5.1. Aktivite birimleri	13

Sayfa

2.5.2. Işınlama birimleri	14
2.5.3. Absorblanmış doz birimleri	14
2.5.4. Doz eşdeğeri birimleri.....	14
2.5.5. Radyasyon birimlerinin birbiri ile ilişkisi	15
3. RADYASYON DETEKTÖRLERİ.....	16
3.1. Gaz Odalı Detektörler	16
3.1.1. İyon odalı detektörler	16
3.1.2. Orantılı sayıcılar.....	17
3.1.3. Geiger Müller sayıcılar	18
3.2 Sintilasyon Detektörleri.....	19
3.3. Yarı İletken Detektörler.....	20
4. PET SİSTEMİNİN GENEL PRENSİPLERİ.....	22
4.1. PET'in Tarihçesi	22
4.2. Pozitron Salınımı ve PET'te Kullanılan Radyoizotoplar	23
4.3. PET'in Çalışma İlkesi; Yok-Olma Fotonlarının Eş zamanlı Deteksiyonu ve Farklı Etkileşmeleri	27
4.4. PET Detektör ve Kristal Yapıları.....	30
4.5. Görüntüleme Yöntemleri	31
4.6. PET Sistemi Performans Özellikleri	33
4.6.1. Uzaysal ayırma gücü	33
4.6.2. Tesadüfi sayım hızı	34
4.6.3. Hassasiyet.....	34
4.6.4. Foton azalımı.....	35

Sayfa

4.6.5. Radyoaktif azalım	35
4.6.6. Saçılan ışınlar	36
4.6.7. Sayım hızı performansı – ölü zaman	36
4.6.8. Normalizasyon	36
4.7. PET Sistemi Avantajları	37
5. BT SİSTEMİ GENEL PRENSİPLER	38
5.1. BT Tarihçesi	38
5.2. BT Teknolojisi	39
5.3. BT Sistemi Donanımları	40
6. BİRLEŞİK PET-BT SİSTEMLERİ GENEL PRENSİPLER	42
6.1. Giriş	42
6.2. PET ve BT Görüntülerinin Tek Bir Görüntüde Birleştirilmesi	44
7. PET KABUL TESTLERİ (NEMA NU 2-2001) VE PERFORMANS TESTLERİ	45
7.1. Uzaysal Ayırma Gücü Testi	45
7.2. Hassasiyet Testi	46
7.3. Görüntü Kalitesi, Saçılım ve Azalım Düzeltmelerinin Doğruluğu Testi	47
7.4. Saçılım Fraksiyonu, Sayım Kayıpları ve Tesadüfi Düzeltmelerin Ölçümü	48
7.5. Sayım Kayıpları ve Tesadüfi Düzeltmelerin Doğruluğu	48
8. MATERYAL VE YÖNTEM	49
8.1. Materyal	49
8.1.1. GE Discovery ST PET-BT cihazı	49

Sayfa

8.1.2. PET ve BT kalibrasyonlarında kullanılan fantomlar	50
8.1.3. Alnor RD-10 Geiger Müller sayacı	51
8.1.4. Atomlab 100Plus doz kalibratörü.....	51
8.1.5. PET-BT ünitesi zırhlama alanı.....	52
8.2. Yöntem.....	53
8.2.1. PET kalite kontrol işlemleri	53
8.2.2. BT kalite kontrol işlemleri	56
8.2.3. Zırhlama hesapları.....	60
9. ARAŞTIRMA BULGULARI	64
9.1. PET Kalite Kontrol Testleri	64
9.1.1. Günlük kalite kontrol sonuçları.....	64
9.1.2. 2B ve 3B çukurcuk sayısı düzeltmesi testi sonuçları	65
9.2. BT Kalite Kontrol Testleri	66
9.2.1. BT tüp ısıtma ve hızlı kalibrasyon sonuçları.....	66
9.2.2. Mekanik test sonuçları	66
9.2.4. Doz ölçüm sonuçları.....	68
9.3. Zırhlama Hesaplarının Sonuçları	68
9.4. Zırhlama Hesaplarının Kontrol Sonuçları.....	71
10. SONUÇ VE ÖNERİLER	74
KAYNAKLAR	76
ÖZGEÇMİŞ	78

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Radyasyon birimlerinin birbiri ile ilişkisi	15
Çizelge 4.1. PET görüntülemede kronolojik olarak elde edilen gelişmeler.....	25
Çizelge 4.2. En sık kullanılan pozitron salıcısı radyoizotoplar.....	26
Çizelge 4.3. PET görüntüleme ajanları ve kullanım alanları	27
Çizelge 4.4. PET sintilatörlerinin fiziksel özellikleri.....	31
Çizelge 8.1. PET günlük kalite kontrolünde yapılan işlemler	54
Çizelge 8.2. Doz limitleri (2007 ICRP)	62
Çizelge 9.1. CTDI fantomu ile yapılan doz ölçümleri	68
Çizelge 9.2. Sıcak oda için zırhlama çizelgesi.....	69
Çizelge 9.3. Görüntüleme odası için zırhlama çizelgesi	70
Çizelge 9.4. Enjeksiyon odası (1) için zırhlama çizelgesi	70
Çizelge 9.5. Enjeksiyon odası (2) için zırhlama çizelgesi	70
Çizelge 9.6. Enjeksiyon odası (3) için zırhlama çizelgesi	71
Çizelge 9.7. Sıcak oda duvarları için alınan ölçüm sonuçları	71
Çizelge 9.8. Enjeksiyon odası (1) için alınan ölçüm sonuçları	72
Çizelge 9.9. Enjeksiyon odası (2) için alınan ölçüm sonuçları	72
Çizelge 9.10. Enjeksiyon odası (3) için alınan ölçüm sonuçları	72
Çizelge 9.11. Görüntüleme odası için alınan ölçüm sonuçları	72

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Nükleer kararlılık	2
Şekil 2.2. Radyasyonun çeşitleri	3
Şekil 2.3. Elektromagnetik radyasyonun enerji spektrumu	4
Şekil 2.4. Alfa (α) bozunumu	5
Şekil 2.5. β^- bozunumu	5
Şekil 2.6. β^+ bozunumu	7
Şekil 2.7. Elektron yakalama olayı	8
Şekil 2.8. Gama (γ) bozunumu.....	8
Şekil 2.9. Fotoelektrik olay	11
Şekil 2.10 Compton saçılması.....	12
Şekil 2.11. Çift oluşumu	13
Şekil 3.1. İyon odası detektörü.....	17
Şekil 3.2. Geiger Müller sayıcılar	18
Şekil 3.3. NaI kristalli sintilasyon detektörleri	20
Şekil 4.1. Yol olma olayı	24
Şekil 4.2. PET eş-zaman deteksiyon oluşum evresi.....	28
Şekil 4.3. Gerçek eş zamanlı fotonlar (A), Tesadüfi eş zamanlı fotonlar (B), saçılmış fotonlar (C).....	29
Şekil 4.4. Farklı PET detektör tasarımları.....	30
Şekil 4.5. Bilgilerin iki boyutta toplanması	32
Şekil 4.6. Bilgilerin üç boyutta toplanması.....	32
Şekil 5.1. Bilgisayarlı tomografide foton azalımı	39

Şekil	Sayfa
Şekil 5.2. Görüntülerin HU numaralarına çevrilmesi	40
Şekil 5.3. Standart BT parçaları	41
Şekil 6.1. PET ve BT görüntülerin birleştirilmesi	42
Şekil 6.2. PET-BT sisteminin genel şeması	43
Şekil 7.1. Nokta kaynak pozisyonlama	46
Şekil 8.1. PET-BT ünitesi mimari projesi.....	52
Şekil 8.2. QA fantomunun yüksek kontrastlı çözünürlük, kontrast ölçeği, kesit kalınlığı ve lazer hassasiyeti ölçülmesine yarayan bölümü.....	59
Şekil 8.3. QA fantomunun gürültü, üniformite ve düşük kontrast algılama özelliklerinin ölçülmesine yarayan bölümü	59
Şekil 8.4. Basit zırlama şeması	63
Şekil 9.1. PET günlük kalite kontrolü görüntü kalitesi grafiği	64
Şekil 9.2. PET günlük kalite kontrolü görüntü kalitesi raporu	64

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 4.1. Kendinden zırhlı ve dış zırhlı siklotronlar	25
Resim 7.1. Kapiller tüp ve enjektör ile nokta kaynak hazırlanması.....	45
Resim 7.2. Kaynak kaldırıcıda nokta kaynağın pozisyonlanması.....	46
Resim 7.3. Hassasiyet testinde kullanılan çubuk kaynaklar	47
Resim 7.4. NEMA Görüntü kalitesi fantomu	47
Resim 7.5. NEMA Solid fantomu(A) ve çizgisel kaynak(B).....	48
Resim 8.1. GE Discovery STE PET-BT cihazı.....	49
Resim 8.2. WCC fantomu	50
Resim 8.3. QA fantomu	50
Resim 8.4. CTDI fantomu.....	50
Resim 8.5. Alnor RD-10 Geiger Müller sayacı gösterge ve probu.....	51
Resim 8.6. Atomlab 100Plus doz kalibratörü	51
Resim 8.7. WCC fantomu hazırlanışı	55
Resim 8.8. WCC fantomu pozisyonlama.....	55
Resim 8.9. İç hizalama ışıkları doğruluğu test düzeneği	57
Resim 8.10. Koronal ve sagittal hizalama ışıkları uyum testi düzeneği	57
Resim 8.11. Masa uzaklık göstericisi test düzeneği.....	58
Resim 8.12. Yetişkin hastalar için CTDI fantomu düzeneği	60
Resim 8.13. Pediatrik hastalar için CTDI fantomu düzeneği.....	60
Resim 9.1. 3B iyi ve kötü sinogram görüntü örnekleri	65
Resim 9.2. 3B WCC sinogram görüntüsü.....	65

Resim	Sayfa
Resim 9.3. 2B WCC iyi ve kötü sinogram örnekleri	66
Resim 9.4. 2B WCC sinogram görüntüsü	66

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
A	Kütle numarası
c	Işık hızı
d	Uzaklık faktörü
E	Enerji
k	Geçiş faktörü
m	Kütle
Men	Menzil
N	Nötron sayısı
p	Doz sınırı
T	Meşguliyet faktörü
Z	Atom numarası
Z_k	Zırh kalınlığı
β⁺	Pozitron
β⁻	Elektron
v	Nötrino
μ	Azalmı sabiti
Γ	Spesifik doz sabiti
ρ	Hacim
λ	Parçalanma sabiti

Kısaltmalar	Açıklama
A-13	Azot-13
AMU	Atomik kütle numarası
BaF₂	Baryum Florid

Kısaltmalar	Açıklama
BGO	Bizmut Germanyum Oksit
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Bq	Becquerel
Ci	Curie
CPM	Dakikadaki sayım
CTDI	Bilgisayarlı tomografide doz indeksi
C-11	Karbon-11
C-14	Karbon-14
DQA	Günlük kalite kontrol
FDG	Florodeoksiglukoz
FOV	Görüş alanı
FWTM	Onda bir yükseklikteki tam genişlik
FWHM	Yarı yükseklikteki tam genişlik
F-18	Flor-18
GM	Geiger Müller
GSO	Seryum aktive edilmiş gadalonyum oksosilikat
Ge-68	Germenyum-68
G-68	Galyum-68
HU	Hounsfield Units
ICRU	Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu
ICRP	Uluslararası Radyasyon Korunma Komisyonu
keV	Kilo elektron volt
KF	Kalite faktörü
LET	Lineer enerji transferi
LLD	Alt seviye ayırıcı
LOR	Yanıt Çizgisi
MMD	Maksimum Müsaade edilebilir Doz
mR/h	mili Röntgen/saat
mSv	mili Sievert
NaI(Tl)	Sodyum İyodür (Talyum)

Kısaltmalar	Açıklama
nSn	Nano Saniye
O-15	Oksijen-15
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
PMT	Foton Çoğaltıcı Tüp
R/h	Röntgen/saat
R-82	Rubidyum-82
SCA	Tek Kanallı Analizör
SI	Uluslararası birimler sistemi
SPECT	Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi
Sv	Sievert
TAEK	Türkiye Atom Enerjisi Kurumu
TVL	Onuncu değer kalınlığı
T_b	Biyolojik yarı ömür
T_{eff}	Effektif yarı ömür
T_f	Radyoaktif maddenin yarı ömrü
ULD	Üst seviye ayırıcı
VQC	Hacimsel kalite kontrol
YSO	Ytiryum Okzositlikat
W	İş yükü
WB	Tüm Vücut
QA	Kalite güvence
µR/h	mikro Röntgen / saat
2B	İki boyutlu
3B	Üç boyutlu

1.GİRİŞ

Nükleer tıp organ ve organ fonksiyonlarının çalışmasına dair bilgiler vermeyi amaçlamaktadır. Bu, hastaya verilen radyoaktif maddeden çıkan fotonların deteksiyonuna dayanır [1]. Bunun için gama kamera, bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi (SPECT), pozitron emisyon tomografisi (PET), birleşik pozitron emisyon ve bilgisayarlı tomografi (PET-BT) kullanılır.

Klinik çalışmalarda PET-BT görüntüleme sistemlerinden elde edilen sonuçların güvenilirliği ve doğruluğu için kalite kontrol uygulamaları gerçekleştirilmelidir. Bu uygulamalar ile hasta ve çalışanların daha fazla radyasyona maruz kalmaları önlenecek ve kuruldukları andaki performanslarını kaybetmiş sistemlerin tespit edilmesi mümkün olacaktır. Kalite kontrol uygulamaları ile herhangi bir cihazın performansı kantitatif olarak belirlenerek klinik çalışmaların doğru ve güvenilir olması sağlanır. Bu uygulamalar kalite kontrol uygulamaları, kabul ve referans testleri olmak üzere iki bölümde incelenebilir[2].

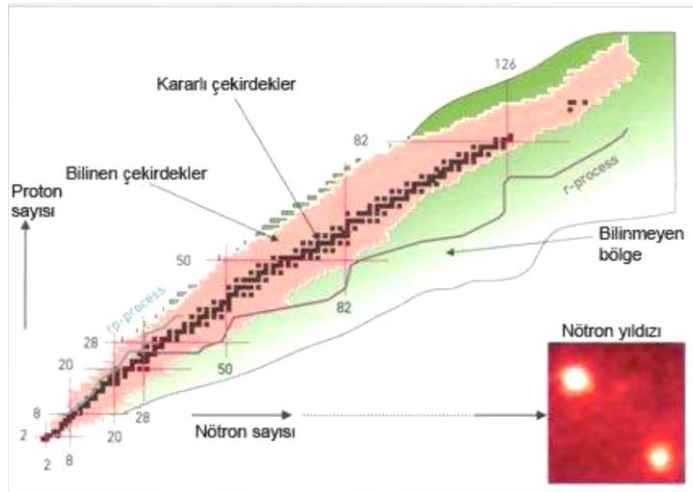
Bununla birlikte, bu cihazların kurulacağı ünitelerde, üniteler kullanıma hazır hale gelmeden önce inşaat esnasında tüm oda duvarlarının, radyasyonun toplum üyesi kişiler ve çalışan personel üzerindeki etkilerini kabul edilebilir seviyeye indirmek amacıyla zırhlama hesaplarının yapılması gerekmektedir. Bu zırhlama hesapları doğrultusunda inşa edilen ünitelerin zırhlama doğruluğu uygun materyaller ile kontrol edilmelidir.

Bu amaçlarla tezde, Hacettepe Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan GE marka Discovery ST modeli PET-BT cihazı kullanılarak cihazın kurulumu sırasında kalite kontrol testleri yapıldı. PET NEMA NU-2 2001 Testleri ayrıntılı şekilde açıklandı. Hacettepe Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda kurulan PET-BT Ünitesi tüm oda duvarları ve kapılarının zırhlama hesapları, doz sınırı, uzaklık faktörü, meşguliyet faktörü, iş yükü gibi parametreler kullanılarak yapıldı. Hesaplamalara göre inşa edilen ünite, duvar ve kapıların kalınlıkları, gerekli radyoizotoplar kullanılarak, Geiger-Müller cihazı ile kontrol edildi.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1. Radyoaktivite ve Radyasyon

Bir atomun kararlılığı çekirdek içindeki proton ve nötron sayıları ile ilişkilidir. Artı yüklü protonlar arasında itici Coulomb kuvvetleri, yüksüz nötronlar arasında ise çekici Coulomb kuvvetleri mevcuttur[3]. İtici ve çekici kuvvetlerin birbirini dengelemesi, yani proton ve nötron sayılarının birbirine eşit olması durumunda çekirdek kararlı olacaktır[4]. Yani nötron/proton oranı 1'e ne kadar yakında çekirdek o oranda kararlı olacaktır. Şekil 2.1.'deki koyu siyah çizgi kararlılık çizgisidir. Bu çizgi üzerindeki çekirdeklerin nötron sayısı, proton sayısına eşittir. Kararlılık çizgisi etrafındaki pembe bölge ise şimdiye kadar laboratuvar ortamında üretilmiş 2000'e yakın izotopun yerini göstermektedir.



Şekil 2.1. Nükleer kararlılık

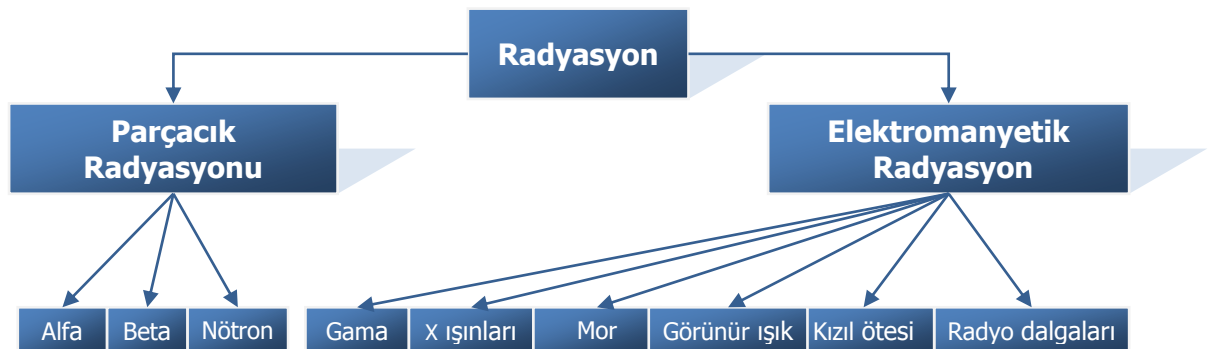
Ağır elementlere gidildikçe çekirdekte bulunan nükleon sayıları artmakta ve nükleonların çekirdek içersindeki değişen dizilimleri sonucunda itici kuvvetlerin lehine bir durum ortaya çıkmaktadır[4]. Bu durumu dengelemek üzere ağır elementlere gidildikçe nötron sayılarında bir artış izlenmekte, doğal olarak da ideal kararlılık çizgisinden nötron sayısı artışına doğru bir sapma izlenmektedir.

Elementlerde n/p oranı 1-1,5 arasında ise genellikle kararlılık sağlanmaktadır. Ancak n/p oranının 1,5-2,5 arasında olması durumunda doğal radyoaktivite, 2,5 den büyük olması durumunda ise yapay radyoaktivite söz konusudur.

Bazı elementler çekirdeklerindeki n/p dengesizliğinin bir sonucu olarak aşırı enerji yüküne sahiptir ve bu nedenle de kararsızdır. Bu elementler n/p dengesini sağlamak üzere fazla olan enerjilerini kaybederek kararlı duruma geçmeye çalışırlar. Bu kararlı hale geçme süreci içerisinde enerjilerini değişik şekillerde kaybederler ve farklı elementlere dönüşürler. Ortaya çıkan enerjiye radyasyon denir. Radyoaktif denilen bazı elementlerin kendiliklerinden parçalanmaları sonucu çevrelerine ışınlar yayması olayına radyoaktivite denir. Bir radyoaktif çekirdeğin kendiliğinden başka bir çekirdeğe dönüşmesi olayına parçalanma, yapay olarak bir çekirdekten başka bir çekirdek elde edilmesine transmutasyon denir. Radyoaktivite ile ilgili olayları inceleyen bilim dalına radyoaktivite denir[5].

Radyasyonun bir enerji geçişi olduğunu söylemiştik. Yayınlayan kaynağın özelliğine bağlı olarak bu enerji parçacıklar veya elektromanyetik dalgalar tarafından taşınabilir. Radyasyonu tanımlamada üç ana parametre kullanılır (Şekil 3.4).

- Enerjisi (düşük ve yüksek enerjili radyasyon)
- Türü (parçacık radyasyonu ve elektromanyetik radyasyon)
- Kaynağı (doğal ve yapay radyasyon kaynakları)

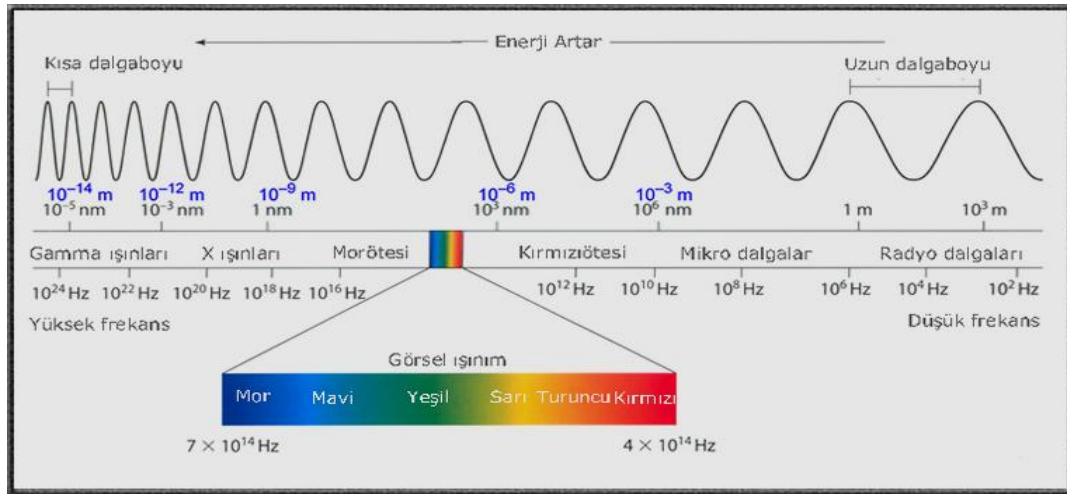


Şekil 2.2. Radyasyonun çeşitleri

Yüksek enerjili radyasyon iyonize radyasyon olarak da tanımlanır ve atomdan elektron koparabilen dolayısıyla atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. Bunlar: Alfa, Beta, Gama ve X-Işınları'dır.

Düşük enerjili ya da iyonize olmayan radyasyon ise etkileştiği materyal içindeki atomları yeteri kadar enerjisi olmadığı için iyonize edemez ve sadece uyarılmakla yetinir. Mikrodalgalar, görünür ışık, radyo dalgaları, kızılötesi ve (çok kısa dalga boyluları hariç olmak üzere) morötesi ışık iyonize olmayan radyasyona örnektir.

Elektromanyetik spektrumu oluşturan bütün radyasyonlar (Şekil 3.5), yüksüz ve kütsüz fotonlar tarafından taşınmaktadır. Eğer iyonize edici elektromanyetik radyasyon çekirdekten yayınlanıyorsa gama, yörüngeden yayınlanıyorsa X ışını adını alır.



Şekil 2.3. Elektromagnetik radyasyonun enerji spektrumu

2.2. Radyoaktif Bozunma Türleri

Radyoaktif çekirdekler kendiliğinden bozunuma uğrarlar. Bu süreç üç şekilde gerçekleşebilir. Alfa ve beta bozunumlarında kararsız bir çekirdek, alfa ya da beta parçacıkları yayarak daha kararlı bir çekirdek haline gelmeye çalışır. Gama bozunumu ise çekirdeğin cinsi değişmeden uyarılmış bir durumdan taban duruma bozunmasıdır.

2.2.1. Alfa (α) bozunumu

Çekirdeğin kararsızlığı hem proton hem de nötron fazlalığından ileri geliyorsa, çekirdek iki proton ve iki nötrondan oluşan bir alfa parçacığı yayınlayarak bozunur (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Alfa (α) bozunumu

Böylece Eş. 2.1’de görüldüğü gibi bozunan çekirdeğin atom numarası 2, kütle sayısı ise 4 azalır. Rutherford alfa parçacığının gerçekte He çekirdeği olduğunu göstermiştir. Bu bozunumda proton ve nötron sayıları ayrı ayrı korunur. Ayrıca toplam enerji de korunmalıdır (Eş. 2.2).



$$Q = \Delta mc^2 = [m(X) - m(X') - m({}^4_2 He)].c^2 \quad (2.2)$$

Bozunum nedeniyle ortaya çıkan enerjinin büyük kısmını, momentumun korunumu gereğince küçük kütleye sahip olan alfa parçacığı alır. ${}^4_2 He$ çekirdeği yüksek enerjiye sahip olsa da ağır kütlesi nedeniyle menzili çok kısadır. Alfa bozunumu genellikle kütle numarası 190’dan büyük çekirdeklere daha sık görülür. Enerji spektrumu kesiklidir ve 4 ile 10 MeV arasında değişim gösterir. Bu enerji ile havada yaklaşık 4 cm kadar gidebilirken dokuda bu mesafe 0,003 mm kadardır. Dokudaki erişme uzaklıklarının çok kısa olması nedeniyle, alfa parçacıklarının cilde bulaşması durumunda deriyi geçmesi mümkün olmaz. Enerjisinin tamamını olduğu yere

bırakarak orada kuvvetli iyonizasyon yaratır. Alfa ışınlarının deteksiyonları da zordur[5].

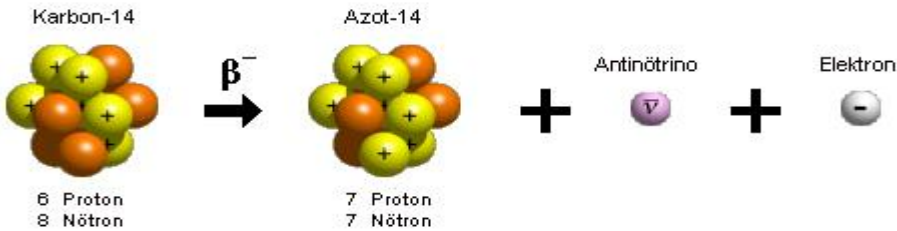
2.2.2. Beta (β) bozunumu

Beta bozunumunun üç farklı türü vardır. Bunlar:

β^- bozunumu: Eğer bir radyoizotopun kararsızlığı çekirdekteki nötron fazlalığından ileri geliyorsa, çekirdeğindeki enerji fazlalığını gidermek için nötronlardan birini proton ve elektron haline dönüştürür (Eş. 2.3). Proton çekirdekte kalırken, elektron hızla atomdan dışarı atılır.



Bu yüksek hızlı elektrona beta parçacığı veya negatron adı verilir. Bu şekilde beta emisyonu yapan radyoizotopun atom numarası bir artarak kendinden bir sonraki elementin izobar atomuna dönüşür. Bu bozunuma da kütle sayısı değişmediği için izobarik bozunma adı verilmiştir (Eş. 2.4).

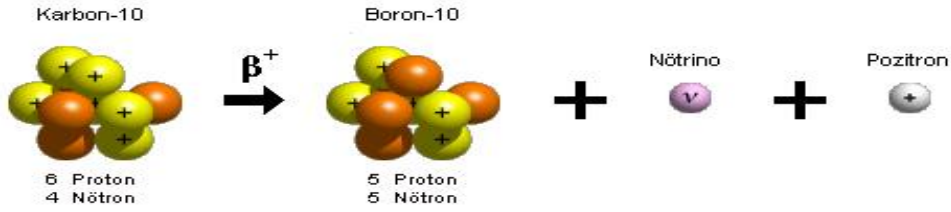


Şekil 2.5. β^- bozunumu

β^+ bozunumu: Atomun kararsızlığı nötron azlığından veya proton fazlalığından ileri geliyorsa protonlardan biri nötron ve pozitif yüklü elektrona yani pozitrona dönüşür (Eş. 2.5).



Nötron çekirdekte kalır, pozitron dışarı fırlatılır. Böylece pozitron yayınlayan radyoizotopun (Şekil 2.6) proton sayısı bir eksilerek kendinden bir önceki elementin izobar atomuna dönüşür, fakat kütle sayısı değişmez (Eş. 2.6).

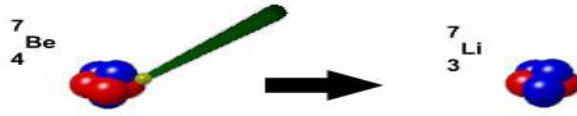
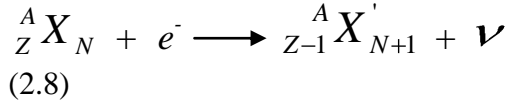


Şekil 2.6. β^+ bozunumu

Pozitron elektronun anti parçacığdır. Çekirdekten fırladıktan sonra çevresindeki materyallerin atomlarıyla çarpışmalar yapar. Kinetik enerjisini kaybederek vücut içindeki dokularda birkaç mm mesafede durur bu olay yaklaşık 10^{-9} saniye sürer. Pozitron bir elektron ile çarpışması sonucunda kütesini enerjiye dönüştürerek yok olur. Bu olaya yok olma olayı denir[5]. Yok, olma olayı ilerleyen konularda ayrıntılı şekilde anlatılacaktır.

Elektron yakalama olayı: Çekirdek proton fazlalığından dolayı kararsız ise atomun çekirdeğe yakın (K, L) yörüngelerine yakın elektronlarından biri çekirdek tarafından yakalanır. Elektronla bir proton birleşerek nötron ve nötrino haline dönüşür (Eş. 2.7). Bu bozunumda çekirdekten parçacık salınmaz ancak pozitron bozunmasında olduğu gibi proton sayısı bir eksilir. Kütle numarası ise aynı kalır (Eş. 2.8). Bu olayda

boşalan elektron yörüngesine üst yörüngelerdeki başka bir elektron geçer ve bremmstrahlung (frenleme) radyasyonu adı verilen x ışınları yayınlanır.

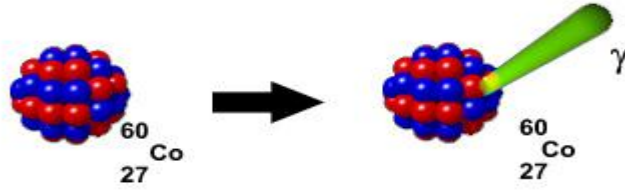


Şekil 2.7. Elektron yakalama olayı

Yukarı da bahsedilen her üç beta bozunumunda da proton ve nötron sayıları bir birim değişmesine rağmen kütle numarası sabit kalır. Ayrıca her üç bozunumda nötrino ve anti-nötrino denilen yüksüz ve kütsüz parçacıkların yayınlandığı görülmektedir. Bu parçacıkların varlığı ilk olarak Pauli tarafından 1930'da önerilmiş ve daha sonra Fermi tarafından nötrino olarak adlandırılmışlardır. Beta bozunumunda yayımlanan elektronların enerjileri sürekli bir spektruma sahiptir.

2.2.3. Gama (γ) bozumu

Çekirdekteki enerji fazlalığı dolayısıyla radyasyon yayınladıktan sonra çok defa hemen karar durumuna geçemez, bozunmada oluşan çekirdek hala yarı kararlı durumdadır. Bu fazla kalan uyarılma enerjisini hemen elektromanyetik özellikte olan bir gama radyasyonu şeklinde yayınlar (Şekil 2.8). Bu şekilde bozunan yarı kararlı çekirdeğin atom ve kütle sayılarında bir değişme olmaz, bu nedenle izomerik bozunma adı verilmiştir.



Şekil 2.8. Gama (γ) bozunumu

Gama yayınlanmasının yarı ömrü diğer bozunumlarla kıyaslandığında çok kısadır, genellikle 10^{-9} saniyeden daha küçüktür, ancak saat, hatta gün mertebesinde yarı ömürlü gama yayınlanması da vardır. Enerji spektrumları ise kesiklidir.

Gama fotonları, X-ışınları ile aynı özellikleri taşır. Ancak daha önce bahsedildiği gibi meydana geliş yerleri farklıdır. Gama ışınları çekirdekten yayılırken, X-ışınları yörüngeler arasındaki elektron geçişleri sırasında meydana gelir[5]. Gama ışınlarının elektriksel yükü yoktur. Bu nedenle diğer parçacıklar tarafından itilme ve çekilmeye maruz kalmazlar.

2.3. Radyoaktif Bozunma Formülü

Radyoaktif parçalanma veya bozunma kendiliğinden olan bir olaydır. Radyoaktif bozunmayı durdurmak, yavaşlatmak veya bozunma hızını değiştirmek mümkün değildir[5]. Radyoaktif maddenin vücuda alınmasının ardından miktarlarının azalmasında iki olay önem kazanır. Birincisi radyoizotopun fiziksel yarılanması ikincisi biyolojik yollardan (idrar, tükürük, terleme... vs) vücut ya da organ dışına atılarak miktarının yarılanmasıdır. Belli bir zaman başlangıcındaki radyoaktif atomların yarısının parçalanması için geçen süreye fiziksel yarılanma (T_f), radyoaktif maddenin biyolojik yollardan vücut ya da organ dışına atılarak miktarının yarılanmasına ise biyolojik yarılanma (T_b) denir. Ancak vücut içinde her iki olay birlikte meydana geleceğinden her iki olayı birlikte ifade eden efektif yarılanmadan

(T_{eff}) bahsedilmelidir. Bu üç terim matematiksel olarak Eş. 3.9 'daki şekilde ifade edilir.

$$1/ T_{\text{eff}} = 1/ T_f + 1/ T_b \quad (2.9)$$

Radyoaktif parçalanmanın matematiksel ifadesi ise Eş. 3.10 'daki şekilde ifade edilir.

$$N_t = N_o \cdot e^{-\lambda t} \quad (2.10)$$

N_t ; t süre sonra kalan atom sayısını, N_o ; Zaman başlangıcındaki atom sayısını, e ; Doğal logaritma tabanını, λ ; Parçalanma sabitini, t ; Geçen süreyi, (-) işareti ise azalmayı gösterir. Parçalanma sabiti $\lambda = 0,693/T_f$ ifadesi ile verilmektedir. Parçalanma sabiti tanım olarak; Belli bir zaman dilimi içindeki bozunan çekirdek miktarının oransal değeridir.

Eş. 2.10'da görülen matematiksel ifade ile radyoizotopların belli bir süre sonra kalan miktarları hesaplanabilir. Radyoaktif bozunmadan sonra kalan aktivite miktarı zaman ile lineer bir değişim göstermediğinden, kalan veya bozunan miktarı ancak bu eşitlik yardımı ile hesaplamak mümkündür[5].

2.4. Elektromagnetik Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Gama ve X ışını gibi bütün elektromanyetik radyasyonlar birçok olayda parçacıklara benzer davranış gösterdiği için, çok küçük enerji paketleri anlamına gelmek üzere bu radyasyonların birim elemanına foton adı verilmiştir. Radyasyonun belli bir frekansı için bütün paketlerde taşınan enerji aynıdır ve Eş. 2.11'deki gibi ifade edilir.

$$E = h \cdot \nu \quad (2.11)$$

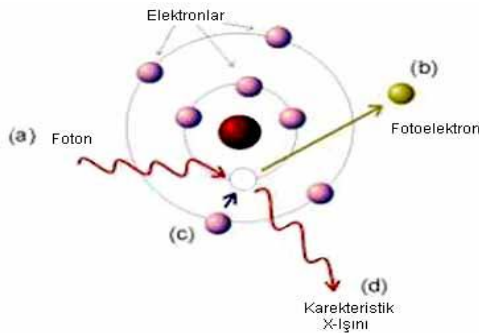
Fotonlar, içinden geçtikleri ortamın (maddenin) atomları ile rastgele yaptıkları karşılıklı etkileşimler sonucunda ortama enerji bırakarak absorblanabileceği gibi

saçılıma da uğrayabilirler. Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşiminde rol oynayan en önemli üç olay; Fotoelektrik olay, Compton saçılımı ve çift oluşumdur.

2.4.1. Fotoelektrik olay

Düşük enerjili bir foton genellikle içinden geçtiği ortamdaki atomların K veya L yörüngesindeki bir elektrona bütün enerjisini vererek onu pozitif yüklü çekirdeğin bağlayıcı kuvvetinden kurtarır. Dışarıya fırlatılan bu elektrona fotoelektron denir. Bu olay neticesinde oluşan elektron boşluğu dış yörüngedeki başka bir elektron tarafından doldurulur ve bu sırada X ışını yayınlanır. 0,5 MeV'den daha küçük enerjili fotonların ağır elementler tarafından soğurulmasında bu olay oldukça önemlidir. Bu olay sırasında gelen fotonun enerjisinin bir kısmı elektronu bağlı olduğu atomdan koparabilmek için harcanır, geri kalan kısmı ise koparılan elektrona kinetik enerji olarak aktarılır(Eş. 2.12).

$$h\nu = E_{\text{Bağlanma}} + E_{\text{Kinetik}} \quad (2.11)$$



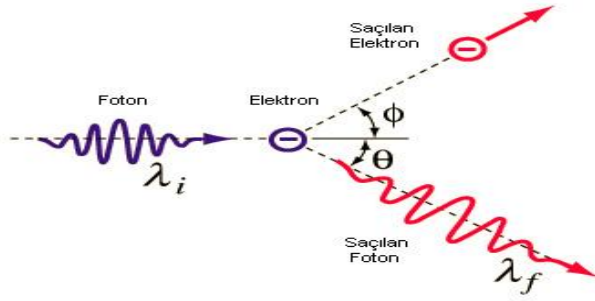
Şekil 2.9. Fotoelektrik olay

2.4.2. Compton saçılımı

Atoma gevşek olarak bağlanmış bir dış yörünge elektronu, enerjisi kendisine kıyasla çok daha büyük olan bir fotonla çarpışması sonucunda meydana gelen olaya Compton saçılımı denir (Şekil 2.10). Elektron kütleli bir parçacık olduğu için fotonun bütün enerjisini absorblaması momentumun korunumu gereği mümkün

değildir. Dolayısıyla foton, enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır saçılıma uğrayarak yoluna devam eder. Foton ile elektron arasında oluşan açı fotonun enerjisine bağlıdır. Gelen fotonun dalga boyu ile saçılan fotonun dalga boyu arasındaki fark aşağıdaki eşitlik ile verilir.

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c}(1 - \cos\theta) \quad (2.12)$$



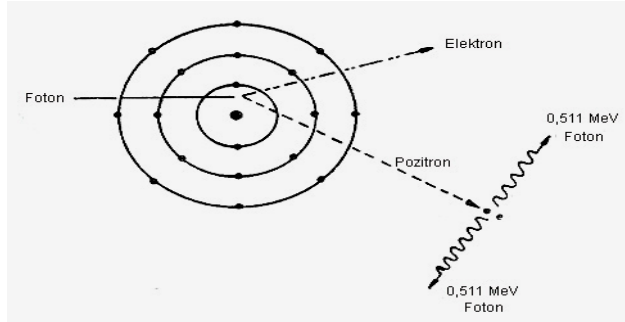
Şekil 2.10. Compton saçılması

Eş. 2.12' de h/mc Compton dalga boyu olarak adlandırılır. Enerjileri 0,5 - 2,0 MeV arasında olan fotonların hafif elementlerden oluşan ortamlar tarafından soğurulmasında bu olay diğerlerine göre daha önemlidir. Yüksek enerjili fotonlar enerjileri belirli bir seviyeye düşene kadar Compton saçılımına uğrarlar bu andan sonra da fotoelektrik olayla absorblanırlar. Çünkü sadece Compton saçılımı ile fotonlar tamamen soğurulamazlar.

2.4.3. Çift oluşumu

Fotonun enerjisi yeteri kadar büyük ise ve bu foton atom çekirdeğinin çok yakınından geçerse, kütlesi olmayan fotonun enerjisinden çekirdek yakınında aynı anda biri negatif yüklü elektron diğeri pozitif yüklü pozitron olmak üzere iki parçacık yaratılır. Böylece elektromanyetik bir dalgadan madde oluşur.

$$h\nu = m_{e^+} + m_{e^-} + T_{e^+} + T_{e^-} \quad (2.13)$$



Şekil 2.11. Çift oluşumu

Teorik olarak böyle bir çift oluşumunun meydana gelebilmesi için, Eş. 2.13'e göre fotonun enerjisinin en az $2 \times 0,511 = 1,022$ MeV olması gerekir. Foton enerjisinin daha büyük olduğu durumlarda ise bu enerjinin artakalan kısmı elektron ve pozitrona kinetik enerji olarak aktarılır. Oluşan elektron, atomla serbest elektronlar gibi etkileşirken, pozitron ise bir yörünge elektronu ile birleşir ve zıt yönlü iki foton salarak yok olur. Bu foton ise fotoelektrik yolla soğurulur.

2.5. Radyasyon Birimleri

Radyasyon ile ilgili birimler Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu (ICRU) tarafından tanımlanmıştır. İyonlaştırıcı radyasyonların tüm etkileri radyasyonun geçtiği ortamda meydana getirdiği iyonlaşmaya bağlıdır. İyonlaştırıcı radyasyon miktarının ölçülmesi için her şeyden önce radyasyonun absorblanmasını ölçebilecek birimlere ihtiyaç vardır[5].

Uluslar arası Birimler Sistemi(SI)'nin kabul edilmesiyle, ICRU 1971 yılında SI birimlerini tanımlamıştır. Radyoaktivite birimleri radyasyonun ölçülmesi ve radyasyondan korunma amacıyla kullanılmaktadır. Bu amaçla kullanılan eski ve yeni birimler bu bölümde incelenmiştir.

2.5.1. Aktivite birimleri

Aktivite; Birim zamandaki radyoaktif madde miktarıdır. Henüz yapay radyoizotopların elde edilmediği yıllarda çok uzun yarı ömürlü bir radyoaktif madde

olan radyum standart alınıp, radyoaktif madde miktarı birimi Curie (Ci) tanımlanmıştır[5]. Bu tanım, o yıllarda radyuma bağımlı olarak yapılmış ancak daha sonra bu tarihin radyumdan bağımsız olması fikri geliştirilmiştir. Bu sebeple, Uluslararası Standartlar ve Radyoaktivite Birimleri Komisyonu tanımı tüm radyoizotoplar genel bir tanım yapmıştır. Curie, saniyede $3,7 \times 10^{10}$ parçalanma yapan radyoaktif madde miktarının aktivitesidir.

SI birimlerinde aktivite birimi Becquerel (Bq) 'dir. Becquerel, saniyede bir parçalanma yapan aktivite miktarıdır.

2.5.2. Işınlama birimleri

Işınlama, X ve gama ışınlarının havayı ışınlama kabiliyetinin bir ölçüsüdür. Işınlama birimi Röntgen, normal hava şartlarında (0^0 ve 760 mmHg basıncı) havanın 1 kg'ında $2,58 \times 10^{-4}$ Coulomb'luk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan X ve gama radyasyon miktarıdır[5]. Röntgen sadece ışınlama birimi olup, foton sayısını ve foton enerjilerini vermez. Radyasyonun havayı iyonlaştırma kabiliyetinin bir ölçüsüdür.

SI birimlerinde ışınlama birimi olarak Coulomb / kg kullanılır. Coulomb/kg, normal hava şartlarında havanın 1 kg'ında 1 Coulomb'luk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan X ve γ radyasyon miktarıdır.

2.5.3. Absorblanmış doz birimleri

Absorblanmış doz birimi rad; Işınlanan maddenin 1 kg'ına 10^{-2} joule'lik enerji veren radyasyon miktarıdır. Bu birim sadece soğurulan enerji miktarını gösteren fakat hem parçacık, hem de elektromagnetik radyasyonlara uygulanabilen bir büyüklük olup, radyasyon demeti ile birlikte absorblayıcı maddenin özelliklerini içerir[5].

SI birimleri sisteminde absorblanmış doz birimizi olarak Gray(Gy) kullanılır. Gray, ışınlanan maddenin 1 kg'ına 1 joule'lik enerji veren radyasyon miktarıdır.

2.5.4. Doz eşdeğeri birimleri

Farklı iyonlayıcı radyasyonların meydana getirdiği biyolojik etkiler de farklıdır. Biyolojik etkilerin derecesi genel olarak radyasyonun yolu boyunca birim mesafede kaybedilen enerji kaybına (LET) bağlıdır. LET arttıkça radyasyonun kısa mesafede kaybettiği enerji artar ve buna bağlı olarak biyolojik etki de artar[5].

Biyolojik doz birimi rem'dir. Rem, 1 röntgenlik X veya gama ışınlarının meydana getirdiği aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır. SI birimler sisteminde doz eşdeğeri birimi Joule/kg olup, bunun özel adı Sievert (Sv)'dir. 1 Sievert, 1 Gy'lik X ve gama ışınları ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır.

2.5.5. Radyasyon birimlerinin birbiri ile ilişkisi

Radyasyon ile ilgili aktivite, soğurulma dozu, maruz kalma dozu gibi birimler birbirine dönüştürülebilir(Çizelge 2.1.)

Çizelge 2.1. Radyasyon birimlerinin birbiri ile ilişkisi

Büyüklik	Birimi		Dönüşüm
	Özel birim	SI birimi	
Aktivite	Ci	Bq	1 Ci = 3,7 x 10 ¹⁰ Bq 1 Bq = 27,03 x 10 ⁻¹² Ci
Işınlanma dozu	R	C/kg	1 R = 2,58 x 10 ⁻⁴ C/kg 1 C/kg = 3,876 x 10 ³ R
Soğurulmuş doz	Rad	Gy	1 rad = 0,01 Gy 1 Gy = 100 rad
Doz eşdeğeri	Rem	Sv	1 rem = 0.01 Sv 1 Sv = 100 rem

3. RADYASYON DETEKTÖRLERİ

Detektörler, fotonların enerjisini elektrik akımına çeviren algılayıcılar olup tıbbi teşhisler, radyoaktif tarih ölçümleri ve taban sayım ölçümleri gibi çeşitli amaçlar için kullanılırlar[7].

Detektör materyalinin seçimi ölçülecek radyasyon tipine ve radyasyon hakkında mevcut bilgiye bağlıdır. Radyoaktif bozunmalardan α parçacıkları veya düşük enerjili nükleer radyasyonlardan yayınlanan yüklü parçacıklar için çok ince pencereleli detektörler gereklidir, çünkü bu parçacıkların katılardaki maksimum menzili 100 μm ' den küçüktür. Beta bozunmalarında yayınlanan elektronlar için bu kalınlığın 0-1 mm arasında olması gerekirken, γ 'lar için bu aralık daha fazladır[7].

Radyasyonun ölçülmesinin temeli, radyasyon ile maddenin etkileşmesi esasına dayanmaktadır. Radyasyon maddeye çarpınca kimyasal, fotokimyasal, iyonizasyon ve flüoresans gibi çeşitli olaylara sebep olur ve enerjilerini kaybeder. Bu özelliklerden yararlanılarak radyasyonların ölçülmesini ve deteksiyonunu sağlayan cihazlar yapılmıştır. Deteksiyon ve ölçme cihazlarının bir grubu parçacıkların yüklerinden yararlanırken, bir grubu ise yüklerin toplanması prensibine dayanır. Fotoğraf metodu ve sintilasyon sayıcıları ilk gruba girerken, iyon odaları, orantılı sayıcılar ve Geiger Müller sayıcıları ikinci gruba girer[5].

3.1. Gaz Odalı Detektörler

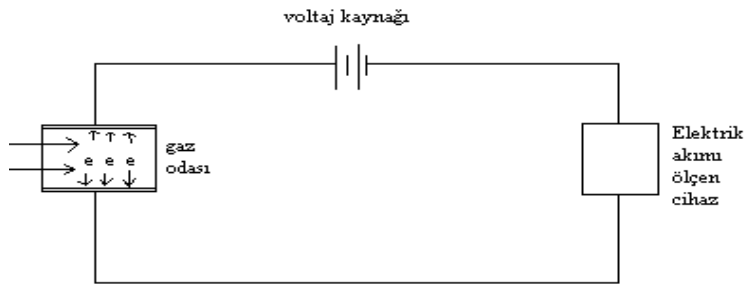
Gaz detektörleri, çalışma şekilleri ve işlevlerine göre başlıca iki gruba ayrılabilirler. Bunlar, akım okuyan grup ve parçacık okuyan gruptur. Akım okuyan gruba akım iyonlaştırma odaları, parçacık okuyan gruba ise, orantılı sayıcılar ve Geiger Müller sayıcılar girer[7].

3.1.1. İyon odalı detektörler

İyon odası, bir gaz içersinde meydana gelen iyon çiftlerinin oluşum hızlarını ölçer.

Ölçümler sırasında, elektrotlara uygulanan gerilimin doymayı sağlayacak kadar büyük olması sağlanmalıdır. Yani pozitif ve negatif iyonların tekrar birleşip nötrleşme oranları fazla olmamalıdır. Eğer elektrotlara uygulanan gerilim belli bir değerin altında olursa nötrleşme oranı fazla olup, ölçüm hatalarına sebep olabilir[7].

Bir iyon odası sisteminde başlıca üç kısım bulunur. Bunlar; İyon odası, elektronik devre ve göstergedir. İyon odaları (Şekilv3.1.) bir gaz içeren 500-100 cm³ hacminde bir metalik oda ile odadan ve birbirinden yalıtılmış iki plaktan yapılmış bunların arasına birkaç yüz voltluk potansiyel uygulanır[5]. Ölçümü alınacak radyoaktif madde odanın yakınına veya içine konur. Bu durumda, odanın radyoaktif numune tarafından gönderilen tanecikleri veya fotonları geçirecek incelikte alimünyum ya da uygun bir maddeden yapılmış bir penceresi olması gerekir.



Şekil 3.1. İyon odası detektörü

Radyasyonun geçmesi sonucunda odada oluşan iyonlar, merkezi elektrotta bir voltaj değişikliğine neden olurlar. Bu değişiklik, yük veya akım ölçen ve doğrudan doğruya birim zamanda röntgen olarak okuma veren bir sistemle ölçülür[7].

3.1.2. Orantılı sayıcılar

Orantılı sayıcılar, temel yapı özellikleri açısından iyonizasyon odası gibidir. Ancak bu sayaçta uygulanan voltaj iyon odalarınınkine göre daha fazladır ve gelen radyasyona göre daha fazla iyonizasyon meydana gelir. Dolayısıyla da daha düşük seviyedeki radyasyon ölçülebilir yani iyon odalarından daha hassastır. Bu cihazlarla

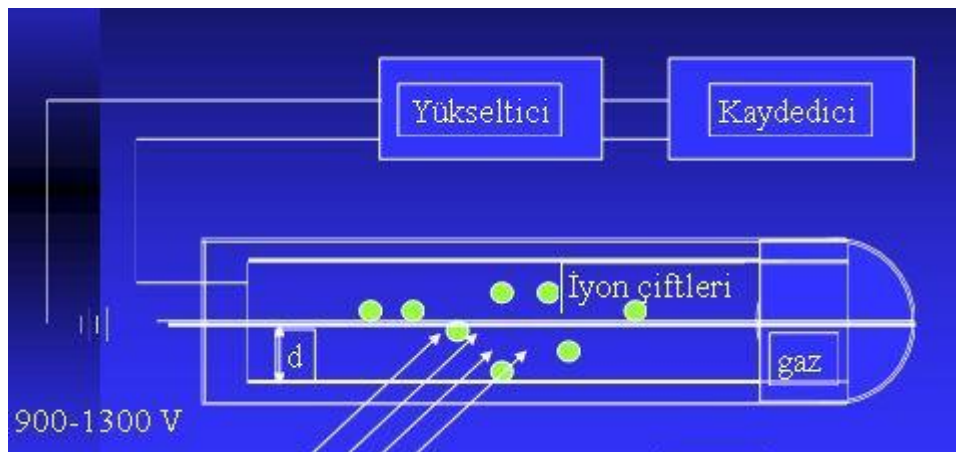
zayıf kaynaklı α ve β parçacıkları ve düşük enerjili X ışınlarının sayımı yapılabilir[7].

Merkezi elektrotta toplanan elektrik yükü gelen radyasyonun enerjisi ile orantılıdır. Bu iyon odalarında olmayan bir özelliktir. Bu sayede, farklı enerjilerdeki parçacıklar ayırt edilebilir ve aynı anda birden fazla radyoizotop ölçülebilir[8].

3.1.3. Geiger Müller sayıcılar

Geiger Müller sayıcıları, nükleer radyasyon ölçümlerinde en çok kullanılan cihazlardır. Çünkü diğer cihazlara göre birçok avantaja sahiptir. En önemli avantajı, maliyetlerinin çok ucuz olmasıdır[7].

Şekil 3.2. 'de çalışma sistemi görülen Geiger Müller tütünün çıkış sinyali diğer cihazlara göre çok daha yüksektir. Dolayısıyla yardımcı elektronik devrelerin maliyeti çok daha aza indirgenir. Yüksek gerilim beslemesi ile beraber Geiger Müller tüpü, pek çok ölçek birimini minimumda veya hiç yükseltmeden tutabilir. Deşarj mekanizması çok hassas olduğundan tek bir iyonlaştırıcı parçacık bile iyonlaşmayı tetikleyebilir[7].



Şekil 3.2. Geiger Müller sayıcılar

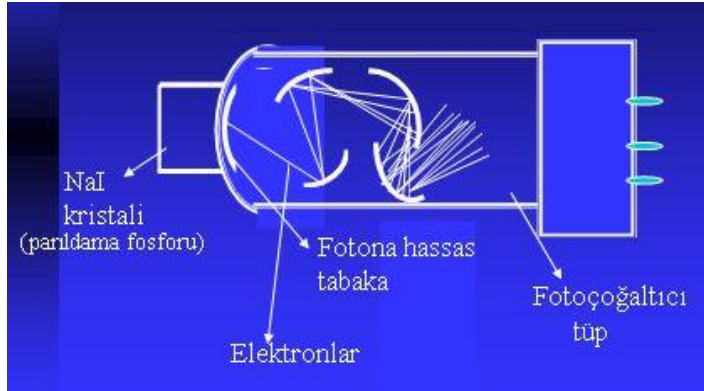
Bu sayıcıların dezavantajları ise, iyonlaştırıcı parçacıkların enerjilerini ayırt edemezler. Organik gaz yerine halojenle doldurulmuştur. Bu ömrünü uzatmasına rağmen genelde sınırlı bir ömre sahiptir (10^{13} civarında sayım yapar). Bir boşalmanın başlangıç zamanı ile, ikinci bir boşalmanın olabileceği zaman arasındaki periyot ölü zamanı verir. Toplam ölü zaman süresi, imalat sırasında ayarlanır ve bir elektronik devre ile sabitlenir[7].

Nükleer tıpta genellikle radyasyonun varlığının ve şiddetinin ölçülmesi amacıyla kullanılır[5]. Herhangi bir radyoaktif bulaş tespiti ve bulaşın temizlenmesi işleminden sonraki güvenlik değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılırlar.

3.2. Sintilasyon Detektörleri

Radyoaktif ışınlar bir maddenin atom ve molekülleriyle etkileşime girdiğinde enerjisine göre, madde içinde iyonizasyon ya da eksitasyon meydana getirir. Eğer radyasyon enerjisi her iki olayı da meydana getiremeyecek kadar düşük ise, etkileştiği ortamdaki moleküller arasında sadece bir titreşim meydana getirir ve yok olur. Üzerine düşen radyasyon enerjisi ile orantılı olarak dışarıya görünür ışık yayan cisimlere sintilatör denilir. Mesela aralarında sodyum iyodür, antrasin, naftalin ve fenantirinin bulunduğu sintilatörlere bir tek yüklü parçacık, X ışını veya γ ışını çarptığı zaman, bir ışık pırlıtsı meydana getirirler. Sintilatörlerden yayılan görülebilir ışıklara da sintilasyon denir. Bu ışık pırlıtları elektrik pulslarına dönüştürülür ki, daha sonra bu pulslar yükseltılarak, sayılabilir anlamlı sinyallere dönüştürülürler. Radyasyon detektörleri sintilasyonları alıp, değerlendiren aletler olup, bunlar sintilasyon detektörleri olarak da adlandırılırlar[5] (Şekil 3.3).

Nükleer spektroskopideki ihtiyaçlara cevap verebilecek yüksek verimli ve uygun çözme gücüne sahip aletler, sintilasyon sayaçları 1950'lerde geliştirilmiştir. Son yıllarda özel amaçlar için sıvı sintilatörler kullanılmaktadır[5].



Şekil 3.3. NaI kristalli sintilasyon detektörü

Sintilasyon sayaçları üç ana elemandan oluşmaktadır. Bunlar; Işıltı kristali, ışık-elektrik dönüştürücüsü(foton çoğaltıcı) ve elektrik yükseltecidir. Işıltı kristali, organik veya inorganik malzemeden yapılmış tek kristalden, plastik flor, aktive edilmiş bir cam veya sıvıdan olabilir. Foton çoğaltıcı, ışık darbelerini elektronik darbelere dönüştürür. Elektronik yükselteç ise, sinyalleri ölçüm işlemi için yükseltir[7].

Şekil 3.3 'deki işlemler şöyle gerçekleşir. Gelen radyasyon detektöre girer ve atomları uyarılmış düzeylere çıkaran çok fazla sayıda etkileşme yapar. Uyarılmış durumlar hızla, görünür bölgede ışık yayınlar bu şekildeki materyallere fluoresans denir. Işık foton duyarlı yüzeye çarparak foton başına en çok bir foto elektron salınmasına neden olur. Bu ikincil elektronlar foton çoğaltıcı tüpte hızlandırılır ve çıkış pulsları şekline dönüştürülür[7].

3.3. Yarı İletken Detektörler

Gazlı sayaçların, nükleer fiziğin ilgilendiği pek çok radyasyon için elverişsiz tarafı, düşük verimli olmalarıdır. 1 MeV'lik γ ışınlarının havadaki menzili 100 m civarındadır. Büyük yoğunluğa sahip katı detektörler, uygun boyutlarda olduğu zaman, uygun soğurma olasılıkları verirler. Ancak iyi çalışabilir bir katı detektör yapmak için birbiriyle çelişen iki kritik şartın sağlanması gerekir.

1. Elektron ve iyonların yeteri kadar birikip elektronik pulsların oluşabilmesi için yüksek elektrik alana dayanabilecek detektör materyaline ihtiyaç vardır. Radyasyon olmadığında az veya hiç akım geçmemelidir, böylece taban sayım gürültüleri düşük olacaktır.
2. Elektronlar, gönderilen radyasyon ile atomdan kolayca ve çok sayıda koparılabilmelidir. Elektronlar ve ilk iyonlaşan atomlar materyal boyunca kolayca hareket edebilmelidirler.

Birinci şart, yalıtkan bir materyal seçimini gerektirirken, ikinci şart bir iletken kullanımını önermektedir. Bu iki şartın bir yarı iletken ile sağlanacağı açıktır[7].

Yarı iletken detektörlerin işlevleri genelde iyon odalarına benzer ancak yük taşıyıcıları elektron ve pozitif iyonlar değil, elektron ve deşiklerdir. En yaygın olarak kullanılan yarı iletken detektör silikon ve germanyumdan yapılmıştır. Bu detektörlerin diğerlerine göre en önemli üstünlükleri enerji ayırma güçlerinin son derece yüksek olmasıdır.

4. PET SİSTEMİNİN GENEL PRENSİPLERİ

4.1. PET'in Tarihçesi

Pozitron salıcısı radyoizotoplara olan ilgi 1940 yılında Kamen ve Ruben'in ^{14}C (karbon-14) 'ü keşfi ile başlamıştır. 1950'li yılların sonlarına doğru Ter-Pogossian C, O_2 , N_2 gibi vücudun temel yapı taşlarını oluşturan kısa yarı ömürlü pozitron salıcısı radyoizotoplarla bölgesel metabolik çalışmaların yapılabileceği fikrini ortaya atmış ancak bu fikir 1970 li yılların ortalarına kadar pek ilgi görmemiştir.

Pozitron görüntüleme ile ilgili ilk çalışmalar 1950'li ve 1960'lı yıllarda başlamış, bu amaçla Anger kamera ve iki detektörlü sistemler kullanılmıştır [9-12]. Bu sistemlerde NaI(Tl) (Talyumla aktiflenmiş Sodyum İyodür) kristalleri kullanılmış ve ancak iki boyutlu görüntülemeler yapılabilmiş, çok yüksek maliyetler nedeniyle sınırlı sayıdaki laboratuarda uygulama imkânı bulunmuştur. 1970'li yılların başında Hounsfield ve Ambrose'nin X ışınlı bilgisayarlı tomografiyi keşfi ile tıbbi görüntüleme alanında yeni bir dönem başlamış [13], aynı yıllarda bazı önemli tıp merkezlerinin (Massachusetts General Hospital, Sloan Kettering Institute, California University ve Ohio State University gibi) siklotron kullanarak pozitron salıcısı radyoizotopların üretimine başlaması ve üretilen radyoizotopların biyomedikal araştırmalarda kullanılması pozitron görüntülemeye de bir ivme kazandırmıştır. Günümüzde yüksek rezolüsyonlu PET görüntülemenin mümkün olması tıptaki gelişmelerin yanı sıra diğer alanlardaki teknolojik ve bilimsel gelişmelerin (çekirdek fiziği, radyofarmasi, elektronik, matematik, biyomedikal ve bilgisayar teknolojisi gibi) de ortak bir sonucudur. İlk yıllarda sadece bilimsel araştırmalar amacıyla kullanılan PET daha sonraki yıllarda yüksek tanısal potansiyeli ile rutin klinik uygulamalar arasına girmiştir. PET tarayıcıları başlangıçta tek kesitlik görüntüler alan ve ortalama 32 NaI(Tl) detektöründen oluşan sistemler iken (çözünürlük ~ 2 cm) takip eden yıllar içerisinde, farklı kristal (LSO, BGO gibi) yapısında ve daha çok sayıda detektörden oluşan, aynı anda birkaç kesit görüntü alabilen sistemler haline dönüşmüştür. Bu gelişmeler sonrasında çözünürlük 2cm'den 1cm'nin altına inmiştir.

PET görüntüleme cihazlarının ticari anlamda piyasaya sürülmesi 1970'li yılların sonuna doğru gerçekleşmiş olup gelişim süreci içerisinde sisteme daha çok sayıda detektör, ring ve foton çoğaltıcı tüp (PMT) eklenmesi sistem duyarlılığı ve ayırt etme gücünü arttırmış, görüntüleme süresini ise kısaltmıştır [13-15]. PET Görüntülemenin kronolojik gelişimi Çizelge 4.1.'de özetlenmiştir[21].

Çizelge 4.1. PET görüntüleme kronolojik olarak elde edilen gelişmeler

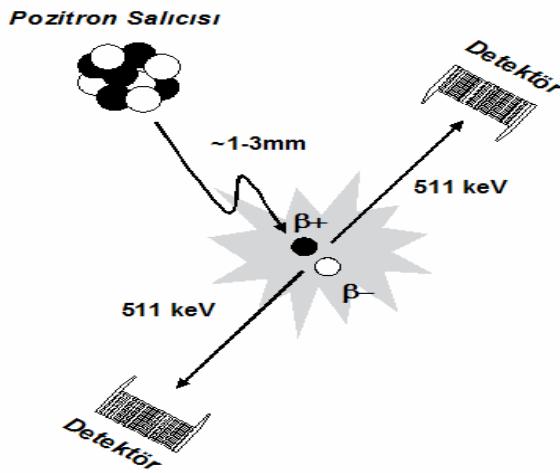
Tarih	PET görüntüleme elde edilen gelişmeler
1930	Pozitronun keşfi (Carl Anderson)
1932	Siklotronun keşfi (Ernest Lawrence)
1934	Yapay radyoaktivitenin keşfi (İrene Curie ve Frederick Juliot) 11C, 13N, 18F gibi pozitron salıcısı bazı radyoizotopların tanımlanması
1958	Pozitron salıcısı fizyolojik radyoizotopların (11C, 13N, 18F) biyomedikal araştırmalarda efektif olarak kullanılmaya başlanması
1962	Sintilasyon kameranın geliştirilmesi (Anger)
1966	İki detektörlü pozitron kameranın geliştirilmesi (Anger)
1963	Back Projection yöntemi ile gama ışınlarından görüntü oluşturma çalışmaları (Kuhl ve Edwards)
1964	İlk medikal siklotron ünitesinin kurulması (Washington Üniversitesi, St.Louis)
1970	Çok detektörlü PET tarayıcısının geliştirilmesi (Brownell ve Burnham) ve ilk rekonstrüksiyon, örnekleme ve atenüasyon düzeltme çalışmaları (Ter-Pogossian)
1973	Bilgisayarlı Tomografinin keşfi (Hounsfield ve Ambrose)
1974	İlk fantom (PETT II), hayvan (PETT II ^{1/2}) ve insan (PETT III) çalışmaları
1976	İlk ticari PET görüntüleme sisteminin (ECAT) piyasaya sürülmesi (Phelps ve Hoffman)

4.2. Pozitron Salınımı ve PET' te Kullanılan Radyoizotoplar

Nükleer kararlılık eğrisinin üstünde yer alan çekirdekler proton yönünden fazlalığı olan çekirdeklerdir. Bu çekirdekler proton fazlalığından kurtularak kararlı hale geçme eğilimindedirler. Proton yönünden fazlalığı olan bu tür çekirdekler atom

numarası 40 olana kadar görülebilmektedirler. Bu çekirdeklerin proton fazlalığından kurtulmalarının yollarından biri elektron yakalama olayı, diğeri çekirdeğin pozitron emisyonu ile bozunmasıdır. Pozitron emisyonunda bir proton nötrona dönüşürken, ortama pozitif yüklü bir elektron (β^+ ; pozitron) ve bir adet nötrino ($\bar{\nu}$) salınır. Reaksiyonda ortaya çıkan nötrino hemen hemen kütsüz olarak kabul edilen ve diğere parçacıklarla çok zayıf etkileşime giren yüksüz bir parçacıktır[15]. Bozunum sonunda ortaya çıkan yeni çekirdeğin atom numarası ana çekirdeğe göre bir azalırken kütle numarası aynı kalır[16]. Eş. 2.5' de bozunumun denklemini görülmektedir.

Pozitron emisyonunda ortaya çıkan pozitronun ömrü çok kısadır ve enerjisine bağlı olarak ortamda 2-7 mm ilerledikten sonra ortamdaki bir elektron ile birleşerek yok olur[17]. Yok olma olayından sonra elektron ve pozitron, $E = mc^2$ formülüne göre sahip oldukları kütlelerin enerji eşdeğeri olan 511 KeV enerjili iki fotona dönüşürler. Bu fotonlar momentumun korunumu ilkesi gereğince birbirlerine $180^\circ \pm 0,25^\circ$ açı ile zıt yönde yayınlanırlar. Bu olaya yok olma olayı, oluşan fotonlara da yok olma fotonları denir(Şekil 4.1.).



Şekil 4.1. Yok olma olayı

Pozitron salıcısı radyoaktif maddeler, kararlı izotopların yüklü parçacıklar (proton, döteron, helyum çekirdeği gibi) ile bombardımanı sonucunda elde edilirler. Bu amaçla siklotron adı verilen parçacık hızlandırıcıları kullanılır. (Resim 4.1.)



The MINITrac System

(a)



(b)

Resim 4.1 (a) Kendinden zırhlı , (b) Dış zırhlı malı siklotronlar

PET tarama sistemlerinde, hastaya uygulanarak vücut içerisindeki biyodağılımını tamamlayan görüntüleme ajanından kaynaklanan, aralarında 180° açı bulunan 511 KeV'lik gama fotonu çiftlerini tespit etmek üzere farklı sayı ve konfigürasyonlarda detektör halkaları mevcuttur. Birbiri ile 180° açı yapacak şekilde konumlanmış detektör çiftleri, belirlenen zaman limiti içerisinde (nano saniye mertebesinde) tespit edilecek her bir gama foton çiftini sistem bilgisayarında x, y ve z eksen koordinatları ile birlikte, tek bir nokta olarak kaydederler. Bu zaman limiti dışında detektörlere ulaşan fotonlar ise, sayıma dahil edilmezler. Bu noktalar, radyoaktivitenin yoğun olduğu bölgelerden daha çok, az olduğu bölgelerden ise daha az sayıda kaydedilir. Bu ham veriler sistem bilgisayarını tarafından işlenerek tomografik PET görüntüleri oluşturulur.[18-20].

PET görüntüleme için kullanılan radyoizotoplar fiziksel yarı ömürleri 1,3 ile 110 dakika arasında değişmektedir. Fiziksel yarı ömür (T_f) daha önce bahsedildiği gibi bir radyoizotopun başlangıç aktivitesinin yarıya düşmesi için gereken süre olup her bir radyoizotop için karakteristiktir. PET görüntüleme için kullanılan radyoaktif bileşiklerin kısa yarı ömürlere sahip olması, merkezleri kendi üretimlerini yapmaya zorlamaktadır. Ancak bir siklotronun işletimi, çok yüksek personel ve işletim giderlerini, çok sayıda kalifiye personeli ve ek mesaiyi gerektirmektedir[21].

Nükleer Tıp’da teşhis ve tedavi amacıyla kullanılan ve bir radyoizotop ile bioaktif bir molekülden oluşan bileşiklere radyofarmasötik denir. Radyofarmasötiğin hastaya verilmesinden sonra bioaktif molekül vücuttaki belli bir doku veya organa yerleşmesini sağlar. Radyoizotop ise radyofarmasötiğin teşhis veya tedavi konusundaki işlevini yerine getirir. İzotopun yaydığı radyasyonun türü, nükleer tıpta hangi maksatla kullanılacağını belirler. Amaç görüntüleme ise; Giriciliği daha fazla olan gama (veya pozitron) yayıcılarla işaretli moleküller kullanılırken amaç tedavi ise; Beta veya alfa yayıcılarla işaretlenmiş moleküller kullanılır[22].

PET çalışmalarında %90 oranında Flor-18 (18F) işaretli bileşikler kullanılmaktadır. F-18’in fiziksel yarı ömrünün yaklaşık 2 saat civarında olması görüntüleme ajanının üretim yapan merkezlerden satın alınıp kullanılmasına olanak vermektedir. PET görüntülemede en sık kullanılan radyoizotopların fiziksel yarı ömürleri ve elde edilme yöntemleri Çizelge 4.2 ’de özetlenmiştir[22].

Çizelge 4.2. En sık kullanılan pozitron salıcısı radyoizotoplar

Radyoizotop	Fizik Yarı ömrü (dk)	Üretim Yöntemi
Oksijen-15	2,07	Siklotron
Azot-13	9,96	Siklotron
Karbon-11	20,4	Siklotron
Galyum-68	68,3	Jeneratör
Flor-18	109,7	Siklotron
Rubidyum-82	1,25	Jeneratör

Günümüzde en çok kullanılan PET görüntülemede kullanılan radyoaktif işaretli bileşikler (görüntüleme ajanları) ve kullanım alanları Çizelge 4.3. ’de sıralanmıştır[21].

PET çekimleri sırasında FDG adı verilen glikozun radyoaktif hale getirilmiş bir şekli kullanılır. Bu madde hastaya damar yolu ile verilir. Kanser hücrelerinin normal

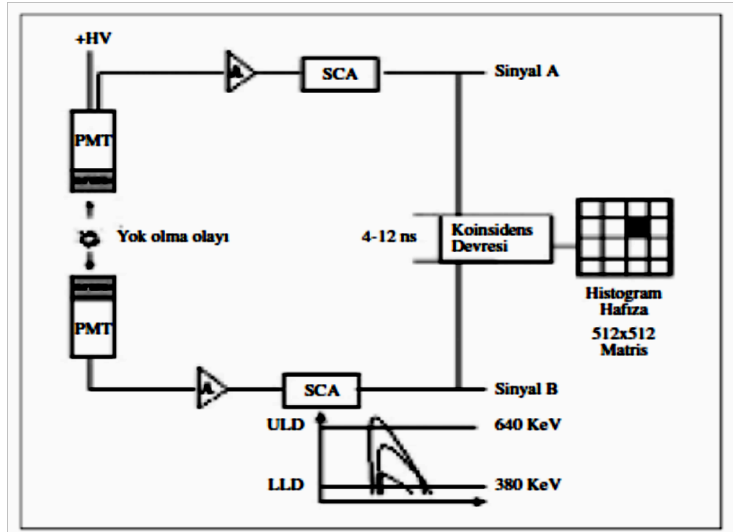
hücrelerden daha hızlı metabolizmaya sahip olması nedeniyle FDG, bu hücrelerde daha fazla tutulur ve tümör dokusunun yeri görüntülenebilir.

Çizelge 4.3. PET görüntüleme ajanları ve kullanım alanları

Görüntüleme ajanı	Kullanım alanı
F-18 florodeoksiglukoz	Bölgesel glukoz metabolizması
F-18 sodyum florid	Kemik tümörleri
C-11 metionin	Amino asit uptake/Protein sentezi
C-11 deoksiglukoz	Bölgesel beyin metabolizması
O-15 oksijen	Oksijen ekstraksiyon fraksiyonu
C-11 karbon monoksit	Beyin kan hacmi
O-15 karbon monoksit	Beyin kan hacmi
O-15 su	Beyin kan akımı
O-15 karbon dioksit	Beyin kan akımı
C-11 bütanol	Beyin kan akımı
C-11 N-metil spiperon	Dopamin D2, Serotonin S2 reseptörleri
F-18 N-metil spiperon	Dopamin D2, Serotonin S2 reseptörleri
C-11 raclopride	Dopamin D2 reseptörleri
F-18 spiperon	Dopamin D2 reseptörleri
Br-76 bromospiperon	Dopamin D2 reseptörleri
C-11 karfentanil	Opiat mü reseptörleri
C-11 flumazenil	Benzodiazepin (GABA) reseptörleri

4.3. PET'in Çalışma İlkesi; Yok - Olma Fotonlarının Eş Zamanlı Deteksiyonu ve Farklı Etkileşmeler

Bir elektron-pozitron etkileşmesinden ortaya çıkan yok olma fotonlarının deteksiyonu için karşılıklı olarak yerleştirilmiş detektörler ve bir eş zaman devresi kullanılır (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. PET de eş-zaman deteksiyonu oluşum devresi

PET’de eş zaman deteksiyon olayının oluşumu:

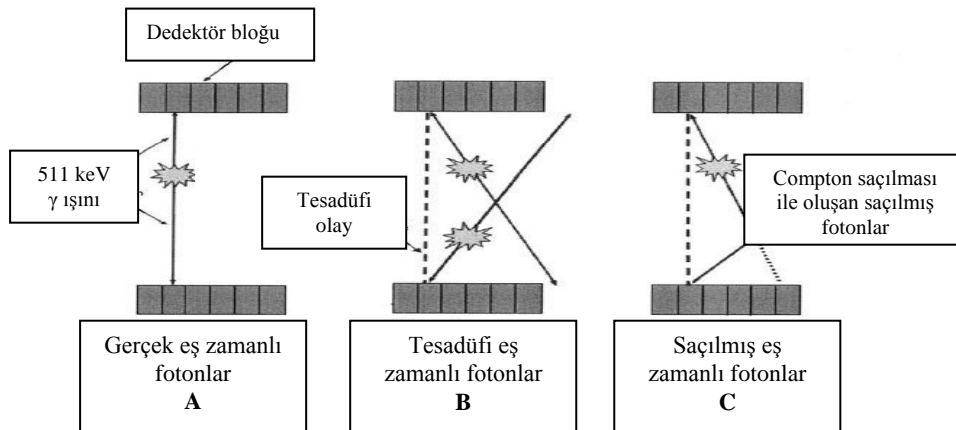
1) Yok-olma olayı sonucunda oluşan 511 KeV iki foton iki detektör tarafından algılanır. 2) Sinyal gücü güçlendiricide (Amplifier-A) yükseltilir (10-100 kat) ve tek kanallı analizöre (Single Channel Analyzer-SCA) gönderilir. 3) SCA gelen sinyaller, üst seviye ayırıcı (Upper Level Discriminatör-ULD) ve alt seviye ayırıcı (Lower Level Discriminatör-LLD) kullanılarak 511 KeV’e göre \pm %25’lik (380-640 KeV) pencere ile Compton saçılmasından arındırılır. 4) Sinyaller eş zaman deteksiyonu devresine belli bir zaman aralığında (4-12 ns) gelir ve belirlenen Compton enerji penceresinde iseler, sistem bu iki sinyali eş zamanlı deteksiyon olarak algılar ve bilgisayar hafızasına kaydeder. 5) Bilgisayar tarafından kayıt edilen bu bilgiler daha sonra üç boyutlu görüntülere dönüştürülürler[15].

Pozitron emisyonunda ortaya çıkan iki foton eş zamanlı olarak yayınlanmaktadır. Bu fotonların eş zamanlı deteksiyonu PET’de görüntülemenin temel prensibini oluşturmaktadır. PET, çok kısa bir zaman farklılığı (Eş zamanlama penceresi = 6-12 nsn) içinde, aynı yok olma olayından kaynaklanan yok olma fotonlarını algılamak için, dairesel olarak yerleştirilmiş birçok detektörden oluşmuştur. Görüntülenmesi istenilen nesnenin farklı bölgelerinde oluşan 511 KeV enerjili foton çiftleri halka şeklinde konumlandırılmış bu detektörler tarafından algılandıktan sonra, bu verilerden yararlanılarak bilgisayar aracılığı ile nesnenin 3-boyutlu görüntüsü

yaratılmaktadır. Burada önemli olan nokta, 180° zıt yönde yerleştirilmiş olan detektörlere gelen fotonların aynı yok olma olayından kaynaklandığının doğru tespit edilmesidir. Aynı yok olma olayından kaynaklanan iki 511 KeV yok olma fotonunun, herhangi iki detektör tarafından aynı eş zaman penceresi içinde algılanmasına çakışma olayı denilmektedir. Bu durumda sistem bir adet sayım kaydetmektedir[15].

Yok olma fotonları iki detektör arasında “yanıt çizgisi” (Line of Response – LOR-) adı verilen düz bir çizginin herhangi bir noktasından çıkarlar. PET sisteminde kaynağı dairesel olarak çevreleyen birçok detektörün LOR’ları kullanılarak pozitronların salındığı noktalar bulunur[23].

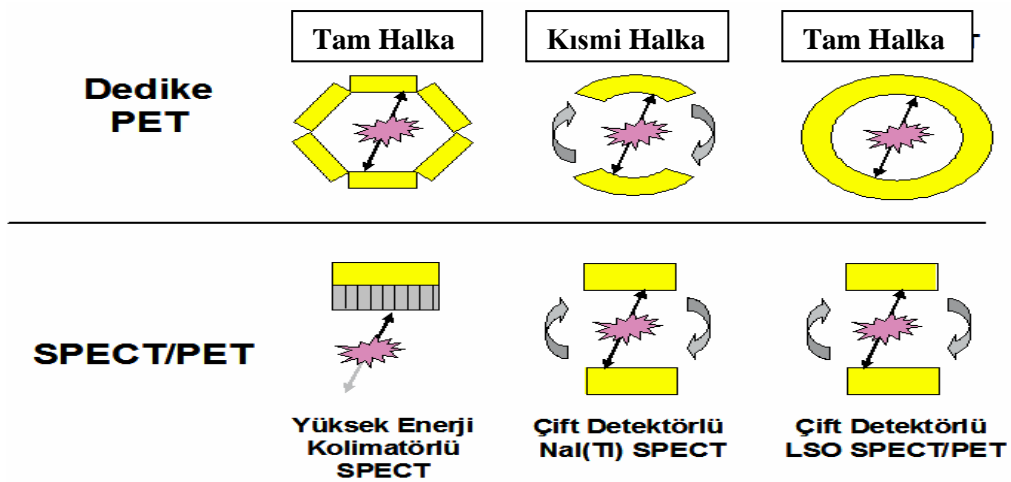
Kaynak içerisinde yukarıda bahsedildiği gibi gerçek eş zamanlı yok olma fotonlarının salındığı etkileşmeler dışında, çok sayıda farklı etkileşmelerinde gerçekleşmesi mümkündür. Görüntüyü olumsuz yönde etkileyen bu etkileşmelerden bir tanesi tesadüfî eş zamanlı sayımın ortaya çıkmasıdır. Bu durum, kaynakta iki çekirdeğin aynı anda radyoaktif parçalanma yapması ve bu iki ayrı çekirdekte çıkan iki yok olma fotonunun, eş zaman penceresinde sayılmaları sonucu ortaya çıkar ve hatalı pozisyon bilgisi kayıt edilir. Compton etkileşmeleri sonucunda ise saçılmış eş zamanlı sayım ortaya çıkar. Bu durum, iki saçılmış fotonun iki zıt detektöre eş zaman penceresi içerisinde deteksiyonları şeklindedir ve yine hatalı pozisyon bilgilerinin kayıt edilir[23] (Şekil4.3.).



Şekil 4.3. Gerçek eş zamanlı fotonlar (A), Tesadüfî eş zamanlı fotonlar (B), Saçılmış eş zamanlı fotonlar (C).

4.4 PET Detektör ve Kristal Yapıları

PET sistemlerinde farklı detektör tasarımları mevcuttur (Şekil 4.4.). Örneğin kısmi halkalı sistem sürekli dönme hareketi yaparken, diğer bir sistemde sistem sabittir ve 6-8 arasında düzlemsel detektör içermektedir.



Şekil 4.4. Farklı PET detektör tasarımları

PET detektörlerinde sintilatörler, foton çoğaltıcı tüpler veya foto diyotlar ile kullanılmaktadır[23]. Sintilasyon kristallerinin ortak temel özellikleri gama ışını ile etkileştiklerinde sintilasyon fotonu oluşturmalarıdır. Oluşan sintilasyon fotonları foto diyotta tespit edilir ve foton çoğaltıcı tüpler (PMT) yardımıyla elektronik ortamda akım sinyallerine çevrilirler[15]. Kristalde oluşan sintilasyon yoğunluğu kristal içinde biriken enerji ile orantılıdır. Bundan dolayı PET’de yüksek atom numaralı ve dolayısı ile yoğun materyaller kullanılır.

PET detektörlerinde kullanılan bazı kristal tipleri; talyum aktive edilmiş sodyum iyodür (NaI(Tl)), bizmut germanyum oksit (BGO), seryum aktive edilmiş lütesyum okzosilikat (LSO), seryum aktive edilmiş yitiriyum okzosilikat (YSO), seryum aktive edilmiş gadolinyum okzosilikat (GSO) ve baryum florid (BaF₂) dir[15].

Çizelge 4.4' de PET sistemlerinde kullanılan kristallerin fiziksel özellikleri verilmiştir.

Çizelge 4.4. PET sintilatörlerinin fiziksel özellikleri

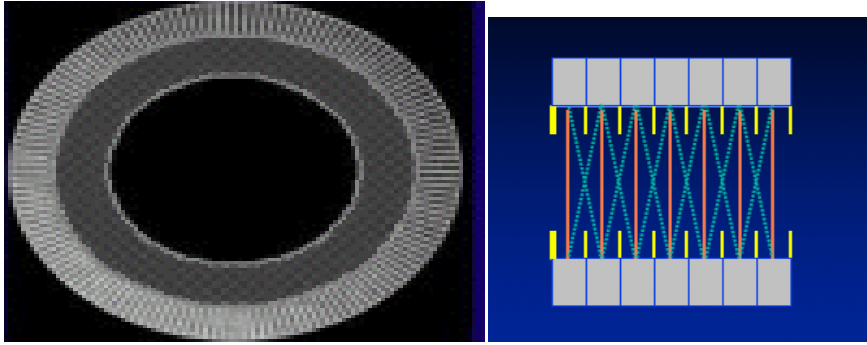
Özellik	NaI (TI)	BGO	LSO/ LYSO	YSO	GSO	BaF ₂
Yoğunluk (g/cm ³)	3,67	7,13	7,4	4,53	6,71	4,89
Etkin Z	50,6	74,2	65,5	34,2	58,6	52,2
Azalım Uzunluğu(cm)	2,88	1,05	1,16	2,58	1,43	2,2
Azalım Sabiti(nSn)	230	300	40	70	60	0,8
Işık Verimi (foton/keV)	38	6	29	46	10	2
Dalga Boyu (nm)	410	480	420	420	440	220
ΔE/E (%)	5,8	3,1	9,1	7,5	4,6	4,3

4.5. Görüntüleme Yöntemleri

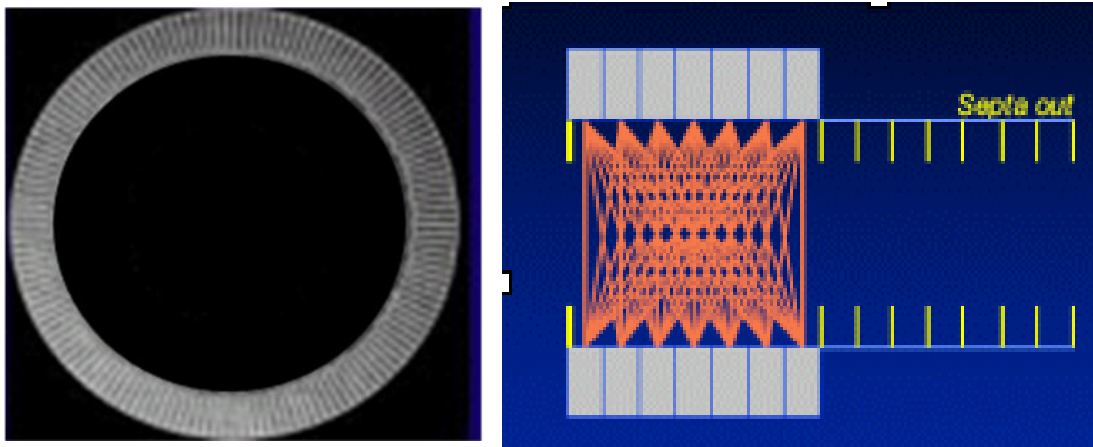
İyonize radyasyonun kullanıldığı görüntüleme sistemlerinde görüntülerin toplanma işleminin mümkün olduğu kadar kısa bir sürede tamamlanması ideal durumdur. Bu sayede hasta ve organ hareketlerinin etkileri en aza indirilir. Fakat görüntü kalitesinin yeterli kalitede olması, görüntüyü belirli sayıda fotonun oluşturmasına bağlıdır[18].

PET taramalarını 2 (2B) veya 3 (3B) boyutlu olarak yapmak mümkündür. 2B görüntülemelerde detektörler arasına kurşun veya tungsten septalar konulmak suretiyle saçılmış radyasyonun detektörlere ulaşması önlenir. Bu şekilde yapılan taramalarda toplam sayım yaklaşık % 10-15 oranında azalmakla birlikte görüntü kalitesinde belirgin iyileşme sağlanır. PET görüntüleme genel bir kural olarak; Toplam sayımın yeterli olduğu durumlarda mutlaka 2B tarama(Şekil 4.5.) yapılır. Detektörler arasında septalar olmaksızın yapılan taramalara ise 3B tarama adı verilir(Şekil 4.6.). Bu tip taramalarda her bir detektör daha geniş bir alandan sayım alır ve sayım hızı yaklaşık 5-6 katına çıkar. Bu nedenle 3B taramalarda daha az miktarlarda görüntüleme ajanı kullanarak daha kısa süreler içerisinde tetkiki tamamlamak mümkündür. 3B taramalar genellikle Santral Sinir Sistemi görüntülemelerinde ve

çocuk hastalarda kullanılır. Daha çok bilgisayar hafızası gerektirmesi ve veri işlemlerinin uzun sürmesi, elde edilen toplam sayımların daha fazla oranda saçılmış radyasyon içermesi nedeniyle görüntü kalitesinin 2B taramaya göre daha düşük olması, sayım hızının çok yüksek olması sonucu sistemin paralize olma olasılığının artması, 3B taramanın dezavantajlarını teşkil eder[21].



Şekil 4.5. Bilgilerin iki boyutta toplanması



Şekil 4.6. Bilgilerin üç boyutta toplanması

2B sistemlerde septa kullanılması nedeni ile azalan sayım hassasiyeti yüksek durdurma gücünde kristal kullanılarak dengelenmeye çalışılır, sayım hızı azaldığı için kristalin ışık azalım süresinin uzunluğu da kritik olmayacaktır. Hassasiyeti yüksek olan BGO kristalli sistemler 2B modunda kullanılırlar. 3B modundaki yüksek sayım hızı ve saçılım miktarı, azalım zamanı kısa ve enerji ayırma gücü yüksek kristalleri daha kullanışlı yapar. LSO, GSO ve NaI(Tl) kristalleri fiziksel özellikleri nedeni ile 3B için daha uygundur[21].

4.6. PET Sistemi Performans Özellikleri

PET sistemi performansını belirleyen birçok parametre mevcuttur. Uzaysal ayırma gücü, tesadüfi sayım hızı, hassasiyet, foton azalımı, radyoaktif azalım, saçılan ışınlar performansı etkileyen fiziksel sorunlardır ve her biri için düzeltme teknikleri önerilmiştir. Sistemin performansını belirlemek için sistemin tasarımı ile de ilgili özelliklerin ölçülmesi gerekir ve bu NEMA (Ulusal Elektrik Üreticileri Birliği) tarafından önerilen ölçüm protokolleri standart olarak kabul edilir[18]. NEMA tarafından ilk önerilen NU94 yöntemleri daha sonra 2001 yılında PET sistemlerinin tüm gövde ve 3B taramalarındaki performanslarını da ölçecek şekilde NU01 yöntemleri [23] ve son olarak da 2007 yılında NU07 standartları olarak genişletilmiştir.

4.6.1. Uzaysal ayırma gücü

Uzaysal ayırma gücü, sistemin iki ayrı noktayı ayırt etme kabiliyetini belirlemektedir. Görüntülenebilen ayrı kaynaklar arasında mesafe azaldıkça, ayırma gücü daha iyi olmaktadır[24]. PET sistemlerinde uzaysal ayırma gücünü etkileyen fiziksel ve tasarım özelliklerine bağlı faktörler vardır. Pozitronun menzili ilk faktördür. PET sistemi pozitron azalımı yapan radyoaktif çekirdeğin değil, yok olma fotonunun yerini detekte eder. Pozitron yok oluncaya kadar ortamda zikzaklı bir yol olarak birçok etkileşme yapar. Bu uzunluk pozitronun enerjisine bağlıdır ve pozitron menziline uzundur. PET uygulamalarında kullanılan farklı izotoplara ait pozitron enerjilerinin uzaysal ayırma gücünü etkilemesi FWHM (yarı yükseklikteki tam genişlik) olarak 1- 1,5 mm arasında olup azalan pozitron enerjisi ile ayırma gücü iyileşir. Uzaysal ayırma gücünü etkileyen ikinci faktör, pozitron ve elektronun tam etkileştikleri anda tamamen hareketsiz olmamalarıdır. Bu parçacıkların düşük momentumları, aralarındaki yayılma açısının 180° 'den daha farklı (yaklaşık $0,25^{\circ}$) olmasına neden olur, bu etkiye doğrusallıktan sapma denir[23].

Sistem hassasiyetini arttırmak için kalın kristallerin (2-3 cm) kullanılması durumunda, yok olma fotonlarının kristalin herhangi bir derinliğinde etkileşmeleri

söz konusudur, bu ise PET görüntülerinde uzaysal ayırma gücünü bozan etkileşme derinliği sorununu ortaya çıkarır[23]. Etkileşim derinliği bir düzeltme faktörü kullanılmasıyla ortadan kaldırılmaya çalışılır. İlk kullanılan düzeltme faktörü sintilatör içersindeki etkileşme sonucu meydana gelen ışığın, kristalin ön ve arka taraflarında bulunan foto tüp ve foto diyotlar ile paylaşılmasına dayanmaktadır. Foto tüp ve foto diyotlara ulaşan ışık miktarı etkileşme derinliğine bağlı olacağından etkileşme noktasına daha yakın olan ışık detektörünün sinyali daha şiddetli olacaktır. Diğer düzeltme tekniğinde ise, tek değil iki farklı kristal üst üste yerleştirilmiştir[23].

4.6.2. Tesadüfî sayım hızı

Tesadüfî sayım hızı daha önce bahsedildiği gibi, eş zamanlı fotonların deteksiyonunda birbiri ile bağlantılı olmayan fakat çok kısa bir zaman aralığında oluşmuş iki farklı yok olma olayına ait birer fotonun detekte edilmesi sonucu oluşur. Sistem farklı yok olma olaylarından gelen bu fotonları eş zaman penceresi içinde algıladığından eş zamanlı fotonlar olarak kabul edecektir. Bu durum düzeltme yapılmazsa görüntü kontrastını bozacak ve artefaktlar oluşturacaktır. Düzeltme tekniği geciktirilmiş eş zaman tekniğidir. Bu teknikte iki tane eş zaman devresi kullanılır. İlk devre tüm gerçek ve tesadüfî eş zaman sayımlarını tüm LOR'lar boyunca ölçer. İkinci devre ise tüm gerçek eş zamanlı sayımlar kayıt dışı bırakılır. Yani bu devrede detekte edilen fotonlar tesadüfî fotonlardır. Her iki devrede kayıt edilen tek foton sayım hızı aynıdır. Her LOR boyunca ikinci devrede sayılan tesadüfî fotonlar, birinci devrede kayıt edilenlerden çıkarılır. Çünkü ilk devrede gerçek + tesadüfî, ikinci devrede ise sadece tesadüfî fotonlar sayılmıştır[23].

4.6.3. Hassasiyet

Hassasiyet birim aktivite başına saniyede ölçülen gerçek eş zamanlı olayların saptandığı sayım miktarıdır. Sistemin hassasiyeti, tasarım geometrisine ve 511 keV enerjideki fotonların detektör tarafından durdurulma etkinliğine bağlıdır. Geometri, detektöre ulaşan foton sayısını ifade etmektedir. Çapı küçük ve aksiyel yönde geniş tasarımılanan sistemlerin hassasiyeti fazladır. Detektör etkinliği, kullanılan kristalin

yoğunluğuna ve etkin atom numarasına bağlıdır. BGO bu durumda en etkin kristaldir. Işık azalım süresi çok hızlı olan LSO ve GSO kristallerinin yüksek sayım hızlarında kullanılması, 3B görüntülerinde yüksek kalitede tüm gövde çalışmalarının yapılmasına olanak vermiştir[23].

4.6.4. Foton azalımı

Görüntüleme ajanının enjekte edilmesi sonrasında vücut içerisindeki organlardan kaynaklanan gama fotonları (emisyon görüntüleme) detektörlere ulaşmak üzere yolları üzerindeki değişik yoğunluktaki dokulardan geçerler ve bu esnada belli oranlarda soğurulurlar. Soğurulma miktarı fotonun kat ettiği mesafe ve içerisinde geçtiği dokunun yoğunluğu ile doğru orantılıdır. Örneğin gama fotonları kemik dokudan geçerken, akciğer dokusunda soğurulduğundan daha çok soğurulur.

PET görüntülemeye kullanılan fotonlarının enerjilerinin yüksek olması (511 keV) soğurulmanın belli bir oranda sınırlı kalmasını sağlasa da yüksek çözünürlüklü görüntüler elde etmek için bir düzeltmenin yapılması gerekir. Bu işleme foton azalımının düzeltilmesi adı verilir. Bu düzeltmeyi yapmak için fotonların yolu üzerindeki farklı dokulara ait düzeltme katsayılarının belirlenmesine ihtiyaç vardır. Bu bilgiler PET tarama öncesi 511 keV enerjili bir nokta kaynak (Ge-68 gibi) veya x-ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınarak (transmisyon görüntüleme) sağlanır ve her bir görüntüye bilgisayar tarafından otomatik olarak uygulanır.

4.6.5. Radyoaktif azalım

PET çalışmalarında çok kısa yarı ömürlü radyoaktif kaynakların kullanılması ve inceleme süresinin bu yarı ömre göre uzun olması bilgilerin radyoaktif azalımıyla düzeltilmesini gerektirir. Sinogramlar azalımının tersi olan $(0,693t/T_f)$ faktörü ile çarpılır. Burada t çalışmanın başlatıldığı zamana göre sinogramların elde edildiği süredir. $T_{f\text{ise}}$ radyoaktif maddenin fiziksel yarılanma süresini temsil etmektedir[23].

4.6.6. Saçılan ışınlar

Compton etkileşmeleri sonucunda saçılmış (scatter) eş zamanlı sayımın ortaya çıkar. Bu durum, iki saçılmış fotonun iki zıt detektöre eş zaman penceresi içerisinde deteksiyonları şeklinde olur ve hatalı pozisyon bilgilerinin kayıt edilmesine neden olur. Aynı zamanda görüntü kontrastını bozulmasına neden olur. PET sisteminde saçılan fotonların etkisi SPECT'e göre daha fazladır. Bunun nedeni SPECT'de görüntü bozulmasını etkileyen saçılan fotonlar sadece obje boyutları ile sınırlıdır ve havadaki saçılmalar ihmal edilebilir, fakat PET'de saçılan fotonların oluşturdukları LOR'lar objeden geçmeyebilir[23].

4.6.7. Sayım hızı performansı – Ölü zaman

PET sisteminde artan aktiviteye karşılık elde edilen sayım hızı belli bir aktivite değerinden sonra doğrusallıktan saparak azalmaya başlar, bu davranış sistemin ölü zamana girdiğini göstermektedir[23]. Bu zaman sistem gerçekleşen diğer olayları kayıt etmez ve sayım kayıpları meydana gelir. Gerçek sayımlar düşük aktivitelere ölçülen sayımların lineer fonksiyonu olarak belirlenir ve sistem tarafından düzeltilir.

4.6.8. Normalizasyon

PET sisteminde normal şartlarda tüm detektörlerin homojen olarak ışınlanmaları durumunda yanıtlarının da aynı olması beklenir, fakat detektör hassasiyetindeki farklılıklar ve sistemin tasarımından kaynaklanan bazı geometrik faktörler, LOR'ların yanıtlarında birbirlerine göre değişikliklere yol açarlar. Kesit görüntülerinin elde edilmesinden önce LOR yanıtlarındaki farklılıkların düzeltilmeleri gerekir.

Bilinen en basit normalizasyon işlemi düzlemsel ya da dönme hareketi yapan pozitron kaynağı (Ge-68) kullanarak yapılır. Burada tüm LOR bilgileri elde edilir ve daha normalizasyon katsayılarının her bir LOR sayımının tersi olarak saptanma

işlemi yapılır. LOR'lar arasında hiçbir farkın olmayacağı ideal durumda tüm katsayılar birbirine eşit olacaktır. Bu işleme direkt normalizasyon denir.

4.7. PET Sisteminin Avantajları

PET görüntülemenin klinik avantajları ve SPECT görüntülemeye göre avantajları aşağıda sıralanmıştır.

- Kısa yarı ömürlü radyoizotopların kullanılması; karbon, oksijen ve azot gibi doğal olarak vücutta bulunan atomların radyoaktif olanları ile yer değiştirebilme imkânı olması PET in önemli üstünlüklerindedir.
- Hastalıkların oluşumu sürecinde fizyolojik ve biyokimyasal değişiklikler yapısal değişikliklerden daha önce ortaya çıkar. Bu nedenle PET ile erken tanı, dolayısıyla etkin tedavi ve uzun sağ kalım süreleri sağlanır.
- Hastanın uygulanan tedaviye yanıtı erken dönemde değerlendirilerek daha etkin tedavi alternatifleri araştırılır, gereksiz yatak işgali önlenirken hastalar ilaçların yan etkilerinden korunur.
- Onkolojik olguların evrelendirilmesinde birden fazla test ile sağlanabilecek veriler tek bir görüntülemeye sağlanarak hasta mağduriyeti önlenir, ekonomik kazanç sağlanır, hastanın alacağı radyasyon dozu minimuma indirgenir.
- Yaygın hastalıkta en uygun biopsi yeri tespit edilebilir.
- Elektronik kolimasyondan dolayı kolimatör içermez ve yüksek hassasiyete sahiptir.
- PET ile perfüzyon, metabolizma ve reseptörler hakkında fonksiyonel kantitatif bilgiler edinmek mümkündür.
- PET in uzaysal çözünürlüğü (yaklaşık 5-8 mm) SPECT'e oranla (> 1 cm) oldukça yüksektir.
- SPECT için gerçek anlamda mümkün olmayan azalım düzeltmesi PET de mümkündür.
- PET ile sağlanan yüksek sayım istatistiği sayesinde enjeksiyonu takiben görüntüleme yapmak mümkündür[21].

5. BT SİSTEMİ GENEL PRENSİPLER

5.1. BT Tarihçesi

Bilgisayarlı tomografi, radyoloji incelemelerinde kullanılan görüntüleme yöntemlerinden biridir. Radyolojinin gelişiminde kesitsel görüntüleme kavramını başlatan bilgisayarlı tomografinin yeri büyüktür.

X ışını kullanılarak vücudun kesit şeklinde görüntülerini elde etmeye sağlayan bu yöntem, vücudun ince bir kesitinden azalıkların detektörlerle ölçülerek bilgisayar yardımı ile görüntü oluşturma temeline dayanır. BT'nin teorisi Amerikalı fizik profesörü A. Cormack tarafından geliştirilmiştir. İngiliz fizikçi Dr. G. Hounsfield'in 1972 yılında tanı alanına soktuğu ve x ışınlarının keşfinden bu yana yapılmış en büyük ilerleme olarak kabul edilen bu yöntem ile iki bilim adamına da 1979 yılında Nobel ödülü kazandırmıştır. Yöntem ilk defa beynin incelenmesinde kullanılmıştır. Ülkemizde ilk defa 1975 yılında Hacettepe Üniversitesi'nde uygulamaya başlanan yöntem "Bilgisayarlı Beyin Tomografisi" (BBT) adı verilmiştir. Tüm vücudu inceleyen aygıtların geliştirilmesi ile "Tüm Vücut" BT veya daha yaygın kullanımıyla Bilgisayarlı Tomografi oluşmuştur.

BT cihazları teknolojik gelişmelere paralel olarak büyük bir evrim geçirmiştir. Birinci nesil cihazlarda tek detektör kullanılmaktaydı. Tüp bir derece dönüyor, veri işleniyor ve tekrar bir derece dönüş yapıyordu. Bu işlem tüp ve detektör 180 derece dönene kadar tekrarlanıyordu. Bu 180 derecelik tek bir dönüşün tamamlanması yaklaşık 4,5 dakika almaktaydı. İkinci nesil BT'lerde yelpaze şeklinde bir ısı ve birden fazla sayıda detektör sistemi bulunmaktadır. Daha hızlı tarama zamanı elde etmenin yanı sıra aynı anatominin birden fazla detektörce izlenmesi sayesinde ayrıntıda artış sağlanmıştır. Üçüncü nesil BT'lerde kolime edilmiş X- ışını demetinin yelpaze şeklinde olması ve karşısında ışın demetini gören çok sayıda detektör kullanılmasıdır. Dördüncü nesil cihazlarda gantri boşluğunu 360 derece çevreleyen çok sayıda detektör kullanılmaktadır. Bu cihazlarda detektörler sabittir ve hasta çevresinde sadece X ışını tüpü dönmektedir. Nutating ring detektörler ve spiral slip

ring detektörler olmak üzere iki tip tasarlanmıştır. Nutating ring detektörlerde tüp detektör halkasının dışındadır. Tüp döndükçe detektörler önünde hareket etmiş olur. Spiral (helikal) ring sistemler 4. nesil geometrisinde kullanılmakla birlikte 3. nesil sistemlerde de görülebilmektedir. Bu sistemde kablo sınırlaması olmaması nedeni ile tüp hareketi süreklidir. Besinci nesil cihazlarda tüp ve detektör hareketi ortadan kaldırılmıştır. Gantri çok büyük bir x-ışını tüpü haline getirilmiştir. Elektron-beam tomografi olarak adlandırılan bu sistem bir süre devreye girdikten sonra multidetektör BT geliştirilmiştir[25].

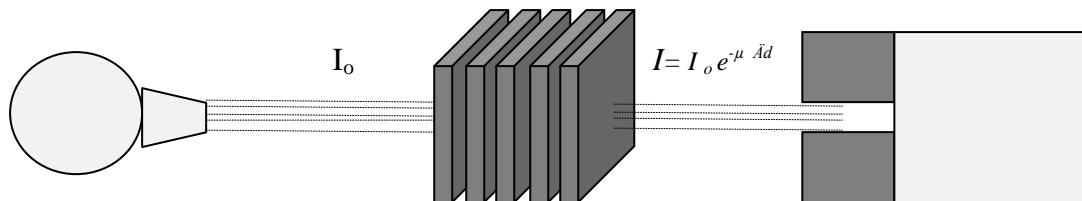
5.2. BT Teknolojisi

Bilgisayarlı tomografi (BT) sistemi, X-ışın incelemelerine benzer şekilde hastadan transmisyon görüntülerinin elde edilmesine yarar. Gantiride karşılıklı olarak yerleştirilmiş X-ışın tüpü, detektör dizisi, hasta yatağı çevresinde dönme hareketi yaparken birçok açıda elde edilen görüntüler, kesit görüntülerinin oluşturulmasında kullanılır[23]. Detektörlere ulaşan X ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun değişik dokularında değişen oranlarda azalır. Detektörlerde saptanan bu azalma miktarı bilgisayarlarla değerlendirilir. Birçok matematiksel işlem içeren oldukça karmaşık bir süreç sonucu, X ışınlarının taradığı alanın her bir noktasının X ışınını azalma değeri hesaplanır. Bu değerlerin saptanmasından sonra görüntüyü oluşturmak oldukça basit bir işlemdir.

$$I = I_0 e^{-\mu \Delta d} \quad (5.1)$$

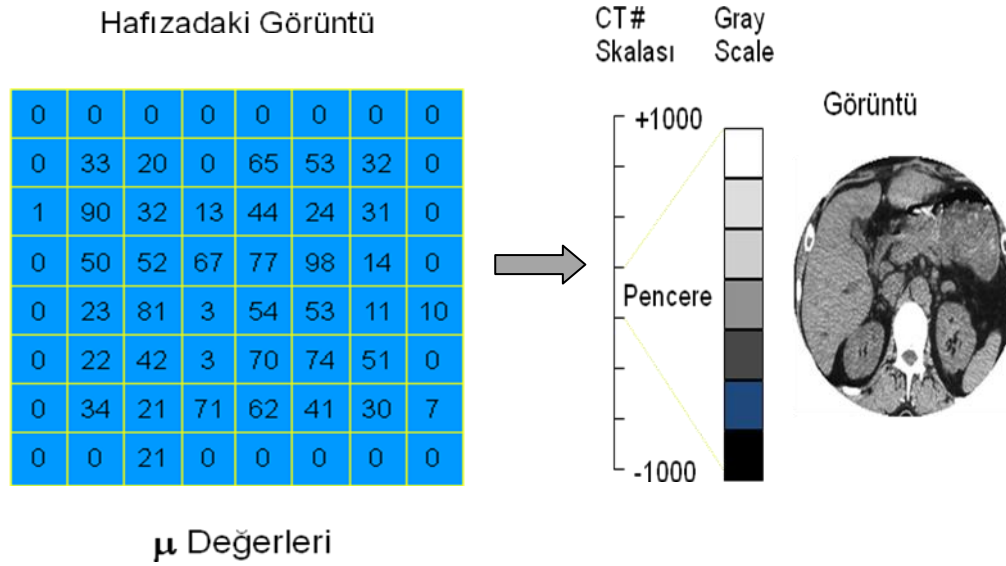
$$I = I_0 \{ e^{-\mu_1 \Delta d} + e^{-\mu_2 \Delta d} + e^{-\mu_3 \Delta d} + \dots \} \quad (5.2)$$

$$P = -\ln \{ I / I_0 \} = \int \mu(x) dx \quad (5.3)$$



Şekil 5.1. Bilgisayarlı tomografide foton azalımı

Ölçülen görüntü değeri yani projeksiyon değeri p yukarıdaki gibi hesaplanır. Bu projeksiyonlar kullanılarak elde edilen kesit görüntüleri ise azalım sabitinin (μ) dağılımıdır. Bu dağılım BT numaralarına (Hounsfield Units-HU) dönüştürülerek görüntülenir (Şekil 5.2.)[23].



Şekil 5.2. Görüntülerin HU numaralarına çevrilmesi

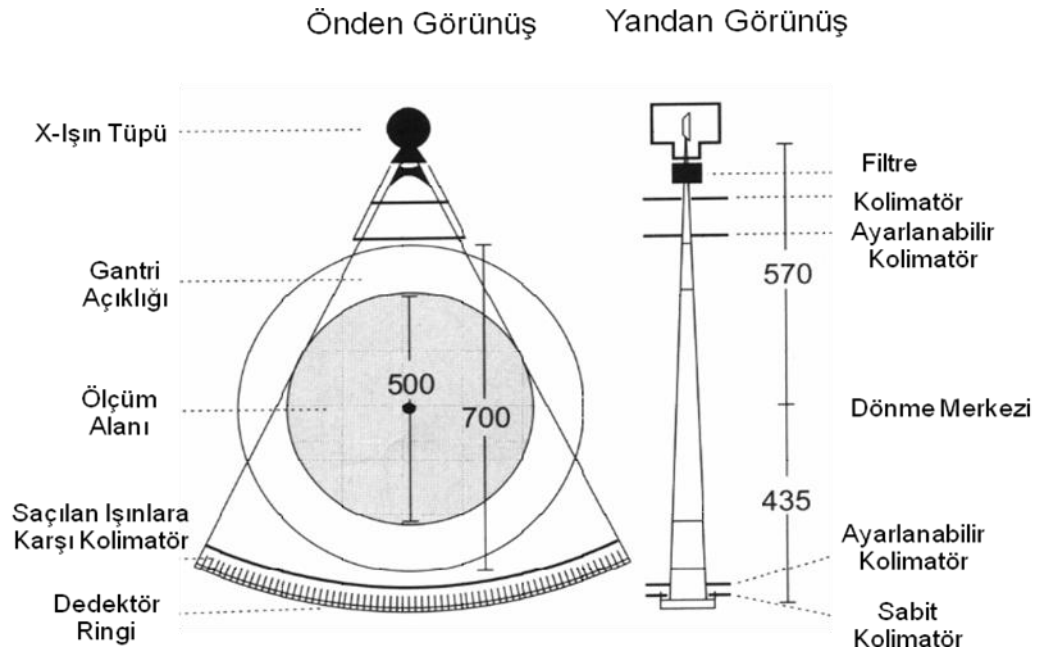
Kesit görüntülerini azalım katsayıları oluşturur. Bu katsayılar daha sonra HU değerlerine çevrilir. Görüntülemenin amacına göre belirli bir HU aralığı istenilen gri seviyede gösterilir. Şekil 5.2. 'de rakamlar keyfi olarak alınmıştır, gerçek μ değerlerini temsil etmemektedir[23].

5.3. BT Sistemi Donanımları

BT aygıtında tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi olmak üzere 3 bölüm vardır. Tarayıcı hasta masası ve gantriden oluşur. Gantri içerisinde tüp ve detektör sistemi bulunur (Şekil 5.3.)[25].

Masa gantri boşluğu içerisine girip çıkabilir. Her kesit alma işleminden sonra masa bir miktar hareket ettirilir. Bu şekilde hastanın incelenen bölgesinden ardışık kesitler alınabilir. BT'nin kesit alma esasına dayanan bir görüntüleme yöntemi olduğu için

istediğimiz kesit kalınlığına eşit kalınlıkta bir X ışın demeti yeterli olacaktır. Bu nedenlerle tüpten çıkan X ışınları kolime edilerek yelpaze şeklinde bir demet haline getirilir. Daha sonraki tasarımlarda gantrinin dönme ve hasta yatağının sürekli hareketleri senkronize edilmiş ve spiral tomografiler ortaya çıkmıştır.[25].



Şekil 5.3. Standart BT parçaları

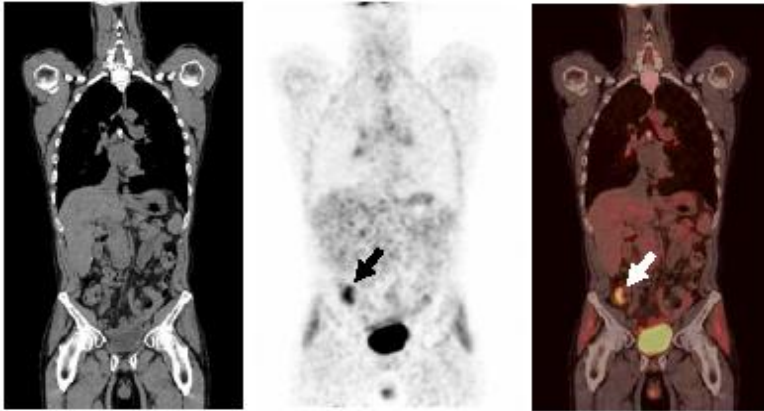
Helikal tarama yapan sistemlerde, görüntü kalitesi radyasyon dozu yönünden kullanıcı tarafından seçilmesi gereken önemli bir parametre pitch faktörü (PF) tek ve çok kesitli sistemler için tanımlanmaktadır. Tek kesitli sistemler için pitch faktörü; 360^0 rotasyon süresince olan masa hareket miktarının tek kesit kalınlığına oranı olarak hesaplanmaktadır. Çok kesitli sistemlerde ise bu faktör detektör ve X ışın demet genişlikleri için ayrı ayrı tanımlanır. 360^0 rotasyon süresince olan masa hareket miktarının X ışın demet genişliğine oranı ve rotasyon süresince olan masa hareketinin detektör genişliğine oranı olarak hesaplanmaktadır. Pitch faktörünün 1'den büyük olması durumunda daha geniş bir saha taranır ancak görüntü kalitesi düşer, radyasyon dozu azalır.

6. BİRLEŞİK PET-BT SİSTEMLERİ GENEL PRENSİPLER

6.1. Giriş

PET-BT; Pozitron Emisyon Tomografisi ve Bilgisayarlı Tomografi cihazlarının birleşmesi ile oluşan bir görüntüleme yöntemidir. PET, verilen radyofarmosötik ile vücudun fonksiyonu hakkında bilgi toplarken, BT vücuttaki normal ve patolojik dokuların anatomik detayını vermektedir. Her iki cihazın birleşmesi ile elde edilen veriler, iki cihazın toplamı değil verilerin çarpımı gibidir.

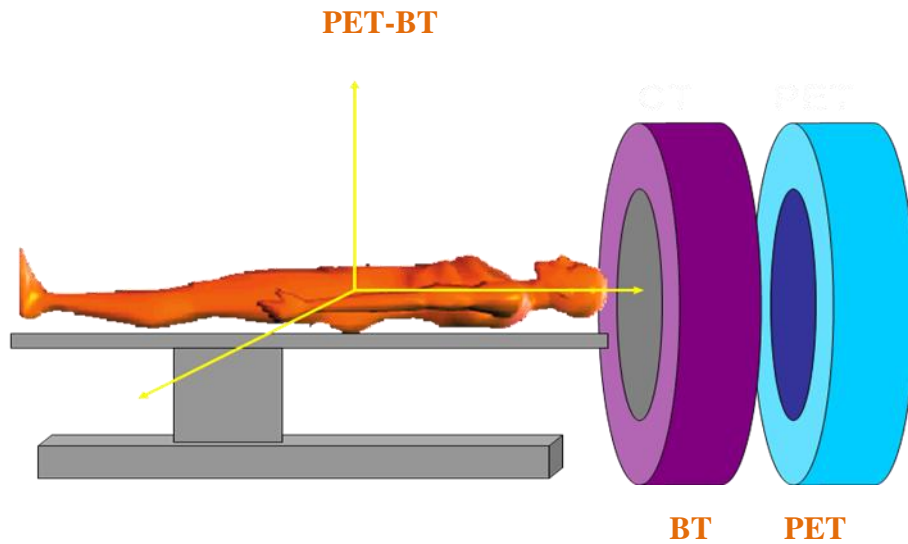
PET taramalarında görüntülenen fonksiyonel sapmaların anatomik olarak tespitinde sorunlarla karşılaşmıştır. F-18 FDG ‘nin karaciğer, kolon, beyin, kalp, kaslar ve diğer organlardaki spesifik olmayan tutulumları sonucunda sınırlı ölçüde anatomik bilgi sağlanır. PET görüntülerinin BT bilgileri ile birleştirilerek aynı anda hastaya ait fonksiyonel ve anatomik bilgilerin tek bir görüntüde elde edilmesi, oldukça önemli bir teknik gelişme olmuştur(Şekil 6.1.)[23].



Şekil 6.1. PET ve BT görüntülerinin birleştirilmesi. BT görüntüsü solda, PET görüntüsü ortada ve birleştirilmiş görüntü PET-BT görüntüsü sağda

PET-BT’de ilk uygulamalar ayrı sistemlerden farklı zamanlarda alınan görüntülerin birleştirilmesi şeklindeydi. Bu uygulamalarda ortaya çıkan hatalar önemli teşhis hatalarının ortaya çıkmasına neden olmaktaydı. Ayrı sistemlerden alınan PET ve BT görüntülerinde hasta pozisyonlanmasındaki farklılıklar ve hasta hareketleri, iki farklı

sistemden alınan görüntülerin tam olarak üst üste getirilmesine olanak vermeyebilir. Buna karşın PET ve BT sistemlerinin aynı donanım içerisinde birleştirilmesi, diğer birleştirilme yöntemlerinde karşılaşılan sorunların önemli ölçüde çözümünü sağlamıştır. PET ve BT sistemlerinin aynı donanım içerisinde birleştirildiği tasarımda, iki sistem gantri içerisinde alınmış olup önce BT taraması ve hemen ardından hasta hareketi ile PET taraması yapılmaktadır(Şekil 6.2). Hastanın bir kez pozisyonlanması, aynı hasta yatağının kullanılması mümkün olmakta ve iki tarama arasındaki çok kısa süre nedeniyle iç organ hareketleri minimuma indirilmekte, ayrıca izotop dağılımında zamana bağlı yer değişiklikleri söz konusu olmamaktadır[23].



Şekil 6.2. PET-BT sisteminin genel şeması

PET-BT'nin sağladığı bir diğer üstünlük ise foton azalım düzeltmesinde kullanılacak olan azalım katsayılarının da elde edilmesidir. Böylece PET görüntü kalitesi artmış ve nümerik değerlendirmelerin çok daha az hatalar ile yapılması sağlanmıştır[23].

PET-BT protokolünde önce BT ile incelemenin yapılacağı aksiyel uzunluğun saptanabilmesi amacıyla bir topogram görüntüsü alınır(2-10 sn). Daha sonra tüm gövde helikal tarama (20-40 sn) ve hasta yatağının PET sistemine kaydırılması ile PET taraması (5-45 dk) gerçekleştirilir. Bilgilerin toplanmasından sonra BT işlemcisi BT kesitlerini oluşturur ve azalım düzeltmesi için bu görüntüler daha kaba

örneklenecek PET ayırma gücüne indirgenir. BT'deki HU değerleri 511 keV'e uyarlanır ve akabinde PET formatına getirilerek düzeltme işlemi PET emisyon bilgilerinde gerçekleştirilir. Foton azalımına karşı düzeltilmiş bilgiler PET işlemcide kesit görüntüleri olarak elde edilir[23].

6.2. PET ve BT Görüntülerinin Tek Bir Görüntüde Birleştirilmesi

İki farklı sistemden gelen bilgilerin tek bir görüntüde birleştirilmesinde farklı algoritmalar kullanılabilir. İki görüntünün üst üste getirilmesinde en basit yöntem el ile yapılan uygulamadır. Bir görüntü diğerinin üzerine kullanıcı tarafından hareket ettirilir, ancak işlem oldukça uzun sürebilir ve pratik değildir. PET ve BT görüntülerinin tek bir görüntüde birleştirilmesi otomatik olarak yazılım tarafından gerçekleştirilmesinde ilk aşama, görüntülerden bir tanesinin hareket ettirilmesi yani transformasyonudur.

Görüntülerin transformasyonundan sonra, üst üste ayarlanmaları ikinci aşamadır. Vücut üzerine her iki görüntüleme tekniğinde de ayırt edilebilecek bazı harici objelerin yerleştirilmesi ilk birleştirme uygulamalarında yer almıştır. Bu objelerin görüntülerde bozulma ortaya çıkarması ve uygulamadaki zorlukları karşılaşılan önemli sorunlardır. Daha etkin bir yöntem vücuttaki bazı belirgin anatomik yapıların geometrik özelliklerinin referans olarak alınmasıdır[23].

Uygulamalarda BT taramaları hareketin engellenmesi için çok kısa sürelerde ve nefesin tutulması esnasında gerçekleştirilirken, PET görüntüleri çok daha uzun sürer ve hasta bu süreç boyunca normal olarak nefes alır. Solunum esnasında birçok organ, özellikle karaciğer ve dalak hem hacim hem de pozisyon olarak değişim gösterir ve görüntülerde artefaktlar oluşur. Tarama uzunluğuna bağlı olarak alternatif teknikler ileri sürülmüştür. BT taraması sırasında derin nefes tutma yerine normal solunumun durdurulması ve PET taraması sırasında normal soluma genelde tavsiye edilmektedir. İki sistemin mekanik donanımlarında ortaya çıkabilecek ayar hataları yine birleştirilmiş görüntülerinin kalitesini olumsuz yönde etkileyecektir[23].

7. PET NEMA NU-2 2001 TESTLERİ

Cihazın montajı yapıp kullanıma hazır hale geldikten sonra gerçekleştirilecek olan bu testler imalat, nakledilme veya montaj sırasında oluşabilecek problemlerin başlangıçta çözülmesine ve ilerideki çalışmalar için referans olarak kullanılacak sonuçların elde edilmesine olanak verir. Bu referans değerleri cihazda zamanla ortaya çıkacak değişikliklerin tespit edilmesinde çok büyük yarar sağlarlar. Kabul ve referans testleri olarak NEMA tarafından standartlaştırılan PET performans testleri uygulanmalıdır. Ayrıca, bu testler altı aylık zaman aralıklarıyla uygulanarak ilerleyen süreç içerisinde cihazın performansı izlenmelidir. Bu bölümde NEMA'nın yayınladığı NU 2-2001 numaralı standardında yer alan testler açıklanacaktır.

7.1. Uzaysal Ayırma Gücü Testi

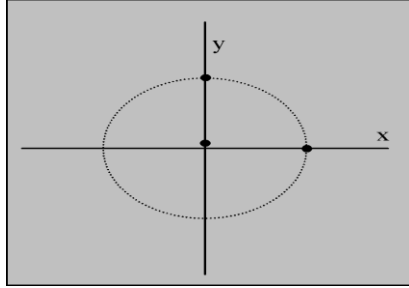
Bir sistemin uzaysal ayırma gücü iki noktayı ayırma kabiliyetini gösterir[2]. Nokta kaynaklardan alınan görüntülerin noktasal dağılım fonksiyonlarının FWHM (yarı yükseklikteki tam genişlik) ve FWTM (onda bir yükseklikteki tam genişlik)'daki tam genişliğini ölçmek uzaysal ayırma gücü testinde amaçlanmaktadır[26]. Testte 3 adet kapiller tüp ve 1cc konsantre F-18 > 185MBq (5mCi) aktivitesi kullanılır. Bu testte kullanılan F-18 aktivitesi ölü zaman kayıplarının % 5'ini ya da random olay hızı, toplam olay hızının % 5'ini geçmemelidir[2]. Kapiller tüp içindeki aktivitenin aksiyel büyüklüğü 1 mm'den küçük olmalıdır.



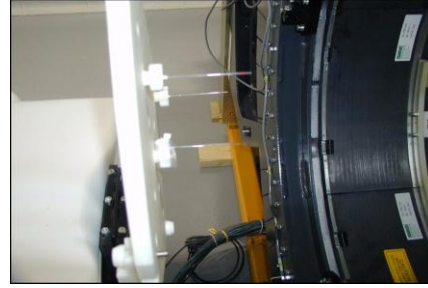
Resim 7.1. Kapiller tüp ve enjektör ile nokta kaynak hazırlanması

Kaynaklar tomografin uzun eksenine paralel olarak 6 noktaya konumlandırılmalıdır. Bu konumlar; Aksiyel yönde, aksiyel FOV'un merkezine, merkezden aksiyel FOV genişliğinin 1/4 uzaklıktaki iki noktaya; Transvers yönde, FOV merkezi için kaynak

vertikal ekseninde merkezden 1 cm kayık durumda yerleştirilmelidir. Her bir konum için 100 000 sayım alınmalıdır.



Şekil

7.1.
Nokta

kaynak pozisyonlama

Resim 7.2. Kaynak kaldırıcıda nokta

kaynağın pozisyonlanması

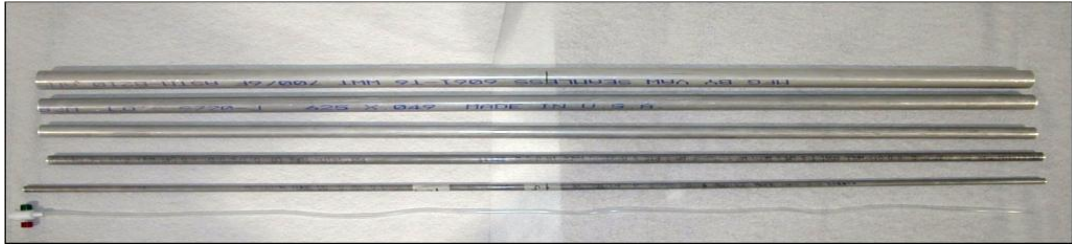
2B için aksiyel FOV'un merkezine yerleştirilen kaynaklarla her biri 1 dakikalık 20 görüntü alınır. Daha sonra kaynaklar $\frac{1}{4}$ aksiyel FOV (3,8 cm) kaydırılarak işlem tekrarlanır. 3B içinde aynı işlemler yapılır, ayrı ayrı rekonstrüksiyon algoritmaları uygulanır, FWHM ve FWTM'da uzaysal rezolüsyon değerleri elde edilir. Yaklaşık test süresi 2 saattir.

7.2. Hassasiyet Testi

Hassasiyet testinde amaç, tarayıcının poziton saptama hassasiyetini ölçmektir. PET'in hassasiyeti, bir kaynak için saniye başına doğru tesadüfî olayların saptandığı sayım miktarıdır. Pozitron yayılımından sonra oluşan yok olma olayını korumak için kaynağın çevresini, belli miktarda bir materyel ile sarmak gerekir. Kaynağı çevreleyen bu materyel ortaya çıkan gama ışınlarını azaltır[2,23].

Testte 3,9 - 7 - 10,2 - 13,4 - 16,6 mm iç çaplarında ve 70 cm uzunluklarında 5 adet F-18 ile doldurulmuş çubuk kaynak ve 10 MBq (0,3 mCi) F-18 kullanılır (Şekil 7.3.). Plastik tüpün 700 ± 5 mm'lik kısmı belli miktarda radyoaktif su ile karıştırılarak doldurulur ve tüpün iki ucu kapatılır[2]. Bu aktivite ve aktivitenin ölçüm zamanı kaydedilmelidir. Fantom transaksiyel FOV'un merkezine, kullanılan herhangi bir destek mekanizması FOV'un dışında kalacak şekilde konumlandırılır. Sayım kayıpları %1'den az olacak ve tesadüfî olay hızı doğru olay hızının % 5'inden az

olacak şekilde düşük aktivite kullanılmalıdır. Fantomdaki başlangıç aktivitesi doz kalibratöründe ölçülerek saptanmalıdır. Hassasiyet testinde kullanılan çubuklar $X=0$, $y=0$ $X=10$, $y=0$ şeklinde pozisyonlanmalıdır.

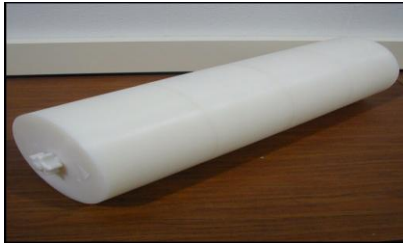


Resim 7.3. Hassasiyet testinde kullanılan çubuk kaynaklar

Her kaynak için kesit başına 10 000 doğru olay sayımı alınmalıdır. Yaklaşık test süresi 2 saattir.

7.3. Görüntü Kalitesi, Saçılım ve Azalım Düzeltmelerinin Doğruluğu Testi

Görüntü kalitesi, saçılım ve azalım düzeltmelerinin doğruluğu testinde, hem sıcak hem soğuk lezyonlarla, tüm vücut çalışmasında elde edilen görüntüleri simule ederek görüntü üretmek amaçlanmaktadır. Homojen olmayan azalığa sahip görüntü kalitesi fantomunda (Resim7.2.) farklı çaplarda küreler görüntülenir. Tarayıcı alanı dışında aktivite vardır. Sıcak ve soğuk kürelerin görüntü kontrastı ve sinyal-gürültü oranları görüntü kalitesinin ölçülmesinde kriter olarak kullanılır. Ayrıca, bu ölçümden azalım ve saçılım düzeltmesinin doğruluğu hesaplanır[2,5].

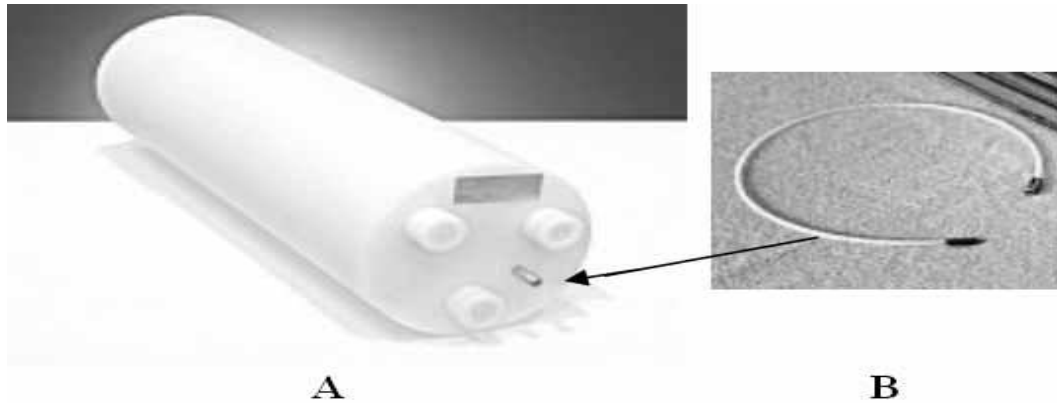


Resim 7.4. NEMA Görüntü kalitesi fantomu

Tüm vücut görüntüleme şartları dikkate alınarak 100 cm'lik aksiyel görüntüleme uzunluğu için görüntü alınır. Test süresi yaklaşık bir saattir.

7.4. Saçılım Fraksiyonu, Sayım Kayıpları ve Tesadüfi Düzeltmelerin Ölçümü

Saçılım fraksiyonu ölçümünde, sistemin saçılmış radyasyona göreceli duyarlılığını ölçmek amaçlanmaktadır. Saçılım son tomografa ve her bir kesitte saçılım fraksiyonu olarak tanımlanır. Sayım kaybı ve tesadüfi düzeltmelerin ölçümünde, kaynak aktivitesinin birkaç düzeyinde, sistem ölü zamanı ve tesadüfi olaylara bağlı olarak oluşan kayıp olayların bulunması amaçlanmaktadır. Testte 70 cm uzunluğunda 20 cm çapında solid fantomu ve 80 cm uzunluğunda 3,2 mm iç çapında F-18 ile doldurulmuş çizgisel kaynak kullanılır(Resim7.3.). 2B için 3330 MBq (90 mCi) , 3B için 1850MBq (50 mCi) F-18 aktiviteleri kullanılır[5]. Testin yaklaşık süresi 2B için 13 ve 3B için 14 saattir.



Resim 7.5. NEMA Solid fantomu(A) ve çizgisel kaynak(B)

7.5. Sayım Kayıpları ve Tesadüfi Düzeltmelerinin Doğruluğu Testi

Sayım kayıpları ve tesadüfi düzeltmelerinin doğruluğunda, görüntülerdeki tesadüfi olaylar ve ölü zaman kayıpları için yapılan düzeltmelerin doğruluğunu ölçmek amaçlanmaktadır. Saçılım fraksiyonu, sayım kayıpları ve tesadüfi düzeltmelerinin doğruluğu ölçümlerinde kullanılan fantom ve aktivite miktarları kullanılır. Aynı protokol kullanılır.

8. MATERYAL VE YÖNTEM

8.1. Materyal

8.1.1. GE Discovery ST PET-BT cihazı

GE marka Discovery ST modeli PET-BT cihazı (Resim 8.1.) detektör materyali (BGO) Bizmuth Germanate Oxide'dir. BGO kristali daha önce bahsedildiği gibi hayli uzun azalım zamanına (300ns) sahipken ışık verimi çok düşüktür(%15). Durdurma gücü oldukça iyidir ve bu PET sistemine yüksek hassasiyet kazandırır. Enerji ayırma gücü kötüdür, bu nedenle çok sayıda saçılan foton detekte edilir. BGO kristalinin kullanıldığı sistemlerin bazılarında detektör önüne kolimatör görevi yapacak kurşun ya da tungsten septalar yerleştirilmiştir. Bu sistemde ise septa çıkarılabilir özellikte olup 11,7cm uzunluğunda ve 1mm kalınlığında tungsten'dir. Kristal blok sayısı 336'dır, her blokta 36 kristal mevcuttur. Sistemde her biri 672 kristale sahip olan toplam 18 ring vardır. Her kristal bloğu 6x6 toplam 36 kristalden oluşmaktadır. Boyutları ise 24mm x 48mm olan bloğun derinliği 30mm'dir. Foton çoğaltıcı tüp sayısı $2 \times 672 = 1344$ 'dir.

Bu çalışmada GE marka Discovery ST modeli PET-BT cihazı kurulumunda kalibrasyon testleri yapıldı.



Resim 8.1. GE Discovery ST PET-BT cihazı

8.1.2. PET ve BT kalibrasyonlarında kullanılan fantomlar

Bu çalışmada PET kalibrasyonları sırasında kullanılan fantom WCC (Çukurcuk sayısı düzeltmesi) (Resim 8.2.) fantomudur.

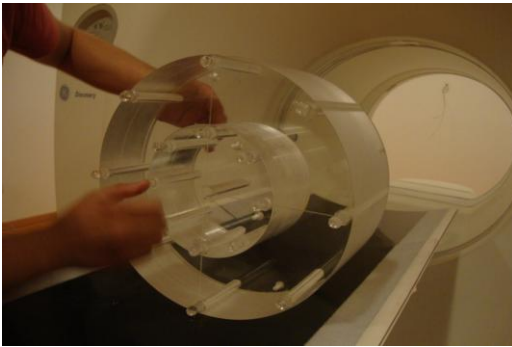


Resim 8.2. WCC fantomu

BT kısmında kullanılan fantomlar; QA(Kalite güvence) fantomu (Resim 8.3.), ve CTDI(Bilgisayarlı tomografi doz indeksi) fantomudur. (Resim 8.4.).



Resim 8.3. QA fantomu



Resim 8.4. CTDI fantomu

8.1.3. Alnor RD-10 Geiger Müller sayacı

Alnor RD-10 Geiger Müller sayacı (Resim 8.5) radyasyon miktarını mR/h ya da R/h olarak gösterir. Ölüm aralığı 0,03 - 300 mR/h ve 0,03 – 300 R/h arasındadır. Gece görüş için lambası mevcuttur, dijital göstergesi ve sesli uyarı sistemi vardır.



Resim 8.5. Alnor RD-10 Geiger-Müller sayacı gösterge ve probu

Bu alışmada Alnor RD-10 Geiger Müller sayacı (Resim 8.5.), zırhlama yapılan duvarların zırhlama doğruluğunun tespitinde kullanıldı.

8.1.4. Atomlab 100Plus doz kalibratörü

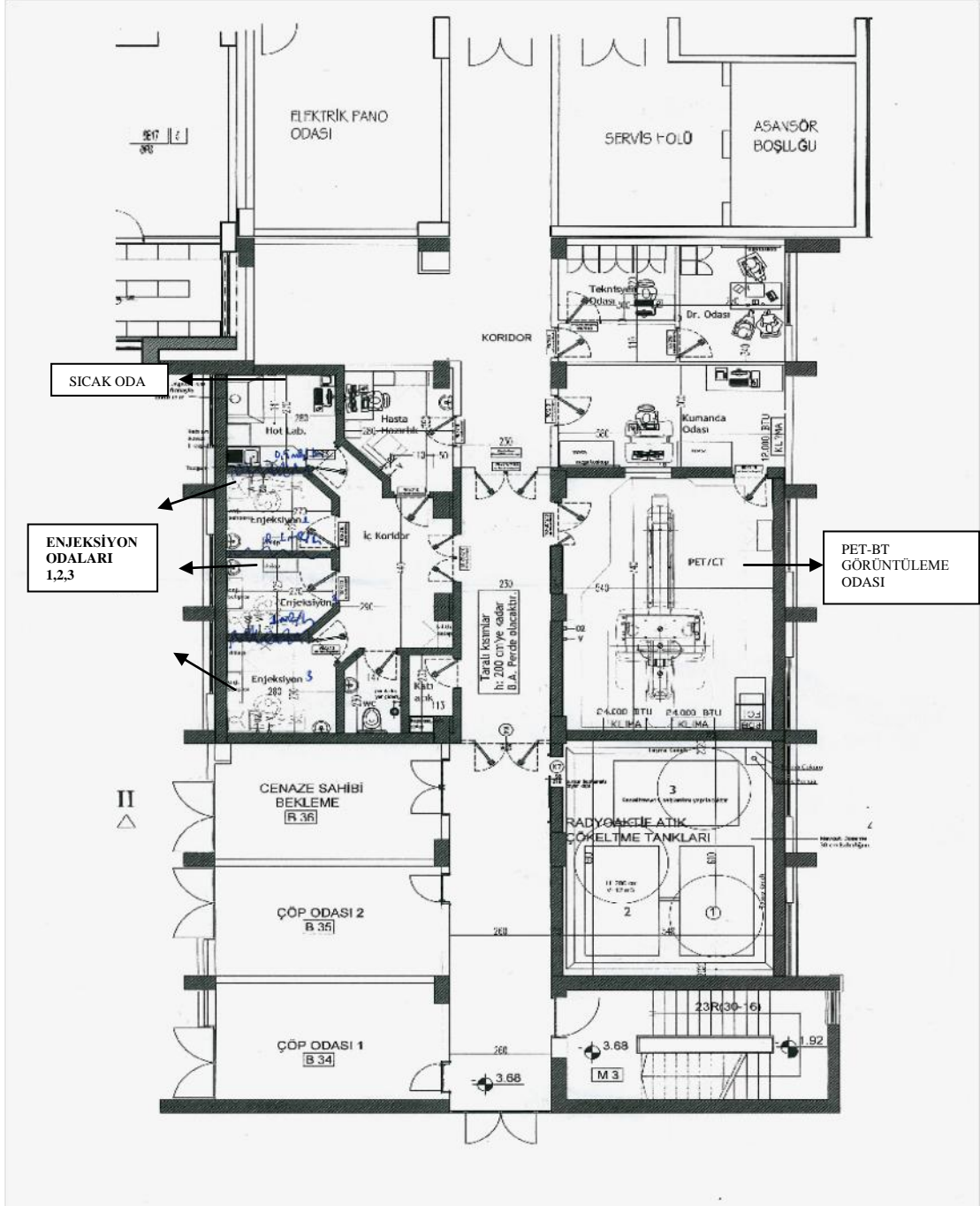


Resim 8.6. Atomlab 100Plus doz kalibratörü

Bu alışmada Atomlab 100Plus doz kalibratörü, testler sırasında radyoaktif madde miktarını ölçmek için kullanıldı.

8.1.5. PET-BT ünitesi zırlama alanı

Çalışmadaki zırlama hesapları, aşağıda mimari projesi görünen PET-BT Ünitesi (Şekil 8.1.) için yapıldı.



Şekil 8.1. PET-BT ünitesi mimari projesi

8.2. Yöntem

8.2.1. PET kalite kontrol işlemleri

PET kısmında günlük kalite kontrol ve çukurcuk sayısı düzeltmesi testleri yapıldı. yapıldı.

Günlük kalite kontrol testi:

PET günlük kalite kontrolüne başlamadan önce varsa odada bulunan kaynaklar sonuçları etkilememesi için odadan çıkartılmalıdır. Bu test ile cihazın görüntü kalitesi izlenir. Cihazın kullanılacağı gün bu test öncesinde yapılmalıdır. Test sonunda görüntü kalite grafiği ve sayısal veriler değerlendirilmelidir. PET günlük kalite kontrolünde cihaz içerisindeki düşük aktiviteli Ge-68 kaynağı kullanılır.

Alımlar tamamlandığında, Görüntü Kalitesi raporuyla birlikte gri ölçek bloğunda PET verisinin bir görsel sunumu görülür. Rapordaki yeşil, sarı ve kırmızı göstergeler yapılan kalibrasyonların güvenilirliğini göstermektedir. Bilgiler, hem ortalamadan sapma (tablodaki renklerle ifade edilir) hem de yerel hatalar (şerit görüntülerde görülebilir) açısından incelenmelidir. Günlük PET kalite kontrolünde görüntü kalitesi raporunda herhangi bir problem gözleendiğinde PET için yapılması gereken haftalık test yapılır. Haftalık testin ardından tekrar günlük test yapılır. Aynı sorun devam ediyorsa servis mühendisine haber verilmelidir. Görüntü kalitesi raporunda, yeşil sistemin normal varyasyon düzeyinde olduğunu ifade eder. Sarı sistemin varyasyon artışı gösterdiğini, ancak şerit tablolarında gözle görülür hata yoksa kullanılabilceğini ifade eder. Kırmızı sistemin beklenen aralığın dışında varyasyon gösterdiğini ifade eder, bu durumda servis mühendisine haber verilerek gerekli işlemlerin yaptırılması sağlanır.

Çizelge 8.1.'de PET günlük kalite kontrolünde gerçekleştirilen kalibrasyonlar ve açıklamaları görülmektedir.

Çizelge 8.1. PET günlük kalite kontrolünde yapılan işlemler

Kalibrasyon	Gerçekleştirilen Kalibrasyon
Coincidence (Çakışma)	Her kristal ögesiyle ilişkili çakışma olaylarının sayısını gösterir. Bu, doğrudan hasta alımında görülen duyarlılıkla ilgilidir.
PET coincidence mean (PET çakışma ortalaması)	Tüm kristallerin çakışma ortalaması
PET coincidence variance (PET çakışma değişimi)	Tüm kristallerin çakışmalarının Standart Sapması
Singles (Tekliler)	Her kristalde görülen ayrı ayrı olayların sayısını gösterir.
PET singles mean (PET tekliler ortalaması)	Tüm kristallerin teklilerinin ortalaması
PET singles variance (PET tekliler değişimi)	Tüm kristallerin teklilerinin Standart Sapması
Deadtime (Kullanılmayan zaman)	Her detektör bloğunun meşgul olduğu zamanı gösterir. Parazit sorunlarını tanımlarken yararlı olabilir.
PET mean deadtime (PET ortalama kullanılmayan zaman)	Tüm blokların ortalama kullanılmayan zamanı
Timing (Zamanlama)	Her kristalin hesaplanan zamanlama hatasını gösterir. Büyük alan desenleri arıza olduğunu gösterebilir.
PET timing mean (PET zamanlama ortalaması)	Tüm kristallerin ortalama zamanlama ayarlaması
Energy (Enerji)	Her kristalin enerji spektrumunun tepe noktasını gösterir.
PET energy shift (PET enerji sapması)	Geçerli okumanın başlangıca göre enerji tepe noktası konumundaki ortalama fark

2B ve 3B çukurcuk sayısı düzeltmesi testi:

Çukurcuk sayısı düzeltmesi, her görüntü pikselindeki ölçülen sayısal değer fiziksel birim olarak ölçülen özel aktiviteyle (hacim başına aktivite) korelasyonunu belirlemek için suyla dolu bir fantom ve bilinen bir radyoizotop miktarı kullanılmaktadır. Bu kalibrasyonun amacı, bilinen bir aktivite konsantrasyonu miktarını ekran görüntü piksel değeriyle eşlemektir. Görüntüleme sistemi ve doz kalibratörünü hassaslık düzeyini birbirine eş tutmak için WCC prosedürlerini üç ayda bir tekrarlanmalıdır. Teste başlamadan önce normalizasyon testi yapılmış olmalıdır. Kurulumda WCC testi yapılmadan hasta alımına başlanamaz.



Resim 8.7. WCC fantomu hazırlanışı

Bu nedenle bu testin önemi büyüktür. Bu testte, önce WCC fantomu içerisi su ile doldurulur. Su ile doldurulan fantom içerisine yaklaşık 20 MBq (0,5 mCi) F-18 enjekte edilir(Resim 8.7.). Aktivitenin fantom içerisinde homojen şekilde dağılması için fantom çalkalanır ve hava kabarcıklarının maksimum oranda giderilmesi sağlanır. Fantom hasta yatağı üzerindeki tutucuya yerleştirilir. Lazer ışıkları yardımı ile fantom hizalanır (Resim 8.8.). İzleyici bilgileri ekranında enjeksiyon öncesi deney alanını doldurmak için izotopun şırıngadaki toplam aktivitesini ölçülür ve not alınır. Aktivitenin doz kalibratöründeki ölçüm zamanında kaydedilir. İzotop fantom içerisinde bilinen bir su hacmine enjekte edilir. Sıvı fantomun standart hacmi normalde 5640 cc'dir. İzleyici bilgileri ekranında enjeksiyon saati, enjeksiyon sonrası kalan aktivite ve ölçüm saati bilgileri not alınır ve ilgili yerlere yazılır.



Resim 8.8. WCC fantomu pozisyonlama

2B ve 3B WCC testleri için kullanıcı kılavuzundaki protokoller izlenir. Test 2B ve 3B testleri için yaklaşık 40 dakika sürer. Testler sonucunda sinogram görüntüleri görünür. Bu görüntüler görsel olarak değerlendirilir.

8.2.2. BT kalite kontrol işlemleri

BT tüp ısıtma ve hızlı kalibrasyon

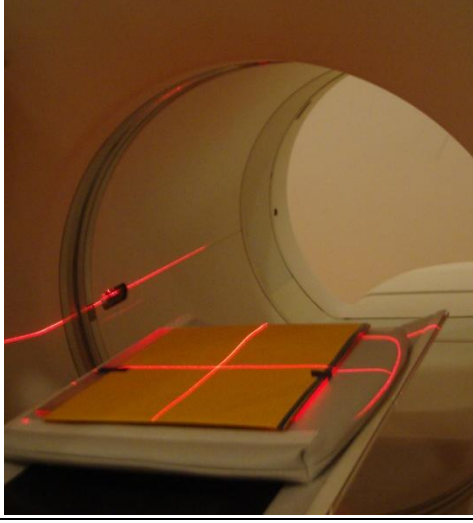
BT çekimi yapılmadan önce tüp ısıtma işlemi gerçekleştirilmelidir. Optimum performans ve tutarlı görüntü kalitesi için, sistem iki saat veya daha uzun süre boş durursa tüp ısıtma işlemi gerçekleştirilmelidir. 24 saatte bir hızlı kalibrasyonlarla tüp ısıtma prosedürünü gerçekleştirmek tercih edilir. Bunun için bilgisayar ekranında daily prep seçilir. Tüp ısıtma yapılır. Sistem, dört tüp ısıtma taramasını otomatik olarak gerçekleştirir. Tüp ısıtma işlemi yaklaşık 53 - 60 saniye sürer.

Hızlı Kalibrasyonlar olarak da tanımlanan hava kalibrasyonları günlük olarak yapılmalıdır. Bu işlem, her bir detektör konfigürasyonunun artışı kalibre eden akıllı artış taramalarını da içerir. Varsayılan olarak, 120 ve 140 kVp için Hızlı Kalibrasyon taramaları gerçekleştirilir. Bu prosedür yaklaşık 30 dakika sürer.

Mekanik testler

İç hizalama ışıkları doğruluğu testi:

Bu testte Resim 8.9' da görüldüğü gibi film, plastik levha üzerine sabitlenerek gantri izomerkezine yerleştirildi. İç hizalama ışığının film üzerine düştüğü çizgi boyunca film, merkez ve iki kenarda olmak üzere üç yerden iğne ile delindi. 120 kVp ve 400 mAs ışınlama parametreleri kullanılarak tek kesitlik aksiyel tarama yapıldı. İğne ile delinen üç noktanın da film üzerinde ışınlanan bölgenin merkezinde olup olmadığı test edildi.

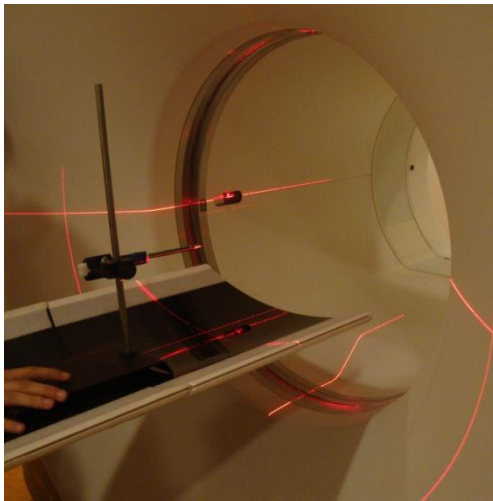


Resim 8.9. İ hizalama ışıkları doğruluğu test düzeneği

Aksiyel hareket testi:

Film gantri merkezine yerleştirildi. 120 kVp ve 400 mAs ışınlama parametreleri kullanılarak aralarında 2 mm boşluk olacak şekilde 5 kesitlik seri bir aksiyel tarama yapıldı. Film banyo edildikten sonra kesitler arası boşluk cetvel ile ölçülerek değerlendirildi.

Koronal ve sagittal hizalama ışıkları uyum testi:



Resim 8.10. Koronal ve sagittal hizalama ışıkları uyum testi düzeneği

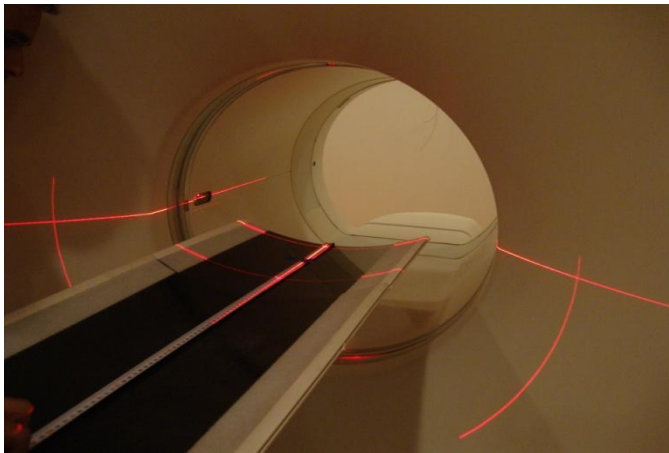
Bir tutucu yardımıyla Resim 8.10' da görüldüğü gibi kalem, aksiyel düzlemde koronal ve sagittal hizalama ışıklarının kesiştiği noktaya sabitlendi. Kalem boyunca kesit görüntüleri alındı. Yüksek soğurucu özelliği olan kurşun kalem küçük bir nokta şeklinde ve tüm kesitlerde koronal ve sagittal düzlemlerin kesişme noktaları değerlendirildi.

Helikal hareket testi:

Plastik levhanın iki ucuna yüksek soğurum veren iğneler yerleştirildi. İki iğne aralarında 30 cm olacak şekilde yerleştirildi. 120 kCp ve 180 mAs ışınlama parametreleri kullanılarak iki iğne arası helikal tarama yapıldı. Elde edilen görüntüler görsel olarak değerlendirildi.

Masa uzaklık göstericisi testi:

Metre ve bant yardımı ile metrenin sıfır noktası masa başına gelecek şekilde metre masa üzerine sabitlendi(Resim 8.11.). Masa içten dışa ve dıştan içe hareket ettirilerek gantri üzerinde masa hareketinin sayısal değeri ile metreden okunan değer karşılaştırıldı. Masa hareketi masa 1 metre hareket edecek şekilde ayarlandı ve masa hareketinin sayısal değeri ile metreden okunan değer arasındaki sapma 1 metrede 1,35 cm olarak hesaplandı.



Resim 8.11. Masa uzaklık göstericisi test düzeneği

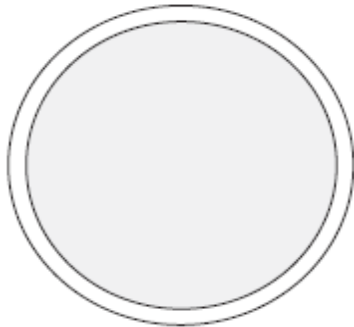
Görüntü performansı testi

Sistem performansını değerlendirmek ve sürdürülebilir bir BT kalite kontrol programı oluşturmak için BT kalite kontrol fantomunu kullanılır. Fantom bir çok performans bilgisinin elde edilmesini sağlar. BT fantomu görüntü kalitesinin altı özelliğini ölçer.

- Kontrast ölçeği
- Yüksek kontrastlı uzaysal çözünürlük
- Düşük kontrast algılama
- Gürültü ve üniformite
- Kesit kalınlığı
- Lazer ışığı doğruluğu



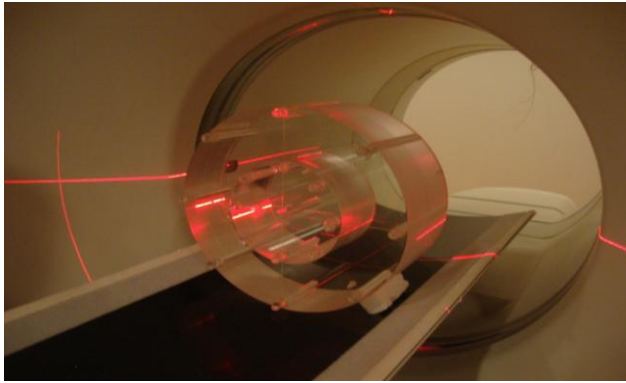
Şekil 8.2. QA fantomunun yüksek kontrastlı çözünürlük, kontrast ölçeği, kesit kalınlığı ve lazer hassasiyeti ölçülmesine yarayan bölümü



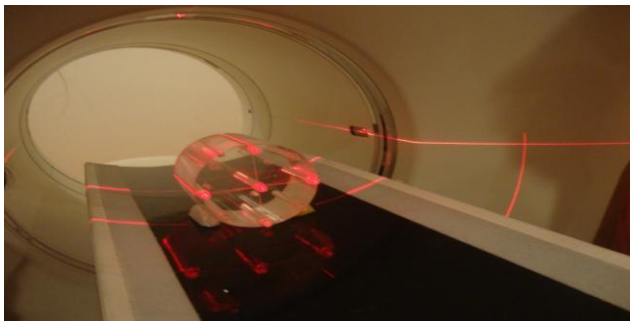
Şekil 8.3. QA fantomunun gürültü, üniformite ve düşük kontrast algılama özelliklerinin ölçülmesine yarayan bölümü

Doz ölçümleri

CTDI fantomu kullanılarak yetişkin(Resim 8.12.) ve pediatrik hastalar (Resim 8.13.) için doz ölçümleri yapıldı. CTDI fantomu, insan yumuşak dokusunun soğurumuna ve saçılmalarına eşdeğer soğurum ve saçılım veren yapıda bir fantomdur. Ölçümler için 100 mm kalem iyon odası kullanıldı.



Resim 8.12. Yetişkin hastalar için CTDI fantomu düzeneği



Resim 8.13. Pediatrik hastalar için CTDI fantomu düzeneği

Testte yetişkin abdomen (karın boşluğu), kafa ve pediatrik abdomen için doz ölçümleri alındı

8.2.3. Zırlama hesapları

PET-BT ünitesi için zırlama hesapları, mimari proje üzerinde görünen (Şekil 8.1.); Sıcak oda, PET-BT görüntüleme odası, enjeksiyon odası-1, enjeksiyon odası-2, enjeksiyon odası-3 odalarının duvarları ve kapıları için yapıldı.

Zırhlama hesaplarını vermeden önce radyasyon korunmasında ki temel kurallar ve Uluslararası Radyasyon Korunması Komisyonu (ICRP) tavsiyelerine göre yayınlanan radyasyon görevlisi ve halk için maksimum müsaade edilen doz (MMD) limitlerinin açıklaması verilecektir. Uluslararası Radyasyon Korunması Komisyonu (ICRP) tarafından Müsaade Edilebilir Maksimum Doz (MMD), bir insanda ömür boyunca hiçbir önemli vücut arazi ve bir genetik etki meydana getirmesi beklenmeyen iyonlaştırıcı radyasyon dozu olarak tarif edilir.

Uluslararası radyasyon korunması kuruluşlarının ortak görüşleri doğrultusunda geliştirilmiş pratik radyasyon korunması kuralları vardır[5]. Bu kurallar mesafe, süre ve zırhlamadır.

Radyasyondan korunmanın en etkin ve ucuz yolu kaynaktan mümkün olduğunca uzak durmaktır[5]. Radyasyon kaynağı ile aramızdaki mesafeyi iki katına çıkarırsak, radyasyon şiddetini dört kat azaltmış oluruz. Bu kural ters kareler yasası olarak bilinmektedir. Bu yasaya göre, radyasyon şiddeti mesafenin karesi ile ters orantılı olarak değişir. Bu yasanın matematiksel ifadesi Eş. 8.1 'de verilmiştir.

$$I \times D^2 = I \times d^2 \quad (8.1)$$

Bu ifade de bulunan terimler; d: kaynağa yakın mesafe, I: kaynağa yakın konumdaki radyasyon şiddeti, D: kaynağa uzak mesafe, I: kaynağa uzak konumdaki radyasyon şiddeti olarak tanımlanır.

Mesleği gereği radyasyon ile çalışanların çalışmaya başlamadan önce iş planlaması yapması gerekir. Çalışma öncesi iyi bir planlama yapmak işin daha kısa sürede bitirilmesine yardımcı olacağından maruz kalınan radyasyon dozunu da azaltacaktır[5].

Radyasyon korunmasında dikkat edilmesi gereken bir kural da kaynakla vücut arasına zırhlama materyali konulması ve mevcut ünitenin uygun şekilde

zırhlamasıdır. Zırhlama materyalinin seçimi radyasyon tipine ve enerjisine bağlı olarak değişecektir. Alfa ışınları ince bir kâğıt tabakasında tutulurken, beta ışınları birkaç cm alüminyumda tutulabilir. Gama ışınlarını durdurmak için kurşun engeller kullanılır.

Zırhlama yapmanın amacı, radyasyonun toplum üyesi kişiler ve radyasyon çalışanı üzerindeki etkilerini maksimum müsaade edilebilir limite indirmektedir. 2007 yılında yayınlanan ICRP tavsiyelerine göre 1990 yılı tavsiyeleri güncelliğini korumaktadır[5]. Bireyler için doz limitleri aşağıdaki çizelgede verilmektedir.

Çizelge 8.2. Doz limitleri (2007 ICRP)

Organ veya doku	Radyasyon görevlisi için MMD (mSv/yıl)	Halk için MMD (mSv/yıl)
Tün vücut	20	1
Gobadlar, kırmızı kemik iliği	50	5
Göz	150	15
Deri, kemik,tiroit	500	50
Eller, kollar, ayaklar ve bilekler	500	50

Doz limitleri Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği'nde yer aldığı şekilde aşağıda verilmektedir.

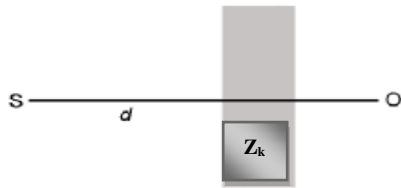
“Yıllık doz sınırları (Resmi Gazete Tarihi: 24.3.2000 Resmi Gazete Sayısı: 23999)
Madde 10 - Yıllık doz sınırları sağlığa zarar vermeyecek şekilde uluslararası standartlara uygun olarak, Kurum tarafından radyasyon görevlileri ve toplum üyesi kişiler için ayrı ayrı belirlenmiştir. Yıllık toplam doz aynı yıl içindeki dış ışınlama ile iç ışınlamadan alınan dozların toplamıdır. Kişilerin, denetim altındaki kaynaklar ve uygulamalardan dolayı bu sınırların üzerinde radyasyon dozuna maruz kalmalarına izin verilemez ve bu sınırlara tıbbi ışınlamalar ve doğal radyasyon nedeniyle maruz kalınacak dozlar dahil edilemez.

a) (Değişik:RG-29/9/2004-25598) Radyasyon görevlileri için etkin doz ardışık beş yılın ortalaması 20 mSv'i, herhangi bir yılda ise 50 mSv'i geçemez. El ve ayak veya cilt için yıllık eşdeğer doz sınırı 500 mSv, göz merceği için 150 mSv'dir. Cilt için en yüksek radyasyon dozuna maruz kalan 1 cm²'lik alanın eşdeğer dozu, diğer alanların aldığı doza bakılmaksızın ortalama cilt eşdeğer dozu olarak kabul edilir.

b) (Değişik:RG-29/9/2004-25598) Toplum üyesi kişiler için etkin doz yılda 1 mSv'e kadar izin verilir. Cilt için yıllık eşdeğer doz sınırı 50 mSv, göz merceği için 15 mSv'dir.”

Nükleer Tıp zırhlama hesaplarında Eş. 8.2' deki formül[27] kullanıldı.

$$k = \frac{P \times d^2}{T \times W \times \Gamma} \quad Z_k = \left(\log \left[\frac{1}{k} \right] \right) \times \text{TVL}_{\text{sayı}} \quad (8.2)$$



Şekil 8.4. Basit zırhlama şeması

Şekil 8.4'de görülen basit zırhlama şeması, O noktasındaki bireyin S noktasındaki kaynaktan Z_k daki zırhla korunmasını ifade etmektedir. Burada k; Geçiş faktörünü, P (doz sınırı); Yıllık kabul edilebilir radyasyon dozu miktarını ($\mu\text{Sv}/\text{hafta}$), d (uzaklık faktörü); Radyasyon kaynağından ilgilenilen noktaya olan uzaklığı(m), T (meşguliyet faktörü); İlgilenilen engelin arkasındaki alanın kişiler tarafından meşgul edildiği sürenin maksimum karesini, W(iş yükü); Radyoizotopun açık kaldığı, hastaya uygulandığı, teşhis ve/veya tedavi süresi boyunca yaydığı radyasyon demetinin maksimum süresini (MBq.sa/hafta), Γ ; Spesifik doz sabitini ($\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.sa}$), Z_k ; Zırh kalınlığını(cm), TVL değeri; Radyasyon demetinin zırhlaması için kullanılacak olan zırhlama malzemesine özgü onda bir kalınlık değerini(cm), temsil etmektedir.

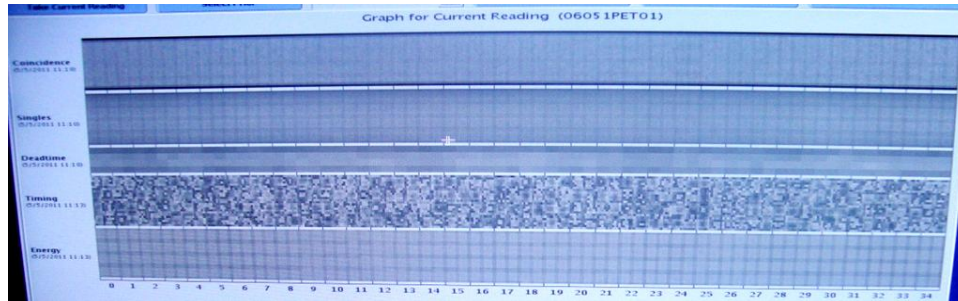
Hesaplamalarda P değerleri; ICRP (2007) tavsiyelerinde yer aldığı gibi radyasyon görevlisi personel için 20 mSv/yıl, halk için 1 mSv/yıl kabul edilmiştir.

9. ARAŞTIRMA BULGULARI

9.1. PET Kalite Kontrol Testleri

9.1.1. Günlük kalite kontrol sonuçları

Bu test sonunda elde edilen görüntü kalitesi grafiği (Şekil 9.1.) ve raporu (Şekil9.2.) aşağıdaki gibidir.



Şekil 9.1. PET günlük kalite kontrolü görüntü kalitesi grafiği

Item	Low Limit	High Limit	Current Reading	R/Y/G
PET Coincidence Mean	1128.5201	1272.5864	1184.4097	Green
PET Coincidence Variance	270.1476	304.63452	292.3497	Green
PET Singles Mean	19423.371	21902.95	20843.865	Green
PET Singles Variance	2274.1663	2564.4854	2488.0874	Green
PET Deadtime Mean	2.0E-5	0.04195	0.01193	Green
PET Timing Mean	-0.0569	0.063099995	0.00289	Green
PET Energy Shift	-8.0	8.0	3.4872813	Green

Source Pin Count Rate Mean	Source Pin Count Rate Variance	Minimum Rate	Source Pin Life	Source Pin Status
18816.4	1270.7264	4500.0	558 Days	Green

Module: 15 Block: 6 Crystal Row: 4 Crystal Column: 1 Data Value: 19906.0

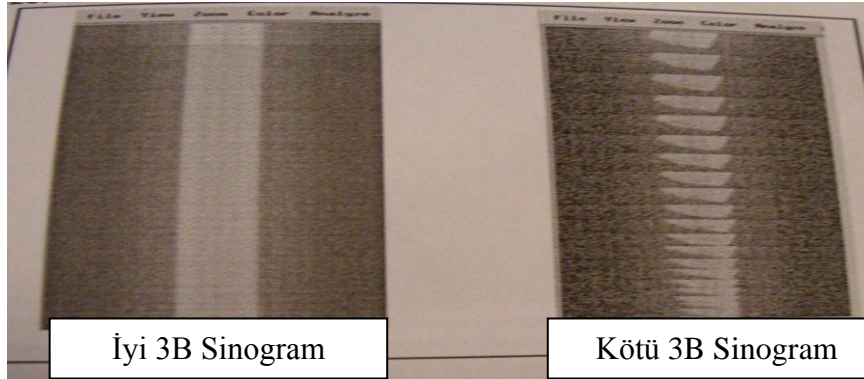
Şekil 9.2. PET günlük kalite kontrolü görüntü kalitesi raporu

Çizelge 8.1.'deki tablo incelendiğinde PET günlük kalite kontrolü görüntü kalitesi raporunda bulunan sayısal veriler daha iyi değerlendirilmektedir.

Bu çalışmada yapılan günlük kalite kontrol sonucunda hem görsel hem de sayısal veriler değerlendirildiğinde herhangi bir problem gözlenmemektedir.

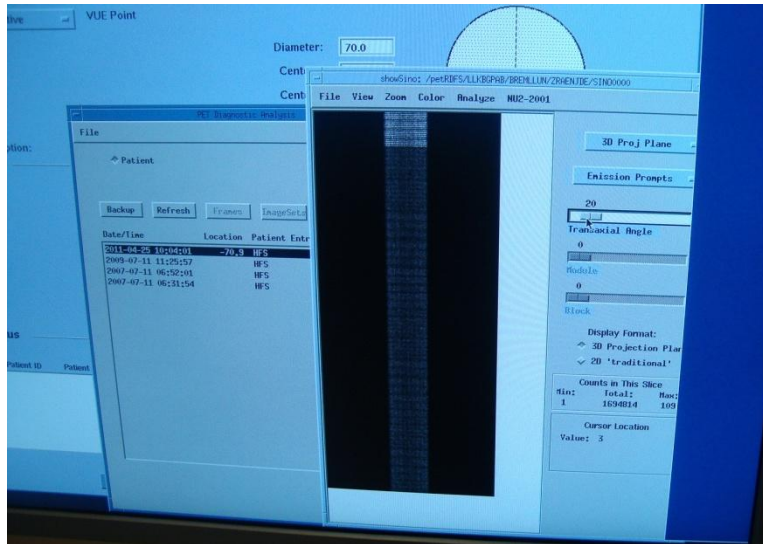
9.1.2. 2B ve 3B çukurcuk sayısı düzeltmesi testi sonuçları

3B WCC testi için örnek iyi ve kötü sinogram görüntüleri Resim 9.1'de görülmektedir.



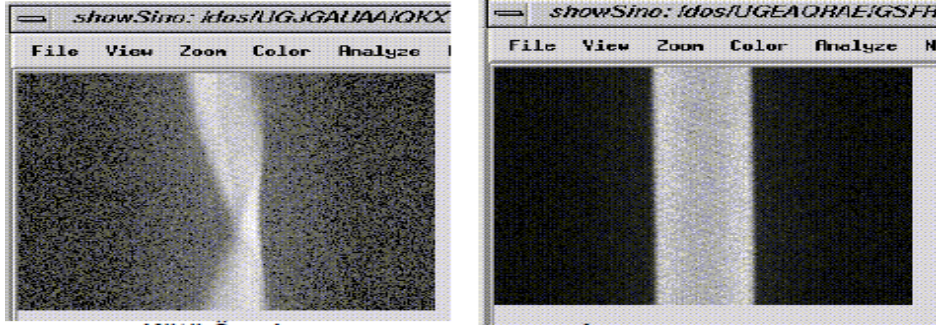
Resim 9.1. 3B WCC iyi ve kötü sinogram görüntü örnekleri

Bu çalışmada yapılan 3B WCC sinogram görüntüsü aşağıdaki gibidir.



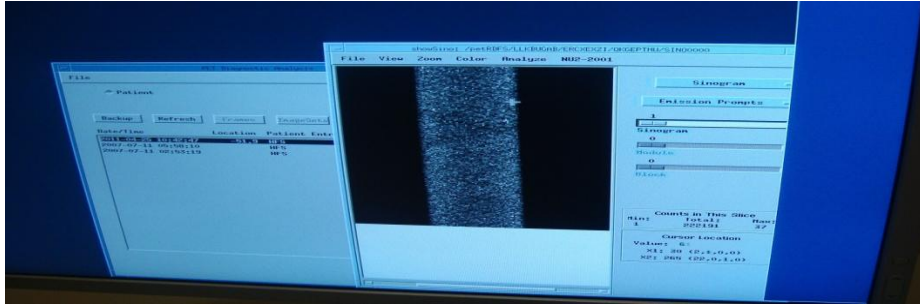
Resim 9.2. 3B WCC sinogram görüntüsü

2B WCC testi için ise iyi ve kötü sinogram örnekleri Resim 9.3.'de verilmektedir.



Resim 9.3. 2B WCC kötü ve iyi sinogram örnekleri

Bu çalışmada yapılan 2B WCC sinogram görüntüsü ise Resim 9.4.'de verilmektedir.



Resim 9.4. 2B WCC sinogram görüntüsü

9.2. BT Kalite Kontrol Testleri

9.2.1. BT tüp ısıtma ve hızlı kalibrasyon sonuçları

BT tüp ısıtma ve hızlı kalibrasyon sonucunda herhangi bir sayısal veya görsel veri olmamaktadır. Ancak testte herhangi bir problem olması durumunda test sonlanmamakta ve ekrana gelecek olan uyarı ile bu durum görülmemektedir. Bu çalışmada yapılan testte herhangi bir problem gözlenmedi.

9.2.2. Mekanik test sonuçları

BT'de mekanik kalite kontrol testlerinin sınır değerleri içerisinde olup olmadığı bu bölümde incelendi.

İç hizalama ışıkları doğrulu testi:

Test sonunda iç hizalama ışığının film üzerine düştüğü çizgi boyunca merkez ve iki kenarda olmak üzere iğne ile delinen üç noktanın da film üzerinde ışınlanan bölgelerin merkezinde olduğu görüldü. İç hizalama ışıkları doğruluğu testi için kabul sınırları ± 1 mm'dir. Bu test kabul sınırları içerisinde bulundu.

Aksiyel hareket testi:

Testte kullanılan film banyo edildikten sonra kesitler arası boşluk cetvel ile ölçülerek değerlendirildi. Film üzerindeki kesitler arasındaki mesafe 0,2 mm olarak ölçüldü. Bu test için kabul sınırları ± 1 mm'dir. Aksiyel hareket testi sonucu kabul sınırları içerisinde bulundu.

Koronal ve sagittal hizalama ışıkları uyum testi:

Bu testte kullanılan ve yüksek soğurucu özelliği olan kurşun kalem küçük bir nokta şeklinde ve tüm kesitlerde koronal ve sagittal düzlemlerin kesişme noktasında görüldü.

Helikal hareket testi:

Bu test sonunda elde edilen görüntüler incelendiğinde iğnelerin helikal görüntünün başında ve sonunda olmak üzere doğru konumlarında oldukları gözlemlendi.

Masa uzaklık göstericisi testi:

Masa uzaklık göstericisi testinde masa 1 metre hareket edecek şekilde ayarlandı ve masa hareketinin sayısal değeri ile metreden okunan değer arasındaki sapmaya bakıldı. Buna göre elde edilen değer 1 metrede 1,35 cm olarak hesaplandı. Bu değer kabul sınırları içerisinde bulunur.

9.2.3. Doz ölçüm sonuçları

Test sonunda, yetişkin abdomen (karın boşluğu), kafa ve pediatrik abdomen için doz ölçüm sonuçları Çizelge 9.1’ de görülmektedir. $CTDI_w$ tarama düzleminin ortalama dozunu ifade etmektedir.

Çizelge 9.1. CTDI fantomu ile yapılan doz ölçümleri

	Yetişkin Abdomen (μGy)	Yetişkin Kafa (μGy)	Pediatrik Abdomen (μGy)
Merkez	1389	5811	926
Sağ	2907	5694	1054
Sol	2877	5731	1054
Alt	2521	5821	976
Üst	3008	5905	1132
$CTDI_w$	11,57 (mGy)	56,45	-
$CTDI_w$ Sınır Değeri	< 35 (mGy)	< 60 (mGy)	-

Çizelge incelendiğinde alınan ölçümlerin kabul sınırları içinde olduğu görülmektedir.

9.3. Zırlama Hesaplarının Sonuçları

Hacettepe Üniversitesi Hastaneleri Nükleer Tıp A.D. kurulan PET-BT Ünitesi’nin zırlama hesapları Eş. 8.2 kullanılarak yapıldı. Şekil 8.1’deki görüntüleme odası ile kumanda ünitesi arasındaki duvar için yapılan örnek zırlama hesabı aşağıda görülmektedir.

PET/BT Görüntüleme Odası: (Çizelge 9.3)

Radyoizotop Adı: F-18

Aktivitesi(F-18) : 461 MBq (12,45 mCi)

Kumanda Ünitesi:

Veriler:

P: 400 $\mu\text{Sv}/\text{Hafta}$

T: 1

Γ : 0,143 $\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.sa}$

d: 1,50 m

W: 18500 MBq.sa/hafta

TVL değerler: 17,6 cm Beton, 1,66 cm Kurşun

Hesaplama:

$$k = (400 \mu\text{Sv}/\text{Hafta} \times 1,5^2 \text{ m}^2) / (18500 \text{ MBq.sa}/\text{hafta} \times (1) \times 0,143 \mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.sa})$$

$$k = (900) / (2645,5) = 0,340$$

$$Z_{k(\text{beton})} = (\log 1/0,340) \times \text{TVL}_{\text{beton}} = \log(2,94) \times 17,6 \text{ cm} = 0,47 \times 17,6 = \underline{8,3 \text{ cm}}$$

$$Z_{k(\text{kurşun})} = (\log 1/0,340) \times \text{TVL}_{\text{kurşun}} = \log(2,94) \times 1,66 \text{ cm} = 0,47 \times 1,66 = \underline{0.8 \text{ cm}}$$

Sıcak oda, görüntüleme odası, enjeksiyon odası (1), enjeksiyon odası (2) ve enjeksiyon odası (3) için zırhlama hesabı sonuçları çizelge şeklinde aşağıda verilmiştir(Çizelge 9.2-Çizelge 9.6).

Çizelge 9.2. Sıcak oda için zırhlama çizelgesi

Radyoizotop Adı	: F-18+N-13+C-11+O-15					Zırh Kalınlığı	
Aktivitesi(F-18)	: 740 MBq (20 mCi)						
Γ	:0,143 ($\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.sa}$)						
W	:7400 MBg.sa/hafta						
Zırhlanan Alan/ Arkasının kullanım amacı	İzin verilen doz P($\mu\text{Sv}/\text{Hafta}$)	Uzaklık d(m)	Meşguliyet Faktörü (T)	Mevcut duvar d(cm)	Kurşun (cm) $\rho= 11,3 \text{ g/cm}^3$	Beton(cm) $\rho= 2.35 \text{ g/cm}^3$	
Sekretarya/Hasta Hazırlık Duvarları	20	2,5	1	20B	1,5	16	
Boşluk (açık alan)	20	2	1/8	20B	0,40	3,80	
Hücre camı/Rad. Gör.	400	0,40	1/5	Hücre camı	0,86	-	
Kapı / Koridor	20	2	1/8	Kapı	0,40	-	
Tavan / Short Stay Unit.	20	2	1	-	1,8	19,7	
Taban / Toprak	-	-	-	Toprak	-	-	

Çizelge 9.3. Görüntüleme odası için zırhlama çizelgesi

Radyoizotop Adı	: F-18+N-13+C-11+O-15					Zırh Kalınlığı	
Aktivitesi(F-18)	: 461 MBq (12,45 mCi)						
Γ	:0,143 ($\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.sa}$)						
W	:185000 MBg.sa/hafta						
Zırhlanan Alan/ Arkasının kullanım amacı	İzin verilen doz P($\mu\text{Sv}/\text{Hafta}$)	Uzaklık d(m)	Meşguliyet Faktörü (T)	Mevcut duvar d(cm)	Kurşun (cm) $\rho= 11,3 \text{ g/cm}^3$	Beton(cm) $\rho= 2,35 \text{ g/cm}^3$	
Boşluk (açık alan)	20	2,5	1/8	30B	0,70	8	
Koridor	20	2,5	1/5	30B	1	11	
Atık Tankları	400	2,5	1/8	30B	-	-	
K. Ünitesi	400	1,5	1	30B	0,8	8,3	
Kurşun Cam	400	1,5	1	K.cam	0,8	-	
Kapı /Koridor	20	3	1/8	Kapı	0,4	-	
Tavan / Short Stay Unit.	20	2,5	1	-	2,1	23,3	
Taban / Toprak	-	-	-	Toprak	-	-	

Çizelge 9.4. Enjeksiyon odası (1) için zırhlama çizelgesi

Radyoizotop Adı	: F-18+N-13+C-11+O-15					Zırh Kalınlığı	
Aktivitesi(F-18)	: 461 MBq (12,45 mCi)						
Γ	:0,143 ($\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.sa}$)						
W	: 18500 MBg.sa/hafta						
Zırhlanan Alan/ Arkasının kullanım amacı	İzin verilen doz P($\mu\text{Sv}/\text{Hafta}$)	Uzaklık d(m)	Meşguliyet Faktörü (T)	Mevcut duvar d(cm)	Kurşun (cm) $\rho= 11,3 \text{ g/cm}^3$	Beton(cm) $\rho= 2,35 \text{ g/cm}^3$	
Sıcak oda	20	2	1/5	20B	1,36	14,5	
Boşluk (açık alan)	20	1,5	1/8	30B	1,4	15,4	
Koridor	20	2	1/5	20B	1,36	14,5	
Enjeksiyon (2)	20	3	1/2	20B	1,4	15,2	
Kapı/Koridor	400	2	1/8	Kapı	1	-	
Tavan / Short Stay Unit.	20	2,5	1	-	2,1	23,3	
Taban / Toprak	-	-	-	Toprak	-	-	

Çizelge 9.5. Enjeksiyon odası (2) için zırhlama çizelgesi

Radyoizotop Adı	: F-18+N-13+C-11+O-15					Zırh Kalınlığı	
Aktivitesi(F-18)	: 461 MBq (12,45 mCi)						
Γ	:0,143 ($\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.sa}$)						
W	: 18500 MBg.sa/hafta						
Zırhlanan Alan/ Arkasının kullanım amacı	İzin verilen doz P($\mu\text{Sv}/\text{Hafta}$)	Uzaklık d(m)	Meşguliyet Faktörü (T)	Mevcut duvar d(cm)	Kurşun (cm) $\rho= 11,3 \text{ g/cm}^3$	Beton(cm) $\rho= 2,35 \text{ g/cm}^3$	

Çizelge 9.5. (Devam) Enjeksiyon odası (2) için zırhlama çizelgesi

Boşluk (açık alan)	20	1,5	1/8	30B	1,4	15,4
Koridor	20	2	1/5	20B	1,36	14,5
Enjeksiyon (3)	20	3	1/2	20B	1,4	15,4
Kapı/Koridor	400	2	1/8	Kapı	1	-
Tavan / Short Stay Unit.	20	2,5	1	-	2,1	23,3
Taban / Toprak	-	-	-	Toprak	-	-

Çizelge 9.6. Enjeksiyon odası (3) için zırhlama çizelgesi

Radyoizotop Adı	: F-18+N-13+C-11+O-15				Zırh Kalınlığı	
Aktivitesi(F-18)	: 461 MBq (12,45 mCi)					
Γ	:0,143 ($\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.sa}$)					
W	: 18500 MBq.sa/hafta					
Zırhlanan Alan/ Arkasının kullanım amacı	İzin verilen doz P($\mu\text{Sv}/\text{Hafta}$)	Uzaklık d(m)	Meşguliyet Faktörü (T)	Mevcut duvar d(cm)	Kurşun (cm) $\rho = 11,3 \text{ g/cm}^3$	Beton(cm) $\rho = 2,35 \text{ g/cm}^3$
Boşluk (açık alan)	20	1,5	1/8	30B	1,4	15,4
Koridor	20	2	1/5	20B	1,36	14,5
Kapı/Koridor	400	2	1/8	Kapı	1	-
Tavan / Short Stay Unit.	20	2,5	1	-	2,1	23,3
Taban / Toprak	-	-	-	Toprak	-	-

9.4. Zırhlama Hesaplarının Kontrol Sonuçları

PET-BT Ünitesi için yapılan bu zırhlama hesaplamaları sonucunda inşa edilen duvarlar ve kapıların, gerekli radyoizotop kullanılarak Geiger-Müller cihazı ile doğruluğu kontrol edildi. Alınan ölçümlerde F-18 radyoizotopu kullanılmıştır.

Çizelge 9.7. Sıcak oda için alınan ölçüm sonuçları

Saat: 10:00					
Aktivite miktarı (F-18) : 18mCi					
Zırhlanan Alan/ Arkasının kullanım amacı	İzin verilen doz P($\mu\text{Sv}/\text{Hafta}$)	Uzaklık d(m)	Kurşun (cm) $\rho = 11,3 \text{ g/cm}^3$	Beton(cm) $\rho = 2,35 \text{ g/cm}^3$	Ölçüm sonucu (mR/h)
Sekretarya/Hasta Hazırlık Duvarları	20	2,5	1,5	16	0,1
Boşluk (açık alan)	20	2	0,4	11	0,08
Kapı / Koridor	20	2	0,4	-	0,08
Tavan / Short Stay Unit.	20	2	1,8	20	0,08
Taban / Toprak	-	-	-	-	-

Çizelge 9.8. Enjeksiyon odası (1) için alınan ölçüm sonuçları

Saat: 10:10 Aktivite miktarı (F-18) : 17 mCi					
Zırhlanan Alan/ Arkasının kullanım amacı	İzin verilen doz P(μ Sv/Hafta)	Uzaklık d(m)	Kurşun (cm) $\rho = 11,3$ g/cm ³	Beton(cm) $\rho = 2,35$ g/cm ³	Ölçüm sonucu (mR/h)
Sıcak oda	20	2	1,2	16	0,05
Boşluk (açık alan)	20	1,5	0,8	12	0,05
Koridor	20	2	1,2	16	0,05
Enjeksiyon (2)	20	3	1,4	17	0,1
Kapı/Koridor	400	2	0,4	-	0,05
Tavan / Short Stay Unit.	20	2,5	2	24	0,05
Taban / Toprak	-	-	-	-	-

Çizelge 9.9. Enjeksiyon odası (2) için alınan ölçüm sonuçları

Saat: 10:25 Aktivite miktarı (F-18) : 15,4 mCi					
Zırhlanan Alan/ Arkasının kullanım amacı	İzin verilen doz P(μ Sv/Hafta)	Uzaklık d(m)	Kurşun (cm) $\rho = 11,3$ g/cm ³	Beton(cm) $\rho = 2,35$ g/cm ³	Ölçüm sonucu (mR/h)
Boşluk (açık alan)	20	1,5	1,4	15	0,05
Koridor	20	2	1,2	16	0,08
Enjeksiyon (3)	20	3	1,4	17	0,05
Kapı/Koridor	400	2	0,4	-	0,05
Tavan / Short Stay Unit	20	2,5	2,0	23,3	0,05
Taban / Toprak	-	-	-	-	-

Çizelge 9.10. Enjeksiyon odası (3) için alınan ölçüm sonuçları

Saat: 10:35 Aktivite miktarı (F-18) : 14,5 mCi					
Zırhlanan Alan/ Arkasının kullanım amacı	İzin verilen doz P(μ Sv/Hafta)	Uzaklık d(m)	Kurşun (cm) $\rho = 11,3$ g/cm ³	Beton(cm) $\rho = 2,35$ g/cm ³	Ölçüm sonucu (mR/h)
Boşluk (açık alan)	20	1,5	1,4	15	0,05
Koridor	20	2	1,36	16	0,05
Kapı/Koridor	400	2	1	-	0,08
Tavan / Short Stay Unit.	20	2,5	2	24	0,05
Taban / Toprak	-	-	-	-	-
Tuvalet	-	-	-	-	0,05

Çizelge 9.11. Görüntüleme odası için alınan ölçüm sonuçları

Saat: 10:40 Aktivite miktarı (F-18) : 14 mCi					
Zırhlanan Alan/ Arkasının kullanım amacı	İzin verilen doz P(μ Sv/Hafta)	Uzaklık d(m)	Kurşun (cm) $\rho = 11,3$ g/cm ³	Beton(cm) $\rho = 2,35$ g/cm ³	Ölçüm sonucu (mR/h)
Boşluk (açık alan)	20	2,5	0,70	8	0,05

Çizelge 9.11.(Devam) Görüntüleme odası için alınan ölçüm sonuçları

Koridor	20	2,5	1	14	0,05
Atık Tankları	400	2,5	-	-	0,05
K.Ünitesi	400	1,5	0,8	12	0,05
Kurşun Cam	400	1,5	0,8	-	0,05
Kapı /Koridor	20	3	0,4	-	0,08
Tavan / Short Stay Unit.	20	2,5	2,	24	0,05
Taban / Toprak	-	-	-	-	-

Maksimum Müsaade edilebilir doz sınırları Çizelge 8.2. 'de görülmektedir. Bu durumda zırlama yapılmış alanlardan alınan ölçüm sonuçlarının doğruluğuna bakılabilir. Radyasyon çalışanları için; 1 yıl içinde alınmasına müsaade edilen doz 20 mSv, 1 ay içinde alınmasına müsaade edilen doz 1,66 mSv, 1 hafta içinde alınmasına müsaade edilen doz 0,4 mSv (400 μ Sv), 1 gün içinde alınmasına müsaade edilen doz 80 μ Sv ve 1 saatte alınmasına müsaade edilen doz 10 μ Sv'dir. O halde Geiger Müller sayacı ile alınan ölçüm mR/h cinsinden olduğuna göre 10 μ Sv/h'i mR/h 'e çevirmek gerekecektir. 10 μ Sv/h = 1 mR/h 'dir. Halk içinse bu değerlerin 1/10 'u esas alınır[26]. Radyasyon çalışanları için 1 saat içinde alınmasına müsaade edilen ışınlama hızı 1 mR, halk içinse 0,1 mR'dir.

10. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu yüksek lisans tez çalışmasında, Hacettepe Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda kurulan PET-BT cihazı montajı yapıldıktan sonra kalite kontrol ve kalibrasyon testleri yapıldı. Bununla birlikte PET-BT ünitesinin kurulumundan önce tüm oda duvarları ve kapılarının zırhlama hesapları yapıldı. Bu hesaplamalar doğrultusunda inşa edilen ünitenin zırhlama doğruluğu kontrol edildi.

Klinik çalışmalarda görüntüleme sistemlerinden elde edilen sonuçların güvenilirliği ve doğruluğu için kalite kontrol uygulamaları gerçekleştirilmelidir. Bu uygulamalar ile hasta ve çalışanların daha fazla radyasyona maruz kalmaları önlenecek ve kuruldukları andaki performanslarını kaybetmiş sistemlerin tespit edilmesi mümkün olacaktır. Kalite kontrol uygulamaları ile herhangi bir cihazın performansı belirlenerek klinik çalışmaların doğru ve güvenilir olması sağlanır. Nükleer tıp ünitelerinde bulunan cihazların montajı yapıp kullanıma hazır hale geldikten sonra gerçekleştirilecek olan kabul testleri; imalat, nakledilme veya montaj sırasında oluşabilecek problemlerin başlangıçta çözülmesine ve ilerideki çalışmalar için referans olarak kullanılacak sonuçların elde edilmesine olanak verir. Bu referans değerleri cihazda zamanla ortaya çıkacak değişikliklerin tespit edilmesinde çok büyük yarar sağlarlar.

PET kısmı için yapılan testlerde bir modülün arızalı olduğu tespit edilerek bu parçanın değişimi sağlandı. Değişim sağlandıktan sonra test tekrar edildi ve hem görsel hem de sayısal veriler sınır değerleri içerisinde bulundu (Şekil 9.1). Çukurcuk sayısı düzeltilmesi testinde de sinogram görüntülerinin görsel değerlendirmesi 3B için Resim 9.2' de, 2B için ise Resim 9.4'de görülmektedir. Sinogram görüntüleri Resim 9.1 ve Resim 9.3'deki örnek iyi ve kötü sinogram görüntüleri ile karşılaştırıldığında kabul edilebilir olduğu görüldü. BT kalite kontrolü mekanik, görüntü performansı ve doz ölçümleri başlıkları altında incelendi. Mekanik ve görüntü performansı testlerinin sonuçlarının kabul sınırları içerisinde olduğu görüldü. BT'de CTDI fantomu ile yapılan doz ölçüm sonuçları (Çizelge 9.1) incelendiğinde sayısal verilerin kabul sınırları içerisinde olduğu görüldü.

Radyasyonun zararlı etkilerini minimum düzeye indirmek amacıyla uluslararası kuruluşların ortak görüşleri doğrultusunda geliştirilmiş pratik radyasyondan korunma kurallarından en önemlisi zırhlama. Zırhlama çalışılan ortamda kullanılan malzemelerde olacağı gibi, ünite duvarlarında ve kapılarında da olmalıdır. Bilindiği gibi nükleer tıp ünitelerinde kurşun önlük, kurşun eldiven, tiroit koruyucu, kurşun gözlük, enjektör zırhı, kurşun blok, kurşun paravan, zırhlı atık kutuları gibi birçok gereç kullanılmaktadır. Ancak PET-BT ünitelerinde çalışılan radyoaktif maddelerin enerjilerinin 511 KeV olmasından dolayı kurşun önlük, tiroit koruyucu ya da kurşun gözlüklerin kalınlıkları 511 KeV lik gama ışınını tam olarak engelleyecek boyutta olamamaktadır. Bu durumda radyasyondan korunmada diğer önemli metotlar, zaman ve mesafe devreye girmektedir. PET-BT ünitelerinde çalışan personellerin mümkün olduğunca hızlı hareket ederek, maruz kalacağı radyasyon dozunu en aza indirmesi mümkündür. Bununla birlikte radyasyon kaynağından mümkün olduğunca uzak durarak da, maruz kalınacak olan radyasyon dozunu en aza indirmek mümkün olacaktır.

Şekil 8.1'de görünen ünite duvarları ve kapılarının zırhlama hesaplarının sonuçları Çizelge 9.2 ile Çizelge 9.6 arasında bulunan çizelgelerde görülmektedir. Bu hesaplara göre, müsaade edilen doz sınırının $20 \mu\text{Sv/hafta}$ olarak alındığı odalarda, meşguliyet faktörünün daha yüksek olduğu odalarda ve zırhlama hesabı yapılacak olan oda ile radyoaktif madde arasındaki mesafenin az olduğu yerlerde daha kalın zırhlama yapılması gerektiği görüldü. Yapılan bu zırhlama hesaplarına göre inşa edilen oda duvarları ve kapılarının zırhlama doğruluğunun kontrol edilmesi gerekmektedir. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) tarafından, mevcut ünitelere lisans verilmeden önce bu kontroller yapılmaktadır. Bu çalışmada yapılan zırhlama doğruluğunun kontrol sonuçları Çizelge 9.7 ile Çizelge 9.11 arasında bulunan çizelgelerde görülmektedir. Bu ölçümlerde sınır değer radyasyon çalışanları için 1 mR/h iken toplum üyesi kişiler içinse $0,1 \text{ mR/h}$ olarak belirlendi. Belirlenen sınır değere göre, Geiger Müller sayacı ile alınan ölçüm sonuçlarının sınır değerleri içerisinde olduğu görüldü. Yapılan zırhlamanın doğruluğu, alınan ölçüm sonuçları ile gösterildi.

KAYNAKLAR

1. Duman, Ç., "Bilgisayarlı Tek Foton Emisyonlu Sistemlerde MTF ve DQE bulunması", Yüksek Lisans Tezi, *Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü*, Ankara, 1 (2007).
2. Değer, M., Demir, M., İnce, M., Kırac, S., Köseoğlu, K., Turan, E., Uysal, B., "PET Sistemlerinin Kalite Kontrolü ve Kabul Testleri", *Turkish Journal of Nuclear Medicine*, 13:118-139 (2004).
3. Bayhan, H., "Nükleer Uygulamalar", Radyoaktivite ile Yüzyıl, *Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basım Evi*, Ankara, 49-63(1998)
4. Günalp, B. Özgüven, M., "Temel Radyasyon Fiziği ve Radyasyon Birimleri", Radyasyonun Sağlık Etkileri Radyasyon Yaralanmalarının Tanı ve Tedavisi, *Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basım Evi*, Ankara, 1-15(2003)
5. Demir, M., "Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları", *Bayrak Ofset*, İstanbul, 1-36, 43-45, 95-109, 110-167 (2008)
6. Kras, S., Yüksel, D., "Nükleer Fizik", Radyasyon Biyolojisi, *Gültürk Ofset Tanıtım*, Ankara, 11-25 (2001)
7. Olcay, İ., "Radyasyon Deteksiyonunda Kullanılan Yarı-İletken Detektör Tipleri, Özellikleri ve Kullanım Alanları", Yüksek Lisans Tezi, *Niğde Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Niğde, 3-37(2007)
8. Karpuzcu, M., "Çevre Kirlenmesi ve Kontrolü", *Özal Matbaası*, İstanbul, 286-289 (2007)
9. Brownell, G., Burnham, C., "MGH Positron Camera. In: Freedman G., Editor, Tomographic Imaging in Nuclear Medicine" *Society of Nuclear Medicine*, New York, 154-164 (1973).
10. Burnham, C., Brownell, G. A., "Multi-Crystal Positron Camera", *IEEE Trans Nucl Sci NS*, 19:201-205 (1972).
11. Anger, H., "Gamma-Ray and Positron Scintillation Cameras" *Nucleonics*, 21:56-59 (1963).
12. Muehllehner, G., Buchin, M., Dudek, J., "Performance Parameters of Positron Imaging Camera", *IEEE Trans Nucl Sci NS*; 23: 528-537 (1976).
13. Hounsfield, G., Ambrose, J., "Computerized Transverse Axial Scanning (Tomography). Part I, Description of System, Part II, Clinical Applications", *Br J Radiol*, 46: 1016-1047 (1973).

14. Nutt, R., "1999 ICP Distinguished Scientist Award. The History of PET.", *Mol Imaging Biol*, 4: 11-26 (2002).
15. Demir, B., Okutan, M., Demir, M., "Pozitron emisyon tomografi ve radyoterapi tedavi planlama", *Türk Onkoloji Dergisi*, 24(2):88-95 (2009).
16. Krane, SK., "Nükleer Fizik-I" Çeviri Editörü, Şarer. B., *Palme Yayıncılık*, 174(2001).
17. Levin SC, Hoffman E. "Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution", *Physics in Medicine and Biology*, 44:781-99 (1999).
18. Fahey, FH., "Data Acquisition in PET Imaging", *Nucl Med Technol*, 30: 39-49 (2002).
19. Fahey, FH., "PET Instrumentation", *Radiol Clin N Am*, 39: 919-929 (2001).
20. Knesaurek, K., "New Developments in PET Instrumentation" *J Nucl Med*, 42: 1831-1842 (2001).
21. Özgüven, M. A., "PET Genel Prensipler ve Temel Uygulama Alanları", *Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basım Evi*, Ankara, 7-8 (2004).
22. Soylu, A., "PET Radyofarmasötikleri", *Medikal Fizik Kongresi*, Kayseri, 2-5 (2007).
23. Doğan, B., "Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri", *Bilim Yayınları*, Ankara, 243-262, 267-297, 303-314, 319-329 (2006).
24. Doğan, B., "Gama Kameraların Çalışma Prensipleri ve Kalite Kontrolü Yöntemleri", *TAEK Ankara Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi*, 32 (1990).
25. Özkan, R., "Bilgisayarlı Tomografinin Temel Prensipleri", *Depo Yayınları*, Eskişehir, 1-10(2004).
26. İnce, M., "PET-BT'de Kalite Kontrol Prensipleri", *Epsilon Elektronik*, 49-54(2002).
27. Natioal Council on Radiotion Protection and Measuremant,"Structural Shielding Design and Evaluation fot Megavoltage X-ray and Gamma-ray Radiotherapy Facilities", *NCRP 151*, United Kingdom, 22-25, 2005

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DEMİR, Fatma Gizem
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 17.06.1987 Ankara
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 0 (312) 305 13 36
 Faks : 0 (312) 309 35 08
 e-mail : gizemdmrr@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	Erciyes Üniversitesi Fizik Bölümü	2008
Lise	Kalaba Lisesi	2004

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2008	Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi	Stajyer
2009-Halen	Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi	Sağlık Fizikçisi

Bildiri

- Demir F.G., Bozkurt M.F., Şar O., Uğur Ö., “İki farklı cerrahi gama prob cihazının performans testlerinin karşılaştırmalı değerlendirilmesi”, **23. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi**, İzmir, 40-43 (2011).

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Müzik dinlemek, bilgisayar teknolojileri ile ilgilenmek, spor yapmak, kitap okumak.