



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**NÜKLEER TIP UYGULAMALARINDA RADYASYON DOZ
DAĞILIMLARININ BELİRLENMESİ**

**Dilek BARINMAZ
Fizik Anabilim Dalı
Nükleer Fizik Programı**

**Danışman
Prof.Dr. Ali TUTAY**

Haziran, 2009

İSTANBUL



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**NÜKLEER TIP UYGULAMALARINDA RADYASYON DOZ
DAĞILIMLARININ BELİRLENMESİ**

**Dilek BARINMAZ
Fizik Anabilim Dalı
Nükleer Fizik Programı**

**Danışman
Prof.Dr. Ali TUTAY**

Haziran, 2009

İSTANBUL

Bu çalışma 28/05/2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı Nükleer Fizik programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Prof. Dr. Ali TUTAY (Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

Prof. Dr. Melih BOSTAN
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

Prof. Dr. M.Nizamettin ERDURAN
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

Prof. Dr. Metin SUBAŐI
Yıldız Teknik Üniversitesi
Fen-Edebiyat Fakültesi

Prof. Dr. Mehmet ŐİRİN
Yıldız Teknik Üniversitesi
Fen-Edebiyat Fakültesi

ÖNSÖZ

Lisans ve yüksek lisans öğrenimim sırasında ve tez çalışmalarım boyunca gösterdiği her türlü destek ve yardımdan dolayı çok değerli hocam Prof.Dr.Ali TUTAY'a en içten dileklerle teşekkür ederim.

Bu çalışma boyunca yardımlarını esirgemeyen çalışma arkadaşlarıma ve çalışmamın uygulama kısmını destekleyen İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi' ne teşekkürü borç bilirim.

Çalışma süresi boyunca bana her açıdan uygun bir çalışma ortamı sağlayan, maddi manevi desteklerini esirgemeyen aileme ve çalışmamın her aşamasında bana destek olan arkadaşım Akın ÇINAR'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Haziran, 2009

Dilek BARINMAZ

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
TABLO LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	viii
ÖZET	ix
SUMMARY	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL KISIMLAR	2
2.1. RADYASYON	2
2.1.1. Radyasyonun Tanımı ve Türleri	2
2.1.2. Radyasyon Kaynakları.....	3
2.1.3. Bozunum Türleri	4
<i>2.1.3.1. Alfa Bozunumu</i>	<i>4</i>
<i>2.1.3.2. Beta Bozunumu.....</i>	<i>5</i>
<i>2.1.3.3. Gama Bozunumu</i>	<i>7</i>
2.1.4. Elektromanyetik Radyasyonun Madde ile Etkileşimi.....	8
<i>2.1.4.1. Fotoelektrik Olay.....</i>	<i>8</i>
<i>2.1.4.2. Compton Saçılımı</i>	<i>9</i>
<i>2.1.4.3. Çift Oluşumu</i>	<i>10</i>
2.2. RADYASYON ÖLÇÜMÜ VE DOZİMETRELER	10
2.2.1. Gazlı Dozimetreler.....	11
<i>2.2.1.1. İyon Odaları</i>	<i>11</i>
<i>2.2.1.2. Orantılı Odalar.....</i>	<i>11</i>

2.2.1.3. Geiger-Müller Tüpleri	12
2.2.2. Diğer Dozimetreler	12
2.2.2.1. Sintilasyon Algılayıcılar.....	12
2.2.2.2. Elektronik Dozimetreler.....	13
2.2.2.3. Kalem Dozimetreler.....	14
2.3. RADYASYON DOZU BİRİMLERİ	15
2.4. ÇALIŞAN ELEMANLAR İÇİN RADYASYON DOZU LİMİTLERİ	16
2.5. RADYASYONDAN KORUNMADA TEMEL KURALLAR	17
2.5.1. Radyasyondan Korunma Yolları.....	17
2.5.1.1. Zaman	17
2.5.1.2. Mesafe.....	18
2.5.1.3. Zırhlama.....	18
2.5.2. Görüntüleme.....	19
2.6. PET GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ	20
2.7. PET'İN TARİHÇESİ	22
2.7.1. Temel Fiziksel Prensipler	24
2.7.2. Temel Görüntüleme Prensipleri	26
2.8. PET DEDEKTÖRLERİ	27
2.9. PET RADYOFARMOSİTİKLERİ	28
2.10. PET UYGULAMALARI.....	30
3. MALZEME VE YÖNTEM	32
3.1. HASTALARA TANI AMACIYLA UYGULANAN F-18 FDG HAZIRLANMASI.....	32
3.2. HASTA HAZIRLIĞI	34
3.3. FDG'NİN UYGULANMASI.....	34
3.4. GÖRÜNTÜLEME.....	35
3.4.1. Görüntüleme Sonrası	35
3.5. RAPORLAMA	36
3.6. EBERLINE ESP-2	36
3.7. YÖNTEM	37
4. BULGULAR	38

4.1. TABLOLAR.....	38
4.1.1. Zaman Ortalamaları	38
4.1.2. “0. Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları	19
4.1.3. “43.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları	40
4.1.4. “62.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları	41
4.1.5. “83.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları	42
4.1.6. “101.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları	43
4.1.7. “238.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları	44
4.1.8. “362.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları	44
4.1.9. Zaman-Mesafe İlişkisi	45
4.2. GRAFİKLER	45
4.2.1. “0. metrede” Işınlama Şiddeti-Zaman Grafiği	45
4.2.2. “0,25. metrede” Işınlama Şiddeti-Zaman Grafiği	46
4.2.3. “0,50. metrede” Işınlama Şiddeti-Zaman Grafiği	46
4.2.4. “1,0. metrede” Işınlama Şiddeti-Zaman Grafiği	47
4.2.5. “2,0. metrede” Işınlama Şiddeti-Zaman Grafiği	47
4.3. HESAPLAR.....	48
4.3.1. “0. metrede” Maruz Kalınan Toplam Radyasyon Dozu	48
4.3.2. “0,25. metrede” Maruz Kalınan Toplam Radyasyon Dozu	48
4.3.3. “0,50. metrede” Maruz Kalınan Toplam Radyasyon Dozu	49
4.3.4. “1,0. metrede” Maruz Kalınan Toplam Radyasyon Dozu	49
4.3.5. “2,0. metrede” Maruz Kalınan Toplam Radyasyon Dozu	49
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	51
KAYNAKLAR	54
ÖZGEÇMİŞ	56

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1	: Radyasyonun Çeşitler.....	2
Şekil 2.2	: Radyasyon Kaynakları.....	3
Şekil 2.3	: Alfa Bozunumu.....	4
Şekil 2.4	: Örnek Bir β^- Bozunumu.....	5
Şekil 2.5	: β^+ Bozunumu.....	6
Şekil 2.6	: Elektron Yakalama Olayına Bir Örnek (^7Be).....	6
Şekil 2.7	: β^- Bozunumu Sonrasında Yayınlanan Elektronların Enerji Spektrumlarına Bir Örnek (^{210}Bi).....	7
Şekil 2.8	: Gama Bozunumu.....	7
Şekil 2.9	: Fotoelektrik Olay.....	8
Şekil 2.10	: Compton Saçılması.....	9
Şekil 2.11	: Çift Oluşumu.....	10
Şekil 2.12	: İyon Odalı Dozimetre.....	11
Şekil 2.13	: Geiger-Müller Tüplü Dozimetreler.....	12
Şekil 2.14	: Sintilasyon Detektör Düzenegi.....	13
Şekil 2.15	: Elektronik Dozimetreler.....	14
Şekil 2.16	: Kalem Dozimetreler.....	14
Şekil 2.17	: Radyasyonun Zamanla İlişkisi.....	18
Şekil 2.18	: Radyasyonun Mesafeyle İlişkisi.....	18
Şekil 2.19	: Radyasyonun Zırhlamayla İlişkisi.....	19
Şekil 2.20	: Uygun Zırhlama.....	20
Şekil 2.21	: Personel Görüntüleme.....	20
Şekil 2.22	: Pet Kamerasında Gama Işınlarının Saptanması.....	21
Şekil 2.23	: İlk Model Pet 48 Naı(Tl) Detektörden Oluşan Hekzagonal Pet İni.....	22
Şekil 2.24	: Siemens Biograph- 6 Model Hı-Res, Pet-Ct.....	23
Şekil 2.25	: Siklotron Örneği.....	25
Şekil 2.26	: Yok Olma Fotonları.....	25
Şekil 2.27	: Pet Görüntüleme Sistemi.....	26
Şekil 2.28	: Pet Dedektör Yapsının Evrimi.....	27
Şekil 2.29a	: Tam Halka Dedektörü.....	28
Şekil 2.29b	: Sintilasyon Krsitali Ve Kristale Bağlanmış 4 Adet Pmt.....	28
Şekil 2.30	: Pet Uygulamalarının Kullanım Alanları.....	30
Şekil 3.1	: Kalite Kontrol Odasında Enjektöre Doz Çeki.....	32
Şekil 3.2	: Radyofarmasötik İçeren Vial Ve Enjektör Kabı.....	33
Şekil 3.3	: Enjektöre Vialden Doz Çekimi.....	33
Şekil 3.4	: Zırh İçine Yerleştirilmiş Enjektör.....	33
Şekil 3.5	: Taşıma Kabı.....	33
Şekil 3.6	: Fdg'nin Uygulanışı.....	34
Şekil 3.7	: Eberline Esp-2.....	37
Şekil 4.1	: Yamuğun Alanı.....	48

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1	: Radyasyon Dozu Birimleri.....	15
Tablo 2.2	: Doz Sınırları	16
Tablo 2.3	: PET Görüntüleme Kronolojik Olarak Elde Edilen Gelişmeler	24
Tablo 2.4	: En Sık Kullanılan Pozitron Salıcısı Radyonüklidler	28
Tablo 2.5	: PET Görüntüleme Ajanları ve Kullanım Alanları.....	29
Tablo 4.1	: Zaman Ortalamaları	38
Tablo 4.2	: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 0. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)	39
Tablo 4.3	: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 43. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)	40
Tablo 4.4	: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 62. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)	41
Tablo 4.5	: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 87. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)	42
Tablo 4.6	: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 101. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)...	43
Tablo 4.7	: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 238. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)...	44
Tablo 4.8	: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 362. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)...	44
Tablo 4.9	: Zaman - Mesafe	45
Tablo 4.10	: 0 m mesafede ölçülen ışınlama şiddetleri.....	45
Tablo 4.11	: 0,25 m mesafede ölçülen ışınlama şiddetleri.....	46
Tablo 4.12	: 0,5 m mesafede ölçülen ışınlama şiddetleri	46
Tablo 4.13	: 1 m mesafede ölçülen ışınlama şiddetleri.....	47
Tablo 4.14	: 2 m mesafede ölçülen ışınlama şiddetleri.....	47

SEMBOL LİSTESİ

α	: Alfa Parçacığı
β	: Beta Parçacığı
γ	: Gama Işınması
$\bar{\nu}$: Antinötrino
τ	: Fotoelektrik Katsayısı
σ	: Compton Katsayısı
ν	: Frekans
λ	: Dalga Boyu
c	: ışık Hızı (3×10^8 m/sn)
e	: Elektron Yükü (1.6×10^{-19} C)
e^+	: Pozitron
e^-	: Elektron
h	: Planck Sabiti (6.62×10^{-34} J.sn)
m	: Kütle
E	: Enerji
T	: Kinetik Enerji
Sa	: Saat

ÖZET

NÜKLEER TIP UYGULAMALARINDA RADYASYON DOZ DAĞILIMLARININ BELİRLENMESİ

Nükleer tıp, radyoizotopların tanı ve tedavi amacıyla hastalara uygulandığı bir bilim dalıdır. Tanıdaki uygulamalar fonksiyonel (dinamik) ve yapısal (anatomik) bilgi edinmek üzere iki çeşittir. Tanı amaçlı görüntülere sintigrafi denir. Sintigrafi uygulamalarında, radyoizotopun vücutta istenilen organa taşınmasını sağlayacak bir biyoaktif ajana ihtiyaç vardır. Radyoizotop ile biyoaktif ajan birleştirilerek oluşturulan moleküle radyofarmasötik denir. Radyofarmasötikler görüntülenmesi yapılacak her organ için spesifik olarak seçilir. Uluslar arası standartlarda belirtilen aktivite miktarlarında (50 mikroCurie-30 miliCurie) hastalara ağız ya da damar yolu ile uygulanırlar. Radyofarmasötiğin istenilen organda tutulumu (uptake) sağlandıktan sonra görüntüleme yapılır. Görüntüleme işleminde hasta gama kamera altında pozisyonlanır. Görüntüler planar ya da tomografik (SPECT) olarak alınabilir. Görüntüler bilgisayara ya da filmlere kaydedilerek uzman hekim tarafından değerlendirilerek hastalığın tanısı konur.

Radyofarmasötiklerin nükleer tıptaki bir diğer uygulama alanı da hastalıkların tedavisidir. Bu amaçla seçilen radyofarmasötikler daha yüksek aktivite miktarlarında (8 mCi ile 300 mCi) kullanılır. Örneğin tiroit kanserlerinin tedavisinde 100-300 mCi ¹³¹I radyoizotopu hastaya ağız yolu ile uygulanır.

Radyoizotopların tanı ve/veya tedavide kabulü, ölçülmesi, hastaya uygulanması, hastanın çekim öncesi pozisyonlanması, görüntülenmesi, çekim sonrası klinikten dışarı nakledilmesi aşamalarında etrafa radyoaktif ışınlar saçılmaktadır. Bu saçılan ışınlar hastaları, hasta yakınlarını, ayrıca görevli personeli ışınlamaktadır. Ancak ışınlanan radyasyon görevlisi personelin aldığı radyasyon dozu uluslar arası ve ulusal kurumlar tarafından yıllık <20 mSv, iken halk için <1 mSv olarak sınırlandırılmıştır. Ancak ALARA prensipleri gereğince alınabilecek en az radyasyon dozlarının alınması önerilmektedir. Bu durumda hem personelin hem de hasta ve yakınlarının maruz kalabileceği radyasyon dozlarını azaltmak için sürekli denetim, ölçüm, araştırma ve geliştirme çalışmalarının yapılması, sonuçların uygulamaya konulması insan sağlığı açısından faydalıdır.

Nükleer tıp, nükleer teknolojiye yeni teknolojilerin ilk uygulama alanlarından biridir. Son zamanlarda uygulamaya giren PET (Pozitron Emisyon Tomografisi), yüksek doz ¹³¹I uygulamaları ve diğer sintigrafi uygulamaları sırasında açık radyoaktif kaynaklar ile çalışılmaktadır. Radyoaktif kaynakların uygulamaları sırasında maruz kalınacak radyasyon dozlarının belirlenmesi, ayrıca radyoaktif atıkların denetimi ve ıslahı sırasında maruz kalınan radyasyon dozlarının ve ışınlama şiddetlerinin belirlenmesi,

belirlenen doz dağılıma göre alınması gereken korunma önlemlerinin tespit ve tavsiye edilmesi bu tez konusunun amacını oluşturmaktadır.

Çalışmamız oldukça geniş hasta potansiyeli olan Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Bu sayede değişik enerjilerdeki radyoizotoplardan kaynaklanan ışınlama dozları mesafeye bağlı olarak ölçüldü. Ölçümlerde ESP-2 Eberline marka G-M sayıcı ve Elektronik dozimetre kullanıldı. Ölçüm sonuçlarının güvenilirliği ICRP kriterlerine göre yorumlandı ve literatür verileri ile tartışıldı.

Anahtar Kelimeler: Pozitron Emisyon Tomografisi, FDG, Radyasyon Dozu, Geiger-Müller Sayıcı, Radyasyondan Korunma

SUMMARY

INVESTIGATION OF THE RADIATION DOSE DISTRIBUTION IN THE NUCLEAR MEDICINE

Nuclear medicine is a branch of science in which radioisotopes are applied to patients for diagnostic and treatment purposes. There are two types of diagnostic applications used to obtain functional (dynamic) and structural (anatomic) information. Images for diagnostic purposes are called scintigraphy. In scintigraphic applications, a bioactive agent is required so that the radioisotope can reach the desired organ in the body. The molecule formed by combining the radioisotope and the bioactive agent is called radiopharmaceutical. Radiopharmaceuticals are specifically selected for each organ to be visualized. They are given to patients in oral or vascular applications at activity amounts suggested by international standards (50 microCurie-30 milliCurie). In the visualization procedure, the patient is positioned under a gamma camera. Planar or tomographic (SPECT) images can be obtained. Images are recorded on a computer or on films to be evaluated by a specialist for the diagnosis of the disease.

Another field of application for radiopharmaceuticals in nuclear medicine is treatment of diseases. Radiopharmaceuticals selected for this purpose are used at higher activity amounts (8 mCi and 300 mCi). For instance, for the treatment of thyroid cancers, 100-300 mCi ^{131}I radioisotope is orally given to patients.

Radioactive rays are scattered around during acceptance of radioisotopes in diagnosis and/or treatment, their measurement and administration to patients, positioning of patients before the visualization procedure, their visualization, and transportation out of the clinic after visualization. These rays scattered irradiate patients, their relatives, and the staff in charge. Nevertheless, the radiation dose affecting the irradiated radiation staff has been restricted to an annual amount of <20 mSv by international and national organizations, while for the public, the limit is <1 mSv. However, in line with the ALARA principles, minimum radiation doses are suggested. Therefore, it is important for human health to exert continuous efforts to control, measure, and conduct research and development studies to reduce the radiation doses to which both staff and patients and their relatives might be exposed and to put the results of these studies into practice.

Nuclear medicine is one of the first fields of application for the application in nuclear technology. Open radioactive sources are employed during PET (Positron Emission Tomography), high-dose ^{131}I applications, and other scintigraphic applications. The aim of the present thesis is to determine the radiation doses to be exposed during the application of radioactive sources, to further determine the exposed radiation doses and intensity of irradiation during control and reclamation of radioactive waste, and to identify and recommend safeguard measures to be taken for the determined dose distribution.

This work we carried out in the Department of Nuclear Medicine at Cerrahpaşa Faculty of Medicine, which has a quite wide potential of patients. Thus, we were measured irradiation doses resulting from radioisotopes with different energies on the basis of distance. We was used an ESP-2 Eberline G-M counter and an electronic dosimeter in our measurements. Reliability of measurement results are interpreted according to the ICRP criteria and with literature data were discussed.

Key Words: Positron Emission Tomography, FDG, Radiation dose, Geiger-Müller Counter, Radiation Protection

1. GİRİŞ

Pozitron Emisyon Tomografi (PET) dokuların metabolik aktivitesini, kanlanmasını ve canlılığını yansıtan, tomografik görüntüleme ve kantitatif parametrelerin kullanıldığı, non-invaziv bir görüntüleme yöntemidir. PET' de, diğer Nükleer Tıp uygulamalarında olduğu gibi görüntüleme ajanı olarak radyoaktif işaretli bileşikler kullanılır. PET'in en önemli özelliği, anatomik bilgi sağlayan radyolojik görüntüleme yöntemleri (direkt radyografiler, bilgisayarlı kesityazar, anjiyografi, MRG vs.) ile elde edilemeyen fonksiyonel değişiklikleri (örneğin tümör metabolik aktivitesi) gösterebilmesi ve tüm vücudu tek bir inceleme seansında değerlendirebilmesidir.

PET görüntülemede kullanılan radyofarmasötiklerin en önemli özelliği vücudun temel altyapı taşları ile aynı fizyolojik ve metabolik yolları izleyen karbon (C), oksijen (O), flor (F), azot (N) gibi elementleri içermeleri ve vücutta biyolojik olarak bu moleküller gibi davranmalarındır. PET çalışmalarının % 90'ında Flor-18 (^{18}F) ile işaretli bileşikler ve özellikle radyoaktif şeker olan ^{18}F -FDG kullanılır. Vücutta şekeri fazla oranda kullanan aktif kanser hücreleri tarafından tutulan ^{18}F -FDG, PET tarayıcıda tespit edilerek tüm vücudun metabolik görüntüsü oluşturulur. Görüntülerdeki ^{18}F -FDG tutulumu az olan veya olmayan bölgeler ise glikoz metabolizmasının yokluğunu gösterir. Background aktivitesi ise normal hücrelerdeki tutulumu gösterir.

^{18}F -FDG glikozun radyoizotop ile işaretlenmiş bir analogudur ve damar içi uygulamadan hemen sonra vücudun bütün organlarına dağılır. Fiziksel yarılanma süresi 110 dakikadır. Görüntüleme ^{18}F -FDG'nin damar içi uygulanmasını takip eden 30-45 dakika sonra alınabilir [1-5].

Bu çalışmanın amacı PET/BT görüntülemesinde enjeksiyon esnasında ve enjeksiyondan sonra ^{18}F radyoaktivitesini belirlemek, hasta ile birlikte olan şahısların ve çalışanların maruz kalabilecekleri radyasyon dozunu tespit etmek ve aktivite düzeyine göre alınması gerekli radyasyondan korunma önlemlerini tartışmaktır.

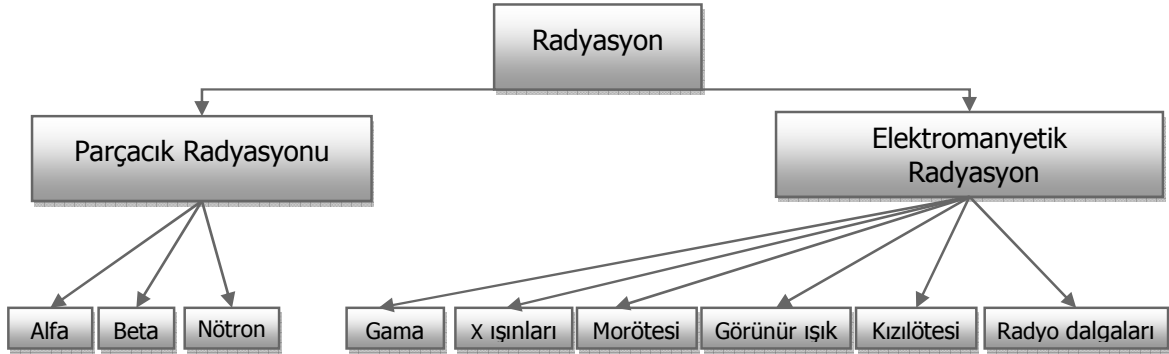
2. GENEL KISIMLAR

2.1. RADYASYON

2.1.1. Radyasyonun Tanımı ve Türleri

Radyasyon, iç dönüşüm geçiren atomlar tarafından yayımlanan, boşlukta ve madde içerisinde hareket edebilen enerji olarak tanımlanır. Yayımlayan kaynağın özelliğine bağlı olarak bu enerji parçacıklar veya elektromanyetik dalgalar tarafından taşınabilir. Radyasyonu tanımlamada üç ana parametre kullanılır (Şekil 2.1).

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



Şekil 2.1. Radyasyonun Çeşitleri.

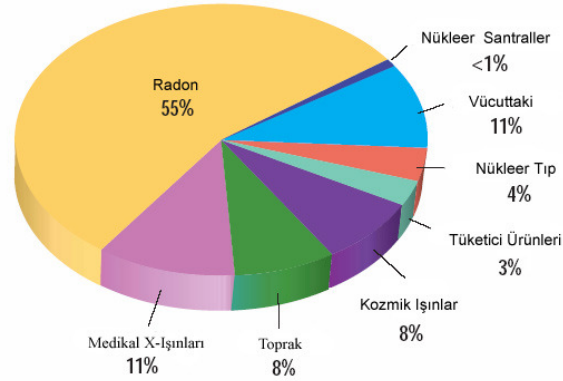
Yüksek enerjili radyasyon iyonize edici radyasyon olarak da tanımlanır ve atomdan elektron koparabilen dolayısıyla atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. Bunlar: Alfa, Beta, Gama ve X-Işınları'dır.

Düşük enerjili ya da iyonize edici olmayan radyasyon ise etkileştiği materyal içindeki atomları yeteri kadar enerjisi olmadığı için iyonize edemez ve sadece uyarmakla 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 radyasyonlarda enerji, yüksüz ve kütsüz fotonlar tarafından taşınmaktadır. Eğer iyonize edici elektromanyetik radyasyon çekirdekten yayımlanıyorsa gama, yörüngeden yayımlanıyorsa X ışını adını alır.

2.1.2. Radyasyon Kaynakları

Yeryüzündeki tüm canlılar ve cansızlar havada, suda, toprakta, hatta kendi vücutları içerisindeki doğal radyasyon kaynakları ve bunlara ek olarak insanlar tarafından üretilen yapay radyasyon kaynaklarının her gün ışınımına maruz kalmaktadırlar (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Radyasyon Kaynakları.

Havadaki doğal radyasyon, ya yeryüzündeki çeşitli çatlaklardan çıkan radyoaktif gazlardan (özellikle de radon gazından) ya da kozmik ışınlardan kaynaklanmaktadır. Topraktaki radyoaktivite ise uranyum, toryum ve bu radyoizotopların bozunum serilerinde yer alan diğer radyoaktif maddelerden kaynaklanır. Sudaki radyasyon, gerek havadaki gerekse topraktaki bu radyoaktif kaynakların su ile etkileşiminin bir sonucudur. Vücudumuzda da bazı radyoaktif maddeler bulunmaktadır. Bunlar içinde en önemlileri K-40, Ra-226 ve C-14'tür.

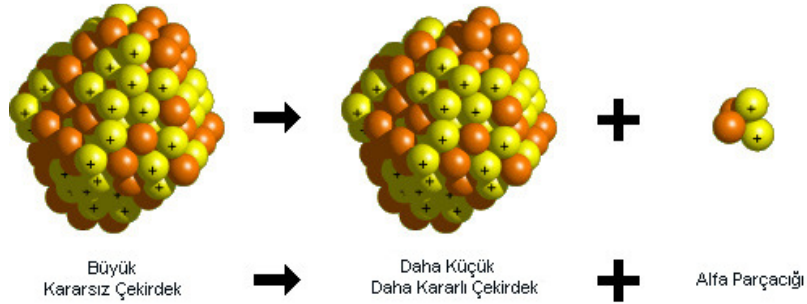
Yapay radyasyon insanlar tarafından çeşitli amaçlarla üretilmiş radyoaktif izotopların kullanımından kaynaklanmaktadır. Bu radyasyon kaynakları tedavi amaçlı olarak radyoterapide, teşhis amaçlı olarak ise röntgen, tomografi ve sintigrafi çekimlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca endüstride kalite kontrol, gıda sektöründe ürünlerin raf ömrünü uzatmak için sterilizasyonda ve nükleer reaktörlerde enerji üretiminde radyoaktif maddelerden faydalanılmaktadır.

2.1.3. Bozunum Türleri

Radyoaktif çekirdekler kendiliğinden bozunuma uğrarlar. Bu süreç alfa, beta ve gama bozunumları olmak üzere 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 [6].

2.1.3.1 Alfa Bozunumu

Çekirdeğin kararsızlığı hem proton hem de nötron fazlalığından ileri geliyorsa, çekirdek iki proton ve iki nötrondan oluşan bir alfa parçacığı yayımlayarak bozunur (Şekil 2.3). Böylece Denklem 2.1'de görüldüğü gibi bozunan çekirdeğin atom numarası 2, kütle sayısı ise 4 azalır. Bu bozunumda proton ve nötron sayıları ayrı ayrı korunur. Ayrıca toplam enerji de korunmalıdır (Denklem 2.2).



Şekil 2.3. Alfa Bozunumu.



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

Bozunum nedeniyle ortaya çıkan enerjinin büyük kısmını, momentumun korunumu gereğince küçük kütleyle sahip olan alfa parçacığı alır. ${}^4_2\text{He}$ 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.

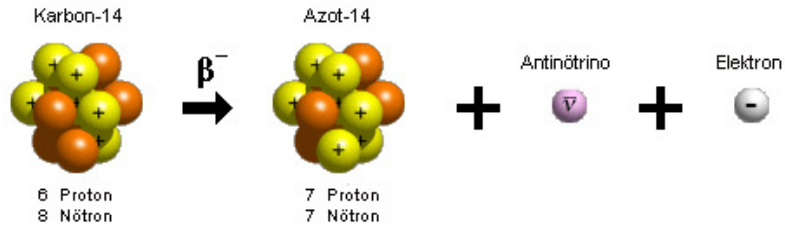
2.1.3.2 Beta Bozunumu

Beta bozunumunun üç farklı türü vardır. Bunlar:

- β^- Bozunumu: Eğer bir radyonüklidin kararsızlığı çekirdekdeki nötron fazlalığından ileri geliyorsa, çekirdeğindeki enerji fazlalığını gidermek için nötronlardan birini proton ve elektron haline dönüştürür (Denklem 2.3). Proton çekirdekte kalırken, elektron hızla atomdan dışarı atılır (Şekil 2.4).



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



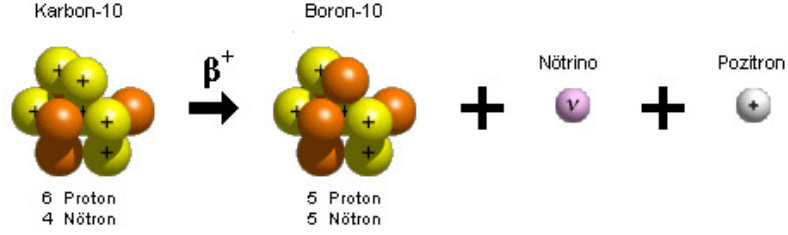
Şekil 2.4. Örnek Bir β^- Bozunumu.

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



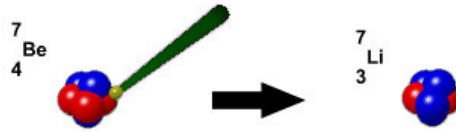
Nötron çekirdekte kalır, pozitron dışarı fırlatılır. Böylece pozitron yayımlayan radyonüklidin (Şekil 2.5) atom numarası bir eksilerek kendinden bir önceki elementin (izobar) atomuna dönüşür, fakat kütle sayısı değişmez (Denklem 2.6).





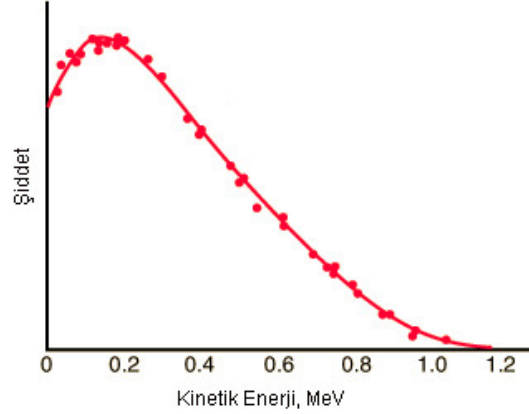
Şekil 2.5. β^+ Bozunumu.

- 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 (Denklem 2.6). Bu bozunumda çekirdekten parçacık salınmaz ancak pozitron bozunmasında olduğu gibi proton sayısı bir eksilir. Kütle numarası ise aynı kalır (Denklem 2.8). Bu olayda boşalan elektron yörüngesine üst yörüngelerdeki başka bir elektron geçer ve bremmstrahlung (frenleme) radyasyonu adı verilen x ışınları yayımlanır.



Şekil 2.6. Elektron Yakalama Olayına Bir Örnek (${}^7\text{Be}$).

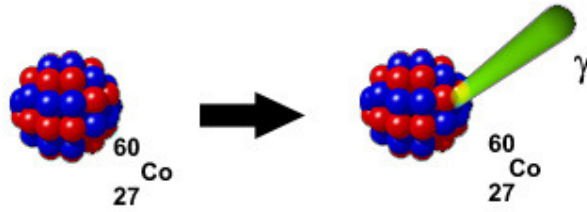
Yukarı da bahsedilen her üç beta bozunumunda da proton ve nötron sayıları bir birim değişmesine rağmen kütle numarası sabit kalır. Beta bozunumunda yayımlanan elektronların enerjileri sürekli bir spektruma sahiptir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. β^- Bozunumu Sonrasında Yayınlanan Elektronların Enerji Spektrumlarına Bir Örnek (^{210}Bi).

2.1.3.3. Gama Bozunumu

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



Şekil 2.8. Gama 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.

2.1.4. Elektromanyetik 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 denklem 2.9'daki gibi ifade edilir.

$$E = h.v \quad (2.9)$$

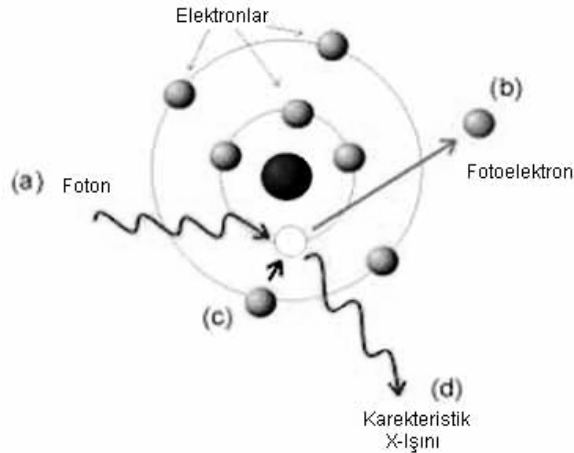
Fotonlar, içinden geçtikleri ortamın (maddenin) atomları ile rastgele yaptıkları karşılıklı etkileşimler sonucunda ortama enerji bırakarak absorblanabileceği gibi saçılıma da uğrayabilirler. Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşiminde rol oynayan en önemli üç olay;

- ✓ Fotoelektrik Olay
- ✓ Compton Saçılımı
- ✓ Çift oluşumu

olaylarıdır.

2.1.4.1. 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 yayımlanır. 0,5 MeV'den daha küçük enerjili fotonların ağır elementler tarafından soğurulmasında bu olay oldukça önemlidir (Şekil 2.9).



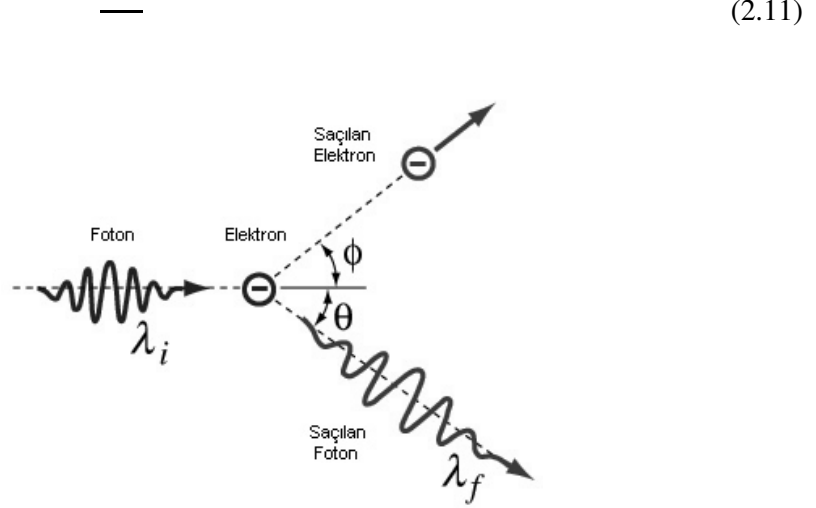
Şekil 2.9. Fotoelektrik Olay.

Bu olay sırasında gelen fotonun enerjisinin bir kısmı elektronu bağılı olduğu atomdan koparabilmek için harcanır, geri kalan kısmı ise koparılan elektrona kinetik enerji olarak aktarılır (Denklem 2.10).

$$h\nu = E_{\text{Bağlanma}} + E_{\text{Kinetik}} \quad (2.10)$$

2.1.4.2. Compton Saçılması

Atoma gevşek olarak bağlanmış bir dış yörünge elektronu, enerjisi kendisine kıyasla çok daha büyük olan bir fotonla çarpışması sonucunda meydana gelen olaya Compton Saçılması denir (Şekil 2.12). 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 denklem 2.11 bağıntısı ile ifade edilir.



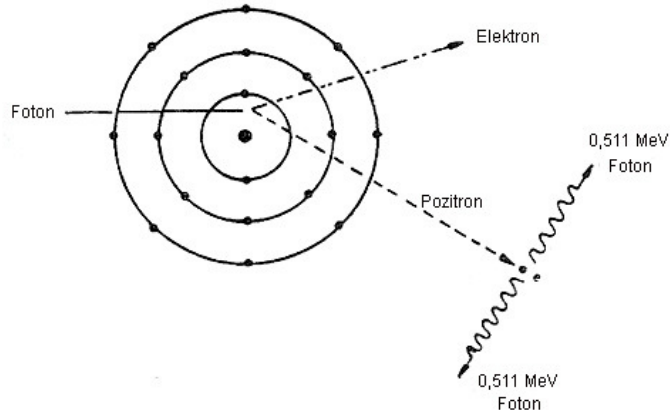
Şekil 2.10. Compton Saçılması.

Buradaki 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.

2.1.4.3.Çift Oluşumu

Eğer, 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.

$$h\nu = m_{e^+} + m_{e^-} + T_{e^+} + T_{e^-} \quad (2.12)$$



Şekil 2.11. Çift Oluşum.

Teorik olarak böyle bir çift oluşumunun meydana gelebilmesi için, (Denklem 2.12) 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. Pratikte çift oluşumu 2 MeV den daha büyük enerjili fotonlar ve ağır elementler için görece daha baskındır.

2.2. RADYASYON ÖLÇÜMÜ VE DOZİMETRELER

Radyasyonun hava, doku ve diğer ortamlardaki varlığını, cinsini ve miktarını algılama veya ölçme amacıyla farklı özellik ve biçimlere sahip birçok radyasyon algılama ve ölçme cihazı geliştirilmiştir. Radyasyonla çalışan kişilerin maruz kaldığı radyasyon miktarını belirlenmesi için kullanılan cihazlara “dozimetre” denir. Dozimetreler gazlı, sıvılı, katı ve diğer dozimetrelere olmak üzere sınıflandırılabilir.

2.2.1. Gazlı Dozimetreler

Gazlı dozimetreler; iyonlayıcı karaktere sahip radyasyonların, gaz ortamlarda yarattığı iyonizasyonun ölçülmesinde kullanılır.

2.2.1.1. İyon Odaları

Plakaların arasına gaz (daha çok hava) doldurulmuş paralel düzlem kondansatörlerdir. Plakalar arasındaki elektrik alan, iyonların elektronlarla tekrar birleşmesini engeller. Elektron bulutu pozitif potansiyelde tutulan plakaya doğru sürüklenirken, pozitif yüklü iyonlar da diğer plakaya doğru sürüklenirler. Havada bir iyon üretmek için gerekli ortalama enerji yaklaşık olarak 34 eV'dir. Orta büyüklükte bir oda için sığa $8,9 \times 10^{-12}$ F ve oluşan voltaj pulsları yaklaşık olarak 0,5 mV'dir. Bu, nispeten küçük bir sinyaldir. Analizden önce, standart elektronik düzeneklerle yükseltilmelidir (10^4 çarpanı kadar).

Sinyalin genliği, oluşan iyonların sayısı ile orantılıdır ve plakalar arasındaki voltajdan bağımsızdır. İyon odaları her pulsu saymada kullanılamaz. İyon odaları; X ve gama ışınlarıyla, beta partikülleri ve nötronların (bazı değişiklikler yapmak suretiyle) algılanmasında kullanılır (Şekil 2.12).



Şekil 2.12: İyon Odalı Dozimetre

2.2.1.2. Orantılı Sayaç

Bir gazlı detektörü her pulsu gözlemek için kullanmak istersek pulslar önemli derecede yükseltilmelidir. Daha büyük elektrik alan, iyonlaştırma işlemi sonucunda çıkan elektronları daha çok hızlandırır ve gaz atomlarıyla daha çok elastik çarpışmalar yaparak sürüklenen elektronlar bu kez elastik olmayan çarpışmalar yapmak için yeterli enerjiyi kazanabilirler ve hatta yeni iyonlanmış atomlar üretebilirler. İkincil iyonlaştırma üretimi ile gerçekleşen hızlı yükselmeye Townsend Çıgı denir. Her birincil iyon için çok sayıda (10^3-10^5) ikincil olay olmasına rağmen, sayaç daima, ikincil olayların sayısı ilk olayların sayısı ile orantılı olacak şekilde çalışır. Bu yüzden bu sayılara orantılı sayaç denir.

Orantılı odaların alfa ve beta ışınlarını ayırt etme özellikleri vardır.

2.2.1.3. Geiger-Müller Tüpleri

Elektrik alan daha büyük değerlere çıkarılırsa ikincil çığlar oluşur. Bunları ilk çığıdaki uyarılmış atomlar tarafından yayınlanan fotonlar başlatır. Bu fotonlar birincil çığın olduğu bölgeye göre biraz daha uzakta hareket ederler ve hemen hemen tüpün tamamı işleme katılmış olur. Yükseltme çarpanı 10^{10} kadardır. Bütün tüp her olay için işleme katıldığından orijinal radyasyon enerjisi hakkında tam bilgi mevcut değildir, gelen tüm radyasyonlar özdeş çıkış pulsları üretirler. Bu çalışma bölgesine Geiger - Müller bölgesi denir. Ve sayaçlar bu ilkeye dayandıkları için Geiger sayacı olarak adlandırılırlar. [6].



Şekil 2.13: Geiger-Müller Tüplü Dozimetreler

2.2.2. Diğer Dozimetreler

2.2.2.1. Sintilasyon Algılayıcılar

Sintilasyon detektör kristaline gelen alfa ışınları, kristal tarafından birçok görünür ışık fotonuna dönüştürülür. Bu dönüşüm, fotoelektrik soğurum, Compton saçılması ve çift üretim yolları ile meydana gelir. Bu üç yöntem de yüksek enerjili elektron pozitron çiftleri yaratırlar bu parçacıklar da sintilatör ile etkileşir.

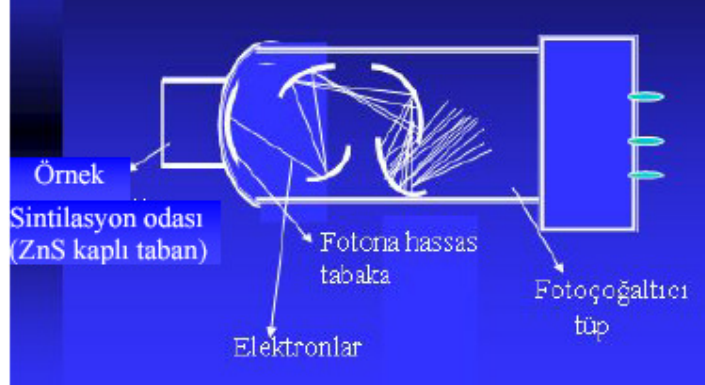
Görünür fotonlar, fotoçogaltıcı tüp adı verilen aygıtta girerler. Bu tüp, görünür fotonlar topluluğunu voltaj pulslarına dönüştürür. Katoda çarpan görünür bölge fotonları, katottan fotoelektrik olay yolu ile fotoelektron salınmasına neden olur. Salınan bu elektronlar, elektrik alan sayesinde Dinot adı verilen metal bir plakaya doğru hızlandırılır. Dinot' a çarpan elektronlar, birçok yeni elektronun serbest bırakılmasını sağlarlar. İlk dinottan fırlatılan elektronlar, elektrik alan sayesinde ikinci dinota hareket eder ve bu böylece devam eder.

Her dinot, bir öncekinden daha yüksek potansiyeldedir. Ortalama olarak bir fotoçoğaltıcı tüpte 10- 12 dinot bulunur. Yani elektronlar, 10- 12 kez bir dinottan diğerine hareket eder. Elektronlar, dinotlara her çarpışta çoğaltılır ve hızlandırılır.

Son dinottaki yük miktarı, tüpe giren foton sayısı ile orantılıdır. Foton sayısı ile kristale gelen gama ışınlarının sayısı da orantılı olduğundan dolayı, çıkış voltajı direk olarak gelen gama ışını ile orantılıdır, (Şekil2.14).

Bu detektörlerde foto çoğaltıcı tüpü ve kullanılan fosforu değiştirmek suretiyle değişik tipte radyasyonların deteksiyonu mümkündür. Bunlar;

- Alfa parçacıklarını ölçmek için gümüşle aktive edilmiş ZnS fosforu,
- Beta parçacıklarını ölçmek için naftalin ve stilben
- Düşük enerjili X ve gama ışınını ölçmek için talyumla aktive edilmiş NaI kristali kullanılır. [7].



Şekil 2.14: Sintilasyon Detektör Düzenegi

2.2.2.2. Elektronik Dozimetreler

Elektrik enerjisiyle çalışan, sigara paketi büyüklüğünde, önlük cebi veya bel kemerine takılan kişisel dozimetrelerdir (Şekil 2.15). Elektronik dozölçerler, radyasyona duyarlı eleman olarak penceresiz Geiger- Müller tüpü içerdiklerinden, x ve gama ışınlarının algılanmasında kullanılırlar (Alfa ve beta ışınlarına duyarsızdırlar). Radyasyon dozları cihaz üzerindeki analog veya dijital ekrandan okunabilir. Elektronik doz ölçerlerin sadece alarm sesi veren türleri de mevcut olup, ses volümü radyasyon şiddetine bağlı olarak artmakta veya azalmaktadır.



Şekil 2.15: Elektronik Dozimetreler

2.2.2.3. Kalem Dozimetreler

Kalem dozimetreler iki elektrot içeren bir iyon odası olup bu elektrotlardan biri üzerine tespit edildiği yere göre hareket edebilen, altınla kaplanmış Kuvartz fiber halkasından meydana gelmiştir. Kuvartz fiber ve desteği aynı işaretli elektrikle yüklendiğinden, aynı cins elektrik yükleri arasındaki itme kuvvetleri kuvartz fiberi desteğinden dışarı doğru iter. Radyasyon etkisiyle iyon odasında meydana gelen iyonlar ise elektrik yükünü azaltarak fiberin normal durumuna doğru hareket etmesine imkân verirler. Bir dolmakalem şeklinde olan cihazın içinde bir optik sistem ve bir skala bulunur. Kuvartz fiber metalik bir çerçeve üzerine tespit edilmiş ve mikroskop bu fiberin bir parçası üzerine odaklanmıştır. Radyasyon dozimetre içine girdiği zaman duyarlı hacim içinde iyonizasyon meydana gelir, bu iyonizasyon elektroskopu deşarj eder. Deşarj sırasında fiber, iyon odasının aldığı dozla orantılı bir mesafe kadar ilerler. Optik sistem yardımıyla bu hareket saydam skala üzerinde doz birimleri cinsinden okunur. Bu tip dozimetreler 500 mR'e kadar olan radyasyon dozlarını gösterebilirler. Bu tip dozimetrelerin en büyük üstünlüğü hiç bir yardımcı okuma cihazına ihtiyaç göstermeden sadece bir ışık kaynağına doğru tutularak herhangi bir anda alınan dozun okunabilmesidir (Şekil 2.16) [8].



Şekil 2.16: Kalem Dozimetreler

2.3. RADYASYON DOZU BİRİMLERİ

Radyasyon dozu, hedef kütle tarafından, belli bir sürede soğrulan veya alınan radyasyon miktarıdır. Radyasyon dozunun hedef kütlede meydana getireceği etki; radyasyonun çeşidine, doz hızına ve bu doza maruz kalış süresine bağlıdır.

Uluslar arası Radyasyon Birimleri Komitesi (ICRU) tarafından radyasyon çalışmalarında kullanılan ışınlama dozu (röntgen), aktivite (Curie), soğrulma dozu (Rad) ve doz eşdeğeri (Rem) birimleri tanımlanmıştır.

Söz konusu eski radyasyon ölçü birimleri yerine, tüm dünyada ortak kullanılan ve MKS sistemini esas alan “Uluslararası Birimler Sistemi” kullanılmaktadır [9]. (Tablo 2.1)

Tablo 2.1: Radyasyon Dozu Birimleri

TERİM	ESKİ BİRİMİ	YENİ BİRİMİ	DÖNÜŞÜM
Aktivite	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	1Ci=3.7x10¹⁰Bq 1Ci=37GBq
Işınlama Dozu	Roentgen (R)	Coulomb/kilogram (C/kg)	1C/kg= 3876R 1R=2.58x10⁻⁴ C/kg
Sogurulmuş Doz	Radiation Absorbed Dose (Rad)	Gray (Gy)	1Gy=100Rad 1Rad=0.01Gy
Doz Eşdeğeri	Roentgen Equivalent Man (Rem)	Sievert (Sv)	1Sv=100Rem 1Rem=0.01Sv

Aktivite; radyoaktif bir maddenin saniyedeki bozunum sayısıdır. Birimi Becquerel, eski birimi Curie, 1 gr radyumun aktivitesi olarak tanımlanır ve 1 gr radyum saniyede 37×10^9 bozunuma uğradığına göre

$$1 \text{ Curie} = 37 \times 10^9 \text{ Becquerel' dir}$$

Işınlama Dozu; X veya gama ışınlarının, normal hava koşullarında (0°C, 760 mm Hg), 1kg havada oluşturduğu iyon miktarıdır. Yeni birimi Coulomb /kg, eski birimi Röntgen'dir. Röntgen, normal hava koşullarında (0°C, 760 mm Hg), 1kg havada $2,58 \times 10^{-4}$ coulomb'luk iyon oluşturan X veya gama ışınlarının miktarı olduğuna göre;

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ Coulomb/kg' dır.}$$

Soğurulmuş Doz; Işınlanan maddenin 1kilogramına 1 joule lük enerji veren radyasyon miktarıdır. Eski birimi Rad yeni birimi Gray'dir. Rad ışınlanan maddenin 1 kilogramına 10^{-2} joule lük enerji veren radyasyon miktarı olduğuna göre;

$$1Gr=10^{-2} \text{ rad}$$

İnsan Eşdeğer Dozu; Enerjisini biyolojik ortama veren ve canlı dokunun her gramında 1 Rad değerinde enerji birikimine neden olan x- ışınları ile aynı biyolojik etkiye sahip ışın miktarıdır. Rem, radyobiyojide ve organizmadaki radyasyon miktarını ölçmede kullanılan bir birimdir [9].

$$1Sv=100Rem$$

$$1Rem=0.01Sv$$

2.4. ÇALIŞAN ELEMANLAR İÇİN RADYASYON DOZU LİMİTLERİ

Tüm radyasyon uygulamalarında olduğu gibi radyasyon çalışanlarının ve halkın maksimum alabileceği yıllık dozlar ICRP60 raporunda belirtilen dozların üstüne çıkmamalıdır. Radyasyondan korunma sisteminin temel amacı, eşik değerler altındaki doz sınırlarını kullanarak deterministik etkileri önlemek ve mümkün olduğunca stokastik etkileri azaltmaktır. Bunu başarmak için gerekli tüm önlemlerin alınması gereklidir. PET/BT merkezlerinde radyasyon maruziyeti açısından kritik gruplar radyasyon çalışanları, hastalar ve hasta çevresindeki kişilerdir. ICRU nin önerilerine göre müsaade edilen maksimum dozlar Tablo 2.5'de olduğu gibidir [9].

Tablo 2.2: Doz Sınırları

ÇALIŞANLAR	mSv/yıl	HALK	mSv/yıl
Tüm vücut (Ardaşık 5 yıl)	20	Tüm vücut (Ardaşık 5 yıl)	1
Tüm vücut (Tek 1 yıl)	50	Tüm vücut (Tek 1 yıl)	5
Göz	150	Göz	15
El, Ayak, Cilt	500	El, Ayak, Cilt	50

NOT: 16-18 yaş arasındaki stajyer ve öğrenciler için etkin doz 1 yılda 6 mSv'ı geçemez. Hamileliği belirlenmiş radyasyon görevlileri gözetimli alanda çalışırlar. (Batın yüzeyi eşdeğer doz sınırı 1 mSv'dır.)

2.5. RADYASYON KORUNMASINDA TEMEL KURALLARI

Radyasyonun iki tür etkisi vardır;

- Somatik (kişi üzerinde görülen ani hastalıklar)
- Genetik (Nesillere aktarılan gen bozuklukları)

Radyasyona karşı korunmada ana fikir, tahammül edilebilen (tolere edilebilen) dozları bilmek ve radyasyon çalışanları ile çevre halkının bunun üstünde doz almasını önlemektir.

Radyasyon korunmasının hedefi ise; Doku hasarına sebep olan etkileri önlemek ya da bu etkilerin meydana gelme olasılıklarını kabul edilebilir düzeyde sınırlamak.

Uluslararası Radyolojik Korunma Komisyonu (ICRP) tarafından Müsaade Edilebilir Maksimum Doz (ALARA), bir insanda ömür boyunca hiçbir önemli vücut arazi ve bir genetik etki meydana getirmesi beklenmeyen iyonlaştırıcı radyasyon dozu olarak tarif edilir.

ICRP-60 Uluslararası Radyasyondan da korunma komisyonununun 1991 yılında yayınladığı raporda radyasyondan korunmanın 3 temel prensibi;

- Uygulamaların gerekliliği: Net bir fayda sağlamayan hiçbir radyasyon uygulamasına izin verilemez.
- Radyasyon korunmasını optimizasyonu: Ekonomik ve sosyal faktörler göz önünde bulundurularak, yapılan bütün çalışmalarda maruz kalınacak radyasyonun mümkün olduğunca en düşük düzeyde tutulması sağlanmalıdır.
- Doz limitleri: Görevi gereği radyasyonla çalışanlar ve halk için yıllık alınması izin verilen doz aşılmamalıdır.

2.5.1 Radyasyondan Korunma Yolları

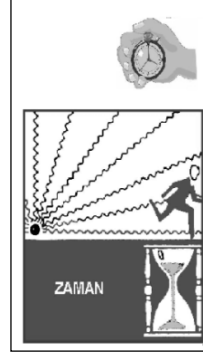
- Zaman
- Mesafe
- Zırhlama

2.5.1.1.Zaman

Radyasyon kaynağı ortamında ne kadar az zaman geçirilirse o kadar az doza maruz kalınır (Şekil 2.17).

$$\text{Alınan Doz} = (\text{Doz şiddeti}) \times (\text{Zaman})$$

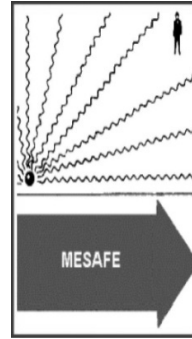
Böylece, bir ölçüm cihazının 50 mSv/saat'lik radyasyon dozunu gösterdiği bir bölgede kalınması halinde maruz kalınacak doz; saatte 50 mSv, 2 saatte 100 mSv, 3 saatte 150 mSv, vs.'dir.



Şekil 2.17: Radyasyonun Zamanla İlişkisi

2.5.1.2. Mesafe

Radyasyon kaynağından ne kadar uzak durulursa maruz kalınan doz o kadar az olur (Şekil 2.18).



Şekil 2.18: Radyasyonun Mesafeyle İlişkisi

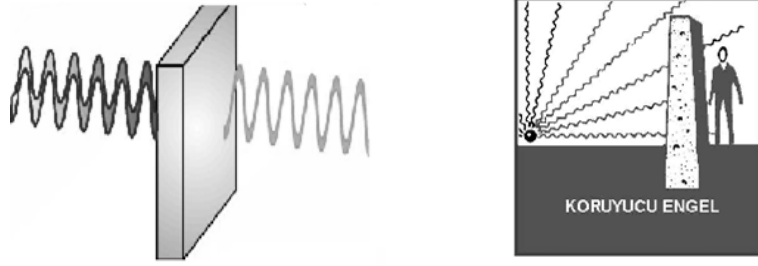
Radyasyon dozu uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak değişir;

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{d_1^2}{d_2^2}$$

2.5.1.3. Zırhlama

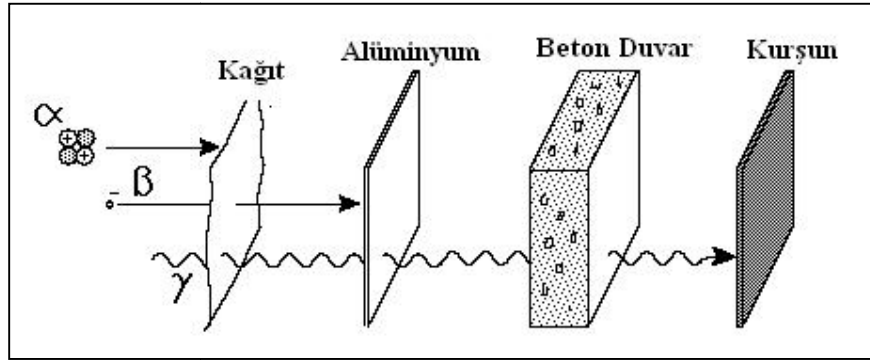
Radyasyon kaynağı ile kişi arasında konulacak engel alınan dozu en aza indirecektir.

Değişik radyasyon tipleri için seçilen zırh farklı olmalıdır (Şekil 2.19).



Şekil 2.19: Radyasyonun Zırlamayla İlişkisi

Uygun zırlama aşağıdaki maddelerle gerçekleşir;



Şekil 2.20: Uygun Zırlama

2.5.2. Görüntüleme

Görüntüleme, iyonlaştırıcı radyasyonların ve radyoaktif kontaminasyonun varlığını ve derecesini tayin etmektir.

- Kişisel Görüntüleme
- Alan Görüntüleme

Personel Görüntüleme; Kişiler tarafından alınan toplam vücut dozunun rutin olarak ölçülmesidir (Şekil 2.21) [10]. Bunun temel amacı:

- Personelin maruz kaldığı kişisel radyasyon dozlarının maksimum müsaade edilen seviyenin altında tutulabilmesi için, alınan dozları ölçmek ve kayıtlarını tutmak,
- Personele, radyasyon bakımından sağlığının korunduğu güvencesini vermek,

- Kuruluş ve personel arasındaki fazla doz alma anlaşmazlıklarında kanuni koruma olanağı sağlamak



Şekil 2.21: Personel Görüntüleme

Diğer radyasyonla çalışılan alanlarda olduğu gibi, PET/BT uygulamalarında da 3 temel ilkenin uygulanması hasta, çevre ve çalışan kişilerin güvenliğinin temelini oluşturur. Uluslararası radyasyondan korunma kuruluşlarının ortaya koyduğu ortak görüş sonucu yarar-zarar ilişkisi göz önüne alındığında radyasyonla çalışmayı gerektiren ve uygulamanın net bir fayda temin edeceği durumlarda ekonomik ve sosyal faktörler göz önünde bulundurularak bütün radyasyon ışınlamalarının mümkün olan en düşük düzeyde tutulması (ALARA) prensibi olarak benimsenmiştir.

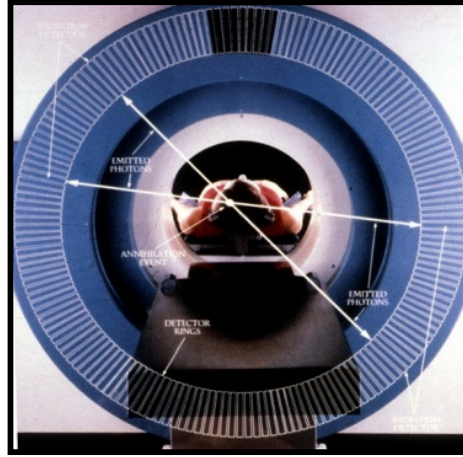
2.6. PET GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET), Nükleer Tıp görüntüleme yöntemlerinin içinde en gelişmiş olanıdır. Pek çok hastalığın fizyopatolojisinin anlaşılmasına PET ile yapılan çalışmalar büyük katkılar sağlamıştır. Diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak metabolik, fonksiyonel bilgi sağlaması en önemli özelliğidir.

İlk PET cihazı 1973 yılında A.B.D’de kullanılmıştır ve ilk prototip cihazlarda yapılan yenilikler ile günümüzün ileri PET cihazları geliştirilmiştir. Onkolojik görüntülemelerde 1990’lı yılların sonlarından itibaren rutine giren FDG-PET yöntemi bu alanda devrim yaratmıştır. Bu yöntem ile özellikle kanserlerin evrenmesi, tedaviye yanıtın takibindeki tanısal doğruluk oranları önemli ölçüde iyileşmiştir. Daha sonra Bilgisayarlı Tomografi (BT) entegre edilmiş PET tarayıcıların (PET/BT) geliştirilmesi ile onkolojik PET uygulamaları önemli ölçüde yaygınlaşmıştır [11]. PET görüntüleri, diğer nükleer

tıp görüntülerinde olduğu gibi, anatomik yapıyı göstermekten çok fizyolojik bilgileri içermektir.

PET kamerası, silindirik tarzda düzenlenmiştir. Gama ışını yakalama ünitesinin iç yüzeyi, yüksek enerjili 511 keV gama ışınlarını durdurabilecek bizmut germanyum oksit kristal paketlerden oluşan çok sayıdaki detektör ve diğer elektronik ünitelerle kaplanmıştır. Karşılıklı her detektör çifti ancak aynı anda birer foton saptarsa, bunun bir çift oluşumu olayı olduğunu anlar ve sistemi kaydeder (Elektronik Deteksiyon) (Şekil 2.22). PET kameralarında diğer nükleer tıp kameralarından farklı olarak ışınların sadece belirli bir yönden gelenlerin detektöre çarpmasını sağlayan kurşun kolimatörler bulunmaz. Bu sayede sayım etkinliği büyük oranda artar (yaklaşık 105 misli). Eş zamanlı deteksiyon nedeniyle PET kameralarında foton saçılması olmaz ve görüntü kalitesi yükselir.



Şekil 2.22: Pet Kamerasında Gama Işınlarının Saptanması

Toplanan görüntülerin tomografik görüntü haline getirilmesi işlemine rekonstrüksiyon adı verilir. Bu işlem, diğer tomografik görüntüleme yöntemlerinde (BT, MRG, SPECT) yapılan rekonstrüksiyon ile aynı prensiplere dayanır.

Son zamanlarda anatomik görüntülerle PET görüntülerini üst üste koyabilen veya aynı anda hem PET ve hem de BT yapabilen sistemler geliştirilmiştir.

PET çalışmaları sonucunda hastanın alacağı tüm vücut dozu 7,2 – 10 mSv'dir. Alınan radyasyon dozunun bu denli küçük olması nedeniyle, FDG-PET çalışmaları küçük çocuklara da uygulanabilmekte ve gerekirse kısa süreli aralıklarda

tekrarlanabilmektedir. FDG nin başka bir yan etkisinin olmaması ve yarı ömrünün kısa olması nedeniyle, FDG-PET çalışması sonrası hasta normal yaşamına dönebilir [12].

2.7. PET'İN TARİHÇESİ

Pozitron salıcısı radyonüklidlere olan ilgi 1940 yılında Kamen ve Ruben'in karbon-14 (^{14}C)'ü keşfi ile başlamıştır. 1950'li yılların sonlarına doğru Ter-Pogossian C, O₂, N₂ gibi vücudun temel yapı taşlarını oluşturan kısa yarı ömürlü pozitron salıcısı radyonüklidlerle 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 ve 60'lı yıllarda başlamış, bu amaçla Anger kamera ve iki detektörlü sistemler kullanılmıştır [13-16]. Bu sistemlerde NaI(Tl) kristalleri kullanılmış ve ancak iki boyutlu görüntülemeler yapılabilmiş, çok yüksek maliyetler nedeniyle sınırlı sayıda laboratuarda uygulama imkânı bulunmuştur.

1970'li yılların başında Hounsfield ve Ambrose'nin x-ışınli bilgisayarlı tomografiyi keşfi ile tıbbi görüntüleme alanında yeni bir dönem başlamış [17], aynı yıllarda bazı önemli tıp merkezlerinin (Massachusetts General Hospital, Sloan Kettering Institute, California University ve Ohio State University gibi) siklotron kullanarak pozitron salıcısı radyonüklidlerin üretimine başlaması ve üretilen radyonüklidlerin biyomedikal araştırmalarda kullanılması pozitron görüntülemeye de bir ivme kazandırmıştır (Şekil 2.23).



Şekil 2.23: İlk model PET 48 NaI(Tl) detektörden oluşan hegzagonal PET III

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 (Şekil 2.24).



Şekil 2.24: Siemens Biograph- 6 model HI-RES, PET-CT

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 2 cm den 1 cm 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, halka ve foton çoğaltıcı tüp (PMT) eklenmesi sistem duyarlılığı ve rezolüsyonu arttırmış, görüntüleme süresini ise kısaltmıştır [18-20]. PET Görüntülemenin kronolojik gelişimi Tablo 2.3'de özetlenmiştir.

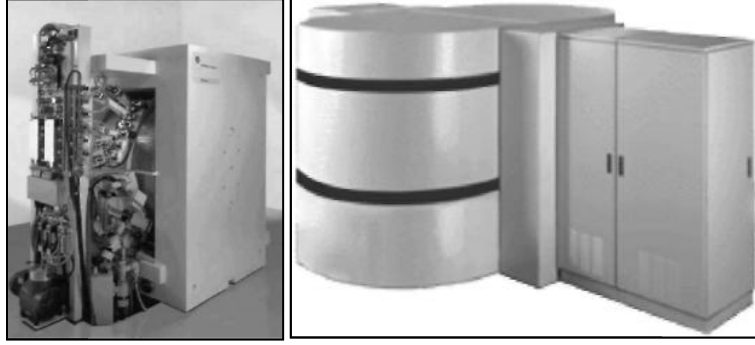
Tablo 2.3: PET Görüntülemeye Kronolojik Olarak Elde Edilen Gelişmeler

Tarih	Kronolojik İlerleme
1930	Pozitronun keşfi (Carl Anderson)
1932	Siklotronun keşfi (Ernest Lawrence)
1934	Yapay radyoaktivitenin keşfi (İrene Curie ve Frederick Juliot) ^{11}C , ^{13}N , ^{18}F gibi pozitron salıcısı bazı radyonüklidlerin tanımlanması
1958	Pozitron salıcısı fizyolojik radyonüklidlerin (^{11}C , ^{13}N , ^{18}F) biyomedikal Araştırmalar da 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, t.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 II½) ve insan (PETT III) çalışmaları
1976	İlk ticari PET görüntüleme sisteminin (ECAT) piyasaya sürülmesi (Phelps ve Hoffman)

2.7.1. Temel Fiziksel Prensipler

Pozitron (β^+), negatron (β^-) olarak da adlandırılan elektron ile aynı kütleyle sahip ancak elektrondan farklı olarak pozitif yüklü, partiküller bir radyasyondur.

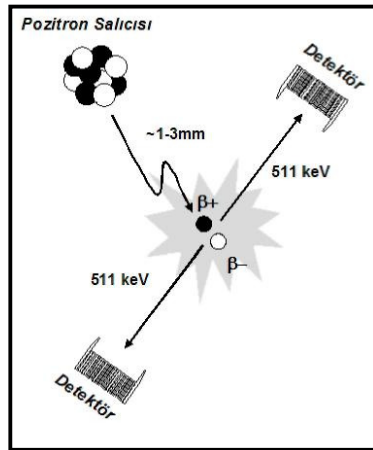
Pozitron salıcısı radyoaktif maddeler, kararlı izotopların yüklü partiküller (proton, döteron, helyum çekirdeği gibi) ile bombardımanı sonucunda elde edilirler. Bu amaçla siklotron adı verilen parçacık hızlandırıcıları kullanılır (Şekil 2.25).



Şekil 2.25: Siklotron Örneği

Siklotronda, yüklü partiküller değişken elektromanyetik alanlar yardımıyla dairesel bir eksen üzerinde hızlandırılır ve hedefe yerleştirilmiş kararlı izotoplara doğru yönlendirilirler. Bu işlem sonunda hedefte bulunan kararlı izotoplar çekirdeklerinde artan proton sayısı nedeniyle kararsız hale geçerler ve tekrar kararlı hale dönmek üzere pozitron salmaya başlarlar.

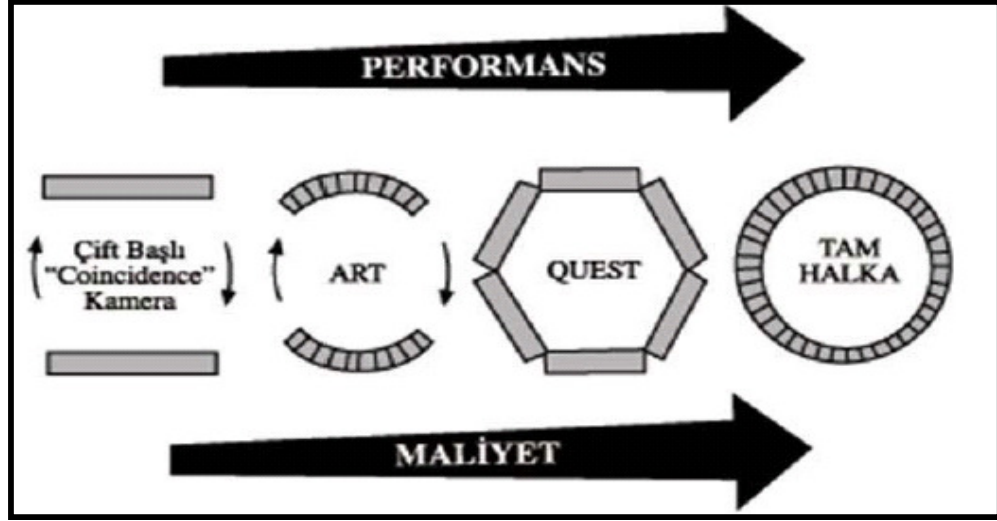
Atom çekirdeğinin indirgenmesi sürecinde salınan pozitron bulunduğu ortam içerisinde yaklaşık 1-3 mm kadar (bu mesafe ^{18}F için yaklaşık 2 mm dir) ilerleyerek ortamda mevcut serbest bir elektron ile birleşir. Bu birleşme sonrasında her iki partikül de enerjiye dönüşür ($E=mc^2$) ve ortaya birbiri ile 180° açı yapan, 511 keV enerjiye sahip iki gama fotonu çıkar. Bu olaya “Yok Olma” adı verilir (Şekil 2.26).



Şekil 2.26: Yok Olma Fotonları

Pozitronun salındıktan sonra “Yok olma” oluşuncaya kadar geçen sürede kat ettiği mesafe PET tarayıcının çözünürlüğünü belirleyen önemli bir faktördür. Bu mesafenin

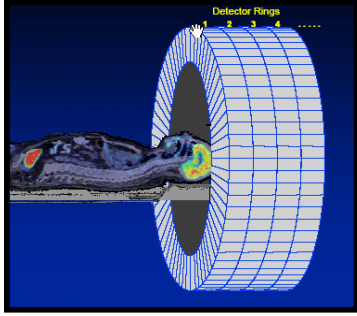
2.8. PET DETEKTÖRLERİ



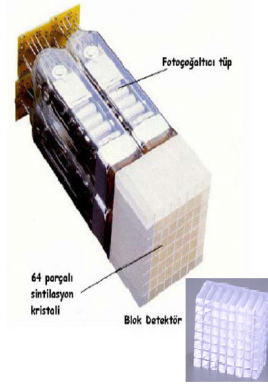
Şekil 2.28: PET Detektör Yapısının Evrimi

Tam Halka PET'in Yapısı:

PET, silindirik şekilde dizilmiş bir seri sintilasyon kristali ve bu kristallere birleştirilmiş Foton Çoğaltıcı Tüplerden (PMT) oluşmuştur. PET tarayıcılarında çok sayıda detektör vardır. Şekil 2.29a'da görülen her bir halka sırasında 48 detektör bloğu vardır. Blok kristalleri kendi içinde 8x8, 11x11 veya 13x13 parçaya ayrılmıştır. Örneğin bir sırada 48 tane detektör bloğu, bir blokta da $13 \times 13 = 169$ adet kristali olan dört sıralı halkadan oluşan bir PET tarayıcı sisteminde 32448 adet kristal bulunur. Detektör sayısı arttıkça eş zamanlı deteksiyon verimi de artar. Şekil 2.29b'de de bir detektör bloğu görülmektedir. Her detektör bloğu arkasında 4 adet PMT bağlantısı vardır. Detektörlere çarpan fotonlar sintilasyona dönüşür. Sintilasyonlar PMT' de elektrik sinyaline dönüşür. Elektrik sinyalleri diğer elektronik devrelerde işlenerek görüntüye dönüştürülür. Ayrıca görüntünün 3 boyutlu olarak elde edilebilmesine olanak sağlamak için kullanılan bilgisayar sistemi bulunmaktadır [27].



Şekil 2.29a: Tam Halka Detektörü



Şekil 2.29b: Sintilasyon kristali ve kristale bağlanmış 4 adet PMT

2.9. PET RADYOFARMOSİTKİLERİ

PET görüntülemesinde kullanılan radyoüklidlerin fizik yarı ömürleri 1.3 ile 110 dakika arasında değişmektedir. Fizik yarı ömür ($t_{f \frac{1}{2}}$) bir radyonüklidin başlangıç aktivitesinin yarıya düşmesi için gereken süre olup her bir radyonüklid için özeldir. PET ajanlarının kısa fizik yarı-ömürlere sahip olması tıp merkezlerini kendi üretimlerini yapmaya zorlamaktadır. Ancak bir siklotronun işletimi, çok yüksek personel ve işletim giderlerini, çok sayıda kalifiye personeli ve ek mesaiyi gerektirmektedir.

PET çalışmalarında % 90 oranında Flor-18 (18F) işaretli bileşikler kullanılmaktadır. F-18'in fizik yarı-ömürünün yaklaşık 2 saat civarında olması görüntüleme ajanının üretim yapan merkezlerden satın alınıp kullanılmasına olanak vermektedir. PET görüntülemesinde en sık kullanılan radyonüklidlerin fizik yarı-ömürleri ve elde ediliş yöntemleri Tablo-2.4.'de özetlenmiştir.

Tablo 2.4: En Sık Kullanılan Pozitron Salıcısı Radyonüklidler

Radyonüklid	Fizik Yarı-Ömür (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

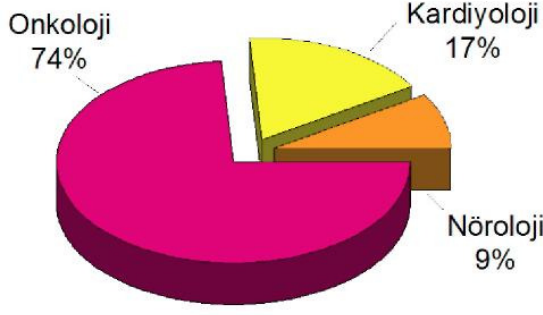
Günümüzde en çok kullanılan PET görüntüleme ajanları ve kullanım alanları Tablo-2.5.'de sıralanmıştır [28].

Tablo 2.5: PET Görüntüleme Ajanları ve Kullanım Alanları

Görüntüleme Ajanı	Kullanım Alanı
F-18	Bölgesel glukoz metabolizması
F-18	Kemik tümörleri
C-11	Amino asit uptake/Protein sentezi
C-11	Bölgesel beyin metabolizması
O-15	Oksijen ekstraksiyon fraksiyonu
C-11	Beyin kan hacmi
O-15	Beyin kan hacmi
O-15	Beyin kan akımı
O-15	Beyin kan akımı
C-11	Beyin kan akımı
C-11	Dopamin D2, Serotonin S2 reseptörleri
F-18	Dopamin D2, Serotonin S2 reseptörleri
C-11	Dopamin D2 reseptörleri
F-18	Dopamin D2 reseptörleri
Br-76	Dopamin D2 reseptörleri
C-11	Opiat mü reseptörleri
C-11	Benzodiazepin (GABA) reseptörleri

2.10. PET UYGULAMALARI

PET ile görüntüleme yaklaşık 25 yılı aşkın bir süredir devam etmekle birlikte gelişim süreci halen devam etmektedir. Özellikle daha hızlı görüntüleme, daha stabil bir mekanik oluşturma, daha yüksek çözünürlük sağlama, daha kolay anlaşılır ve kullanılabilir bir yazılım oluşturmak ve maliyetleri daha aşağılara çekmek üzere çalışmalar sürdürülmektedir. PET görüntüleme günümüzde en çok onkoloji, kardiyoloji ve nöroloji alanlarında kullanılmaktadır (Şekil 2.30) [28].



Şekil 2.30: PET Uygulamalarının Kullanım Alanları

Onkolojik Kullanım Alanları:

- Primeri bilinmeyen kanserlerde primer tümör ve metastazlarının araştırılması,
- Radyasyon nekrozu ile rezidü ve/veya nüks tümöral kitlenin ayrılması,
- Cerrahi sonrası nükslerin belirlenmesi,
- Hasta hakkında prognostik değerlendirmeler yapılması,
- Tümörün progresyon/regresyonunun değerlendirilmesi,
- Tedavi öncesi evreleme,
- Tümörün tedaviye (kemoterapi, radyoterapi) yanıtının değerlendirilmesi, tedavi sonrası yeniden evreleme,
- Akciğer nodüllerinin benign/malign ayırıcı tanısı,
- Uygun biyopsi alanının belirlenmesi,
- Radyoterapi uygulanacak alanın belirlenmesi.

Kardiyolojik Kullanım Alanları:

- Koroner arter hastalığının tanısı,
- Myokard viabilitesinin araştırılması,
- Diğer yöntemlerle tanısı konulamayan myokard enfarktının tanısı,
- İskemik ve idiyopatik dilate kardiyomyopatinin tanısı,
- By-pass ve PTCA operasyonu geçiren hastaların takibi,
- Koroner stenozun ciddiyetinin fizyolojik boyutunun belirlenmesi.

Nörolojik Kullanım Alanları:

- Beynin metabolik gelişiminin izlenmesi, gelişimsel bozukluklarının tanı ve takibi,
- Demansiyal hastalıkların (Alzheimer Hastalığı gibi) tanı ve takibi,
- Beyin tümörlerinin tanı ve takibi,
- Beyin tümörlerinde biyopsi yerinin belirlenmesi,
- İnfantil spazmın tanısında ve cerrahiye yol gösterilmesinde,
- Parkinson hastalığının tanı ve takibi,
- Nörolojik travmaların tanı ve takibi,
- Epilepsi cerrahisinde epilepsi odağının belirlenmesi,
- Stroke (İnme) da doku canlılığının gösterilmesi, tedavi yanıtının takibi,
- Huntington Hastalığı gibi genetik geçişli hastalıkların değerlendirilmesi.

Psikiyatrik Kullanım Alanları:

- Şizofreninin tanı ve takibi,
- Obsesif-kompulsif bozuklukların tanı ve takibi,
- Dikkat bozuklukları ve hiperkinetik hastalıkların tanı ve takibi,
- Anksiyete ve panik bozukluklarının tanı ve takibi,
- Konuşma bozukluklarının tanı ve takibi,
- Alkol ve ilaç (kokain, opiat, benzodiazepin gibi) bağımlılarının tanı ve takibi,
- Nörotransmitter ve reseptör bozukluklarının tanı ve takibi.

Araştırma ve Geliştirme Çalışmalarının Yoğunlaştığı Alanlar:

- Aritmi kontrolü amaçlı kardiyak katekolamin reseptör çalışması,
- Meme kanserinde östrojen, progesteron ve androjen reseptör görüntüleme,
- Kemoterapik ilaçlarla pozitron işaretleme,
- ⁶⁴Cu Octreotid ile küçük hücreli akciğer kanserinin tedavisi,
- PET ajanları ile diğer kanser türlerinin tedavisi.

3. MALZEME VE YÖNTEM

İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı PET ünitesine başvuran ve rastgele seçilen 21 hasta bu çalışmaya alındı. Hastaların yaşları 10-83 arasında değişmektedir. Rutin hasta hazırlığı ve görüntüleme protokolüne uygun olarak hastalara 8 - 17,9 mCi arasında ^{18}F -FDG intravenöz olarak enjekte edildi. Geiger - Müler (GM) probu (Eberline ESP-2) ile eksternal ışınlama şiddetlerinin ölçümleri yapıldı.

3.1. HASTALARA TANI AMACIYLA UYGULANAN F-18 FDG HAZIRLANMASI

Nükleer Tıp uygulamalarında en çok tercih edilen radyonüklid yarı ömrünün biraz daha uzun olmasından dolayı F-18'dir.

Radyofarmasötik enjektörlere otomatik doz yükleyici ile aktarılır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Kalite Kontrol Odasında Enjektöre Doz Çekimi

Radyofarmasötik içeren vial ve enjektör kabı 60mm kalınlıkta kurşun ile çevrili çalışma modülü içinde en az 10 mm kalınlıkta kılıf içinde saklanmalıdır (Şekil 3.2). Çalışan kişi, zırlı vialden enjektöre doz çekerken vial ve enjektörden 55 mm kurşun eşdeğeri kalınlıkta cam ile ayrılmalıdır.



Şekil 3.2: Radyofarmasötik içeren vial ve enjektör kabı

Enjektöre, vialden doz çekerken forceps veya pensler kullanılmalı doğrudan elle temas edilmemelidir (Şekil 3.3).



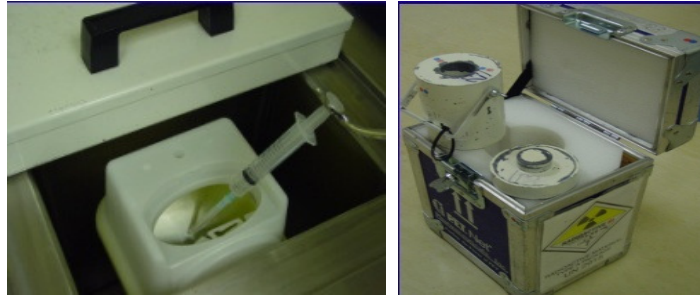
Şekil 3.3: Enjektöre vialden doz çekimi

Hazırlanan aktivite enjektör zırhı içine yerleştirilmeli (Şekil 3.4)



Şekil 3.4: Zırh içine Yerleştirilmiş Enjektör

Duvar kalınlığı 20-40 mm olan taşıma kabı içine yerleştirilmeli (Şekil 3.5)



Şekil 3.5: Taşıma Kabı

3.2. HASTA HAZIRLIĞI

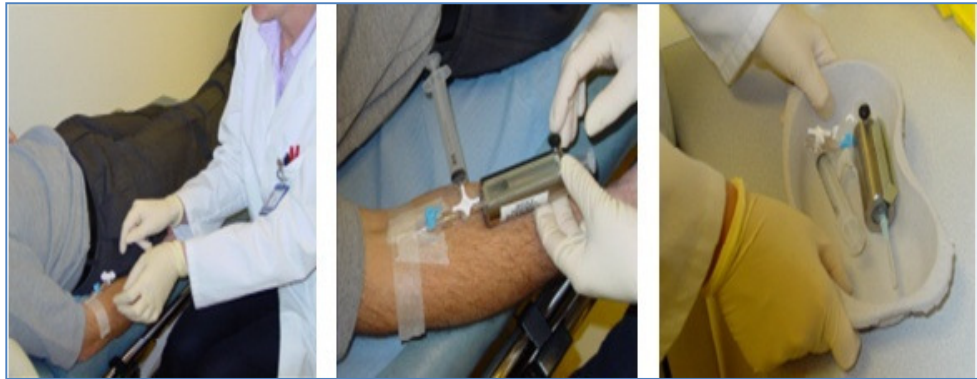
Hastanın;

- En az 4 saat aç olması,
- İnsülin ve oral antidiabetik ilaçlarını almamış,
- Kan ve glukoz seviyesi 60-150 mg/dl arasında olmalıdır.

Glukoz seviyesi daha düşük veya yüksek ise çalışma ertelenir. Glukoz seviyesi ölçüldükten sonra damar yolu açılır. Hastanın damar yolunun bulunması sırasında ortaya çıkacak sorunlar enjeksiyonu yapan kişinin alacağı radyasyon dozunu arttıracaktır bu nedenle damar yolu önceden açılır. Hastanın çekim saatine kadar yaklaşık 1lt su içmesi istenir (hidrasyonun iyi olması için).

3.3. FDG'NİN UYGULANMASI

Hastanın hazır olması durumunda hasta FDG'nin uygulanacağı odaya getirilir. Hasta hazırlandıktan sonra kurşun enjektör enjeksiyon öncesinde kanüle yerleştirilmelidir. PET teknisyeni radyofarmasötiği intravenöz kanülden 30 sn süresince uygular (Şekil 3.6). Enjeksiyon sırasında eldiven kullanılmalıdır. Çocuklarda doz vücut yüzeyine göre ayarlanır (Asgari doz 1 mCi). FDG enjeksiyonundan sonra hasta, sakin bir ortamda hareketsiz olarak 45-60 dakika bekletilir. Hasta bekleme odasında, hastanın yanında bulunulması radyasyon güvenliği açısından sakıncalıdır. Çok gerekmedikçe hasta bekleme odasında yalnız olmalıdır.



Şekil 3.6: FDG'nin Uygulanışı

3.4. GÖRÜNTÜLEME

PET taramalarını 2 (2-D) veya 3 (3-D) boyutlu olarak yapmak mümkündür. 2-D görüntüleme detektörler arasında 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 2-D tarama yapılır.

Detektörler arasında septalar olmaksızın yapılan taramalara ise 3-D tarama adı verilir. Bu tip taramalarda her bir detektör daha geniş bir alandan sayım alır ve sayım hızı yaklaşık 5-6 katına çıkar. Bu nedenle 3-D taramalarda daha az miktarlarda görüntüleme ajanı kullanarak daha kısa süreler içerisinde tetkiki tamamlamak mümkündür.

3-D 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 2-D taramaya göre daha düşük olması, sayım hızının çok yüksek olması sonucu sistemin paralize olma olasılığının artması, 3-D taramanın dezavantajlarını teşkil eder. 3-D taramalarda LSO ve NaI(Tl) kristalli tarama sistemleri ile BGO kristalli sistemlere oranla daha verimli sonuçlar elde etmek mümkündür.

3.4.1. Görüntüleme Sonrası

- Hasta F-18 FDG enjeksiyonundan en az 2 saat sonra bölümden ayrılır.
- NRC radyasyon güvenlik kuralları, radyofarmasötik uygulanmış hastanın 1 m uzaklıkta ölçülen doz hızı değeri (< 50 mikroSv/saat) ise evine gönderilmesine izin vermektedir.
- 500 MBq F-18 FDG uygulanan olguların enjeksiyondan 50 dakika sonra vücut ön ve arkasında 1 m uzaklıkta doz hızı
 - 20 mikroSv /saat
- Hasta enjeksiyondan en erken 1 saat sonra evine gönderilebilir.

3.5. RAPORLAMA

Görüntüleme işlemi sonrasında monitöre düşen görüntüler radyoloji uzmanı tarafından incelendikten sonra konu ile ilgili uzman doktora iletilir. Uzman doktor görüntüyü inceledikten sonra ek çekim isteyebilir. Bunun nedeni görüntünün yeteri kadar net olmayışı ya da hastanın çekim esnasında hareket etmesi olabilir. Görüntünün tekrarı istenmesi durumunda hasta yaklaşık 45 dakika bekletilir. Hasta 45 dakika bekledikten sonra tekrar çekime alınır. Ters durumda hasta evine gönderilir. Raporlama işi ilgili doktor tarafından yapılır.

3.5. EBERLİNE ESP-2

Eberline Smart Portable (ESP-2), radyasyon detektörleriyle monte edilebilecek şekilde üretilmiş portatif radyasyon inceleme aleti, mikro bilgisayar tabanlı ve veri kaydedebilen bir alettir. Bu alet rutin radyasyon incelemelerinde kullanmak üzere dizayn edilmiştir ve çoklu okumaya izin verir (500'ün üzerinde) ve sonradan bir bilgisayar ve yazıcıya bağlanabilir.

ESP -2 kullanıcı için ara yüzey olarak dizayn edilmiş, birçok fonksiyona sahip yedi tane açma kapama butonu ve bir sıvı kristal ekran (LCD) sahiptir. Veri ya bilimsel ya da hareketli nokta kaydı olarak ve seçilebilen ölçüm birimlerinde verilir. Ayrıca bu alet yüksek radyasyon alanlarında kullanmak için bir dış kulaklık ve hoparlör sisteminden oluşmuştur. Detektör oran ölçer ve skaler olmak üzere iki ana çalışma moduna sahiptir. Çalışırken detektör sinyali bilgisayara girer ve hesaplama oranına dönüştürülür. Bu temel birim her bir saniyeyi hesaplar. Oran ölçer mod hesaplama oranını temsil eden iki eş parçalı bir operatör sağlar. İlk gösterim grafik çubuğuna taşınır. Çubuğun uzunluğu detektörün aktivitesi ile orantılıdır. İkinci gösterim aktivitenin uygun radyasyon birimlerindeki nümerik değer gösterimidir. İşitilebilir alarm sistemi operatörü ölçüm sırasında uyarır. Skaler mod, detektör sinyalini seçilen bir hesap aralığında bilgisayarın tanımlayabilmesi için operatöre izin verir. Skaler modda LCD nin ilk sırası hesaplama periyodunda kalan zamanı gösterir. İkinci sıra gittikçe artan şekilde sonuçları gösterir. Hesaplama periyodunun sonunda ESP – 2, hesaplama periyodunun uzunluğunu ve sonuç değerlerinin toplamını ya da detekte edilen radyasyon birimini gösterir.

Bu aletin en önemli özelliği tarih, zaman, alet numarası, kullanıcı kimliği, seçilen detektör, işlem modu ve kalibrasyon gibi bilgileri depolamasıdır [29].



Şekil 3.7: Eberline ESP-2

3.7. YÖNTEM

Nükleer Tıp Anabilim dalındaki rutin hasta hazırlığı ve görüntüleme protokolüne uygun olarak hastalara 8-17,9 mCi arasında ^{18}F -FDG damardan enjekte edildi. Geiger Müller (GM) probu (Eberline ESP-2) (Şekil 3.7) ile eksternal ışınlama şiddetlerinin ölçümleri yapıldı. Ölçümler 0 m, 0.25 m, 0.50 m, 1 m ve 2 m mesafelerden ayrı ayrı yapıldı. Enjeksiyonun yapıldığı ilk dakika (0. dakika) hastalardan mesane seviyesinde ışınlama şiddetleri ölçüldü. Elde edilen sonuçlar Tablo 4.2'ye kaydedildi. Hastalar enjeksiyon sonrasında özel bekleme odalarında dinlendirildi. 43. dakikada alınan ölçümler Tablo 4.3'e, 62. dakikada alınan ölçümler Tablo 4.4'e, 87. dakikada alınan ölçümler Tablo 4.5'e 101. dakikada alınan ölçümler Tablo 4.6'ya 238. dakika alınan ölçümler Tablo 4.7'ye ve 362. dakikada alınan ölçümler Tablo 4.8'e kaydedildi. Elde edilen tablolardan ortalama ışınlama şiddetleri bulundu ve Tablo 4.9 oluşturuldu. Tablo 4.9'a uygun olarak grafikler çizildi. Grafiklerdeki taralı alanları yamuğun alanından hesaplandı. Alan hesaplanırken zamanın birimini dakikadan saate çevrildi. Yamuğun alanından maruz kalınan toplam radyasyon dozunu hesaplandı. Hesaplanan radyasyon dozları mR'den mSv'e çevrildi. Sonuçlar müsaade edilen doz ile karşılaştırıldı.

4. BULGULAR

4.1. TABLOLAR

4.1.1. Zaman Ortalamaları

Çalışmamız 21 hasta üzerinde yapıldı ve her hastadan 7 ayrı ölçüm alındı. Alınan ölçüm zamanları tabloya kaydedildi. Her ölçüm için ortalama alındı. Elde edilen ortalamalar Tablo 4.1 e kaydedildi.

Tablo 4.1: Zaman Ortalamaları

Hasta No	I. Ölçüm [dakika]	II. Ölçüm [dakika]	III. Ölçüm [dakika]	IV. Ölçüm [dakika]	V. Ölçüm [dakika]	VI. Ölçüm [dakika]	VII. Ölçüm [dakika]
1	0	44	50	84	110	235	375
2	0	60	65	86	112	238	361
3	0	44	52	85	92	224	359
4	0	62	68	95	101	244	346
5	0	32	90	95	115	249	359
6	0	35	62	71	102	236	345
7	0	30	68	76	104	241	365
8	0	51	115	121	144	256	371
9	0	55	60	120	124	251	367
10	0	45	52	76	81	218	361
11	0	35	72	81	100	226	368
12	0	35	55	61	86	222	354
13	0	20	23	55	61	230	362
14	0	35	57	63	81	238	356
15	0	45	102	111	125	242	367
16	0	30	40	66	72	245	370
17	0	50	55	96	106	248	367
18	0	50	55	98	102	246	366
19	0	60	65	96	101	231	352
20	0	45	50	96	101	239	366
21	0	40	46	95	101	239	365
Ortalama	0	43	62	87	101	238	362

4.1.2. “0. Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları

Hastalardan enjeksiyon yapılır yapılmaz (0. dakikada) beş ayrı mesafeden (0[m], 0,25[m], 0,5[m], 1[m], 2[m]) G-M sayıcısı ile ışınlama şiddetleri ölçüldü ve sonuçlar Tablo 4.2 ye kaydedildi.

Tablo 4.2: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 0. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)

Hasta No	0 [m]	0.25 [m]	0.5 [m]	1 [m]	2 [m]
1	085	035	12,5	06	1,35
2	093	044	018	14	7
3	066	051	11,1	08	3,02
4	039	11,3	05,5	03	0.87
5	120	052	035	012	1,23
6	034	15,2	07,7	3,8	0.85
7	108	38,2	17,4	06	1,36
8	083	33.8	15,6	6,3	1,78
9	095	046	014	12	4
10	080	034	15,4	06	2
11	108	38.2	17,4	06	1,36
12	108	38.2	17,4	06	1,36
13	108	38.2	17,4	06	1,36
14	92.4	32.7	15,9	5,6	2,01
15	94.9	38.8	16,8	07	2,26
16	95.6	34.8	17,2	7,1	2,00
17	56.4	27,8	14,3	05	1,36
18	105	32.1	15,5	06	1,13
19	95.6	34.8	17,2	07	2,00
20	95.6	34.8	17,2	7,1	2,00
21	95.6	34.8	17,2	7,1	2,00
Ortalama	88	35	16	7	1,7

4.1.3. “43.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları

Hastalardan 43. dakikada beş ayrı mesafeden (0[m], 0,25[m], 0,5[m], 1[m], 2[m]) G-M sayıcısı ile ışınlama şiddetleri ölçüldü ve sonuçlar Tablo 4.3 e kaydedildi.

Tablo 4.3: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 43. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)

Hasta No	0 [m]	0.25 [m]	0.5 [m]	1 [m]	2 [m]
1	47	24	11	3	1.1
2	57	32	12	5	1.5
3		ÖLÇÜM YOK			
4	20	11	4	1	0.4
5	83	36	13	4	0.7
6		ÖLÇÜM YOK			
7	61	30	13	4	1.2
8	61	27	11	3	1.2
9	58	22	09	4	1.2
10	43	25	11	3	1.4
11	43	19	10	3	0.6
12	93	31	14	3	1.1
13	112	43	16	7	2,1
14	65	28	12	4	1.6
15	61	31	13	4	1.8
16	73	36	15	5	1.8
17	32	16	09	3	0.8
18	55	28	11	4	0.9
19	48	23	12	4	1.3
20	48	25	13	5	1.1
21	96	45	19	7	1.0
Ortalama	61	28	12	4	1.2

4.1.4. “62.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları

Hastalardan 62. dakikada beş ayrı mesafeden (0[m], 0,25[m], 0,5[m], 1[m], 2[m]) G-M sayıcısı ile ışınlama şiddetleri ölçüldü ve sonuçlar Tablo 4.4’e kaydedildi.

Tablo 4.4: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 62. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)

Hasta No	0 [m]	0.25 [m]	0.5 [m]	1 [m]	2 [m]
1		BOŞ MESANE			
2		BOŞ MESANE			
3		ÖLÇÜM YOK			
4		ÖLÇÜM YOK			
5	63	26	11	4	0.5
6		ÖLÇÜM YOK			
7	61	26	11	4	0.5
8	54	13	6	2	0.7
9		BOŞ MESANE			
10		BOŞ MESANE			
11	44	15	6	2	0.6
12	81	24	10	3	1.0
13		BOŞ MESANE			
14	60	23	10	3	20
15	50	20	9	3	1.0
16		BOŞ MESANE			
17		BOŞ MESANE			
18		BOŞ MESANE			
19		BOŞ MESANE			
20		BOŞ MESANE			
21		BOŞ MESANE			
Ortalama	49	21	9	3	0.9

4.1.5. “87.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları

Hastalardan 87. dakikada beş ayrı mesafeden (0[m], 0,25[m], 0,5[m], 1[m], 2[m]) G-M sayıcısı ile ışınlama şiddetleri ölçüldü ve sonuçlar Tablo 4.5’e kaydedildi.

Tablo 4.5: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 87. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)

Hasta No	0 [m]	0.25 [m]	0.5 [m]	1 [m]	2 [m]
1	40	12	4	2	0.86
2	60	19	9	4	2.1
3		ÖLÇÜM YOK			
4		ÖLÇÜM YOK			
5		BOŞ MESANE			
6		ÖLÇÜM YOK			
7		BOŞ MESANE			
8		BOŞ MESANE			
9	42	9	5	1	0.82
10		ÖLÇÜM YOK			
11		BOŞ MESANE			
12		BOŞ MESANE			
13		BOŞ MESANE			
14	82	26	9	4	1.12
15		BOŞ MESANE			
16		BOŞ MESANE			
17		ÖLÇÜM YOK			
18	40	16	8	3	0.657
19		ÖLÇÜM YOK			
20		ÖLÇÜM YOK			
21	60	20	7	4	0.785
Ortalama	54	17	7	2,4	0,7

4.1.6. “101.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları

Hastalardan 101. dakikada beş ayrı mesafeden (0[m], 0,25[m], 0,5[m], 1[m], 2[m]) G-M sayıcısı ile ışınlama şiddetleri ölçüldü ve sonuçlar Tablo 4.6 ye kaydedildi.

Tablo 4.6: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 101. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)

Hasta No	0 [m]	0.25 [m]	0.5 [m]	1 [m]	2 [m]
1		ÖLÇÜM YOK			
2	36	10	8	3	1
3		ÖLÇÜM YOK			
4		ÖLÇÜM YOK			
5	42	14	4	1	0.2
6		ÖLÇÜM YOK			
7		ÖLÇÜM YOK			
8		ÖLÇÜM YOK			
9		BOŞ MESANE			
10		ÖLÇÜM YOK			
11		ÖLÇÜM YOK			
12		ÖLÇÜM YOK			
13		BOŞ MESANE			
14		BOŞ MESANE			
15		ÖLÇÜM YOK			
16		ÖLÇÜM YOK			
17		ÖLÇÜM YOK			
18		BOŞ MESANE			
19		ÖLÇÜM YOK			
20		ÖLÇÜM YOK			
21		BOŞ MESANE			
Ortalama	39	12	6	2	0.6

4.1.7. “238.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları

Hastalardan 238. dakikada beş ayrı mesafeden (0[m], 0,25[m], 0,5[m], 1[m], 2[m]) G-M sayıcısı ile ışınlama şiddetleri ölçüldü ve sonuçlar Tablo 4.7’ye kaydedildi.

Tablo 4.7: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 238. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)

Hasta No	0 [m]	0.25 [m]	0.5 [m]	1 [m]	2 [m]
1	16	6	3	0,3	0,12
2	12	4	2,8	0,16	0,1
3	14	5	2,4	0,6	0,1
4	14	5	3,1	0,2	0,1
5	13	5	2,4	0,2	0,11
6	13	6	1,5	0,2	0,1
7	16	5	1,8	0,3	0,09
8	11	4	2,4	0,6	0,08
9	16	7	2,2	0,4	0,9
10	17	6	1,8	0,3	0,1
Ortalama	14	5	2	0,3	0,1

4.1.8. “362.Dakikada” Alınan Ölçüm Sonuçları

Hastalardan 362. dakikada beş ayrı mesafeden (0[m], 0,25[m], 0,5[m], 1[m], 2[m]) G-M sayıcısı ile ışınlama şiddetleri ölçüldü ve sonuçlar Tablo 4.8 ye kaydedildi.

Tablo 4.8: Enjeksiyon Sonrası Mesane Dolu İken 362. dk Işınlama Şiddeti (mR/sa)

Hasta No	0 [m]	0.25 [m]	0.5 [m]	1 [m]	2 [m]
1	2,6	0,8	0,5	0,1	0,03
2	3	0,9	0,4	0,11	0,02
3	3,1	0,8	0,6	0,09	0,02
4	3,2	1,2	0,4	0,08	0,01
5	2,8	1	0,4	0,02	0,02
6	2,6	1	0,5	0,1	0,02
7	3,2	0,9	0,4	0,13	0,02
8	3,1	1,2	0,5	0,11	0,02
9	3	1,2	0,3	0,1	0,02
10	2,8	0,8	0,5	0,1	0,02
Ortalama	2,94	0,98	0,45	0,094	0,02

4.1.9. Zaman-Mesafe İlişkisi

Tablo 4.1’de elde ettiğimiz zaman ortalamaları ile Tablo 4.2, Tablo 4.3, Tablo 4.4, Tablo 4.5, Tablo 4.6, Tablo 4.7, Tablo 4.8’de elde ettiğimiz ortalamaları bir araya getirerek Tablo 4.9’u oluşturuldu.

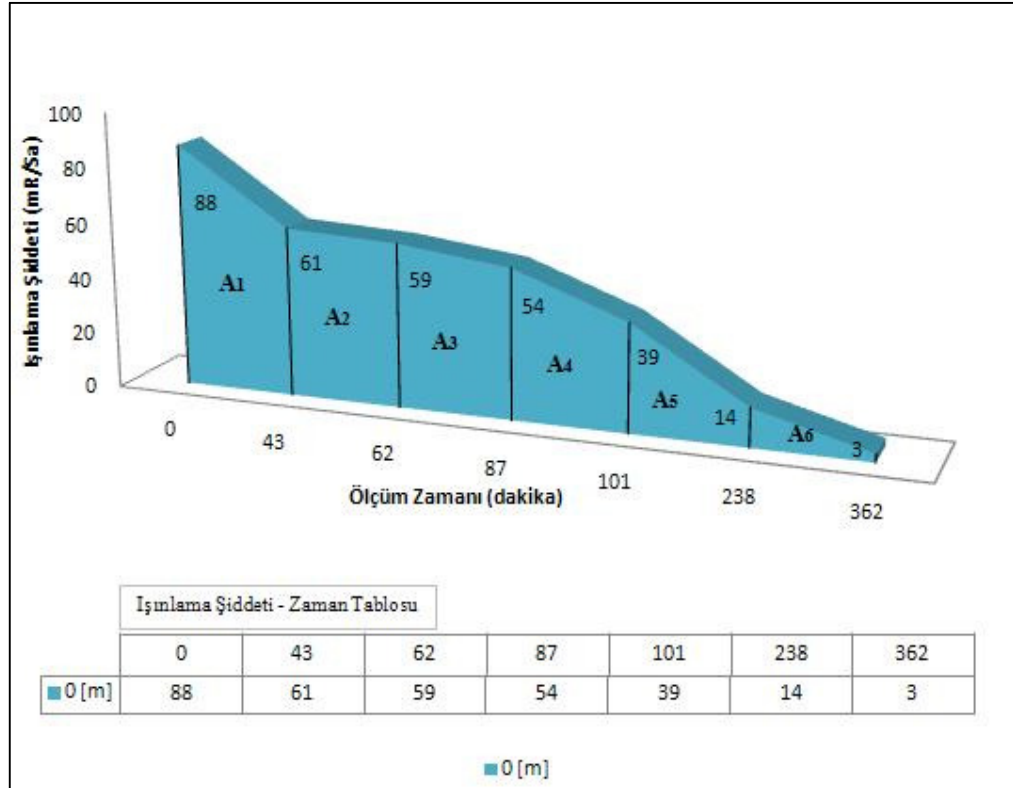
Tablo 4.9: Zaman-Mesafe Tablosu

Zaman	0m	0.25m	0.50m	1m	2m
0	88	35	16	7	1,7
43	61	28	12	4	1,2
62	59	21	9	3	0,9
87	54	17	7	2,4	0,7
101	39	12	6	2	0,6
238	14	5	2	0,3	0,1
362	2,94	0,98	0,45	0,094	0,02

4.2. GRAFİKLER

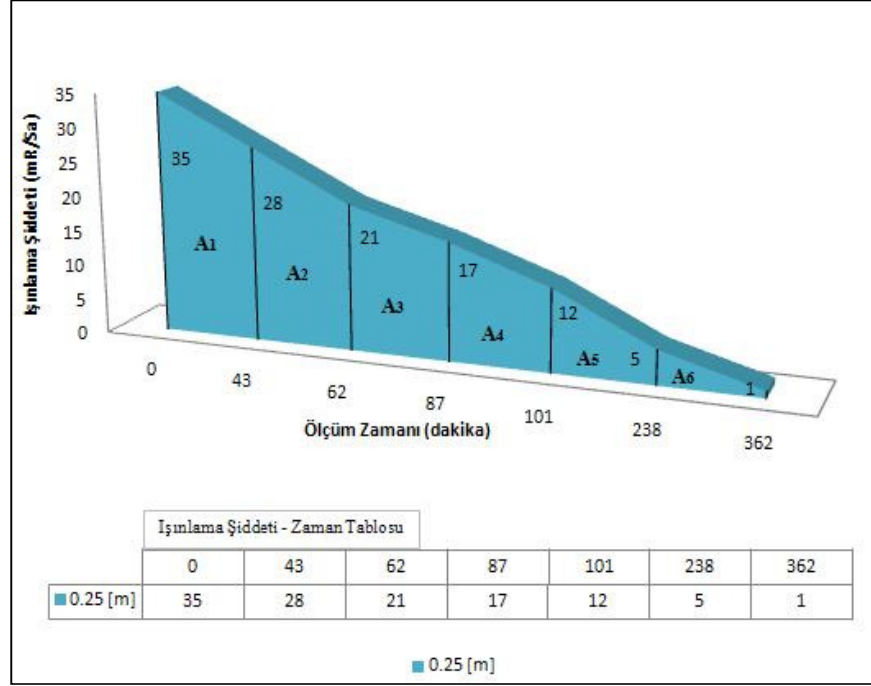
4.2.1. “0. metrede” Işınlama Şiddeti-Zaman Grafiği

Tablo 4.10: Hastaya en yakın (0 m) mesafede ölçülen ışınlama şiddetleri



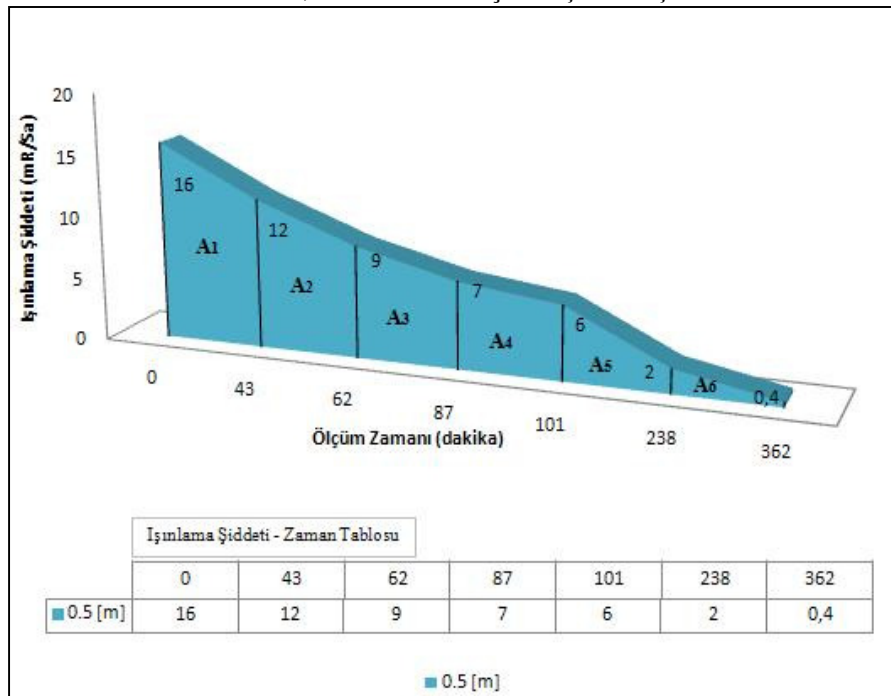
4.2.2. “0,25. metrede” Işınlama Şiddeti-Zaman Grafiği

Tablo 4.11: 0,25 m mesafede ölçülen ışınlama şiddetleri



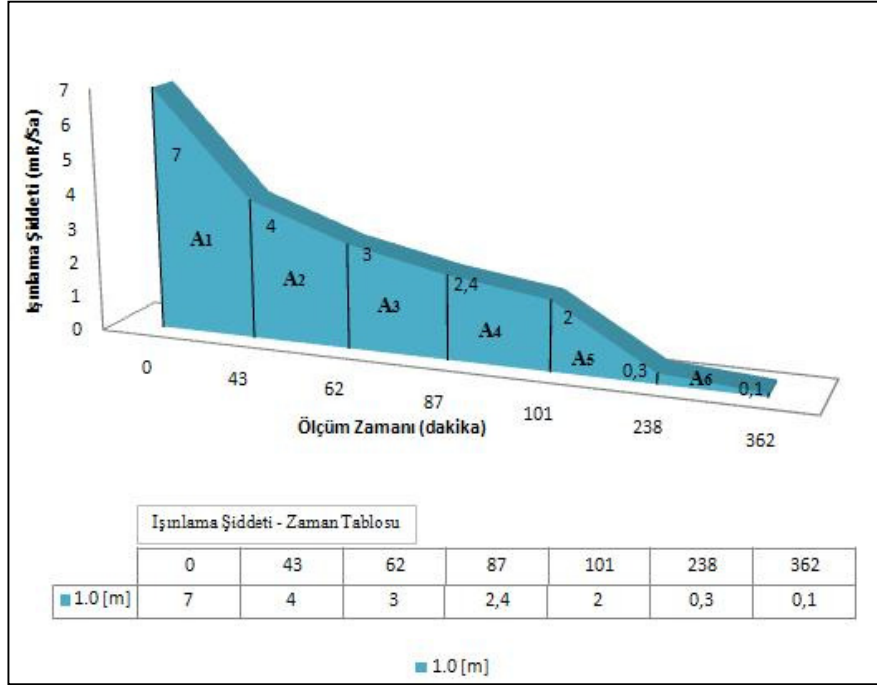
4.2.3. “0,50. metrede” Işınlama Şiddeti-Zaman Grafiği

Tablo 4.12: 0,5 m mesafede ölçülen ışınlama şiddetleri



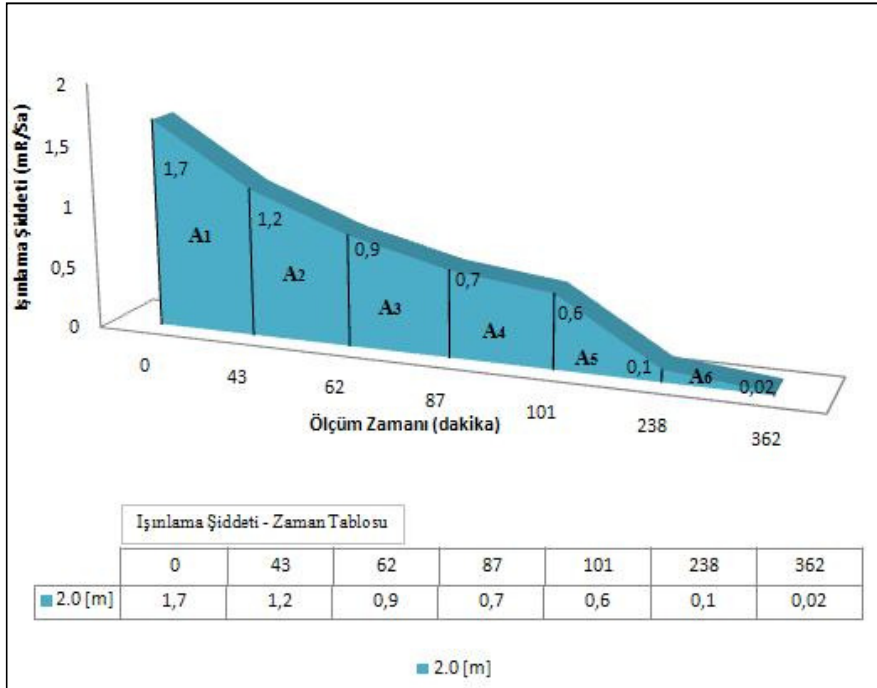
4.2.4. “1,0. metrede” Işınlama Şiddeti-Zaman Grafiği

Tablo 4.13 : 1 m mesafede ölçülen ışınlama şiddetleri

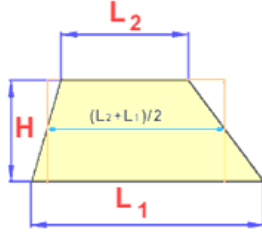


4.2.5. “2,0. metrede” Işınlama Şiddeti-Zaman Grafiği

Tablo 4.14: 2 m mesafede ölçülen ışınlama şiddetleri



Grafiklerdeki taralı bölgelerin alanları, maruz kalınan radyasyon dozunu verecektir. Taralı bölgelerin alanını yamuğun alanından hesaplanabilir.



Şekil 4.1: Yamuğun Alanı

Yamuğun Alanı = Maruz Kalınan Radyasyon Dozu

_____ ile hesaplanır.

- Her bir grafik için altı ayrı yamuğun alanı hesaplanıp toplam alan elde edilir. Sonuçta elde edilen alan mR cinsinden radyasyon dozunu verecektir.

4.3.HESAPLAMALAR

4.3.1. “0. metrede” Maruz Kalınan Toplam Radyasyon Dozu



$$\text{Toplam Alan} = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 + A_5 + A_6 = 53,39 + 19,00 + 23,53 + 10,85 + 60,51 + 17,56$$

$$\text{Toplam Alan} = 184,84 \text{ mR}$$

4.3.2. “0,25. metrede” Maruz Kalınan Toplam Radyasyon Dozu



$$\text{Toplam Alan} = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 + A_5 + A_6 = 22,575 + 7,758 + 7,916 + 3,383 + 19,408 + 6,2$$

$$\text{Toplam Alan} = 67,24 \text{ mR}$$

4.3.3. “0,50. metrede” Maruz Kalnan Toplam Radyasyon Dozu

$$A_1 = \frac{(16+12) \times 43}{2 \times 60} = 10,03 \text{ mR}$$

$$A_2 = \frac{(12+9) \times 19}{2 \times 60} = 3,325 \text{ mR}$$

$$A_3 = \frac{(9+7) \times 25}{2 \times 60} = 3,33 \text{ mR}$$

$$A_4 = \frac{(7+6) \times 14}{2 \times 60} = 1,516 \text{ mR}$$

$$A_5 = \frac{(6+2) \times 137}{2 \times 60} = 9,13 \text{ mR}$$

$$A_6 = \frac{(2+0,4) \times 124}{2 \times 60} = 2,48 \text{ mR}$$

$$\text{Toplam Alan} = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 + A_5 + A_6 = 10,03 + 3,325 + 3,33 + 1,516 + 9,16 + 2,48$$

$$\text{Toplam Alan} = 29,811 \text{ mR}$$

4.3.4. “1,0. metrede” Maruz Kalnan Toplam Radyasyon Dozu

$$A_1 = \frac{(7+4) \times 43}{2 \times 60} = 3,94 \text{ mR}$$

$$A_2 = \frac{(4+3) \times 19}{2 \times 60} = 1,108 \text{ mR}$$

$$A_3 = \frac{(3+2,4) \times 25}{2 \times 60} = 1,125 \text{ mR}$$

$$A_4 = \frac{(2,4+2) \times 14}{2 \times 60} = 0,513 \text{ mR}$$

$$A_5 = \frac{(2+0,3) \times 137}{2 \times 60} = 2,625 \text{ mR}$$

$$A_6 = \frac{(0,3+0,1) \times 124}{2 \times 60} = 0,413 \text{ mR}$$

$$\text{Toplam Alan} = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 + A_5 + A_6 = 3,94 + 1,108 + 1,125 + 0,513 + 2,625 + 0,413$$

$$\text{Toplam Alan} = 9,724 \text{ mR}$$

4.3.5. “2,0. metrede” Maruz Kalnan Toplam Radyasyon Dozu

$$A_1 = \frac{(1,7+1,2) \times 43}{2 \times 60} = 1,039 \text{ mR}$$

$$A_2 = \frac{(1,2+0,9) \times 19}{2 \times 60} = 0,3325 \text{ mR}$$

$$A_3 = \frac{(0,9+0,7) \times 25}{2 \times 60} = 0,333 \text{ mR}$$

$$A_4 = \frac{(0,7+0,6) \times 14}{2 \times 60} = 0,151 \text{ mR}$$

$$A_5 = \frac{(0,6+0,1) \times 137}{2 \times 60} = 0,799 \text{ mR}$$

$$A_6 = \frac{(0,1+0,02) \times 124}{2 \times 60} = 0,124 \text{ mR}$$

$$\text{Toplam Alan} = A_1 + A_2 + A_3 + A_4 + A_5 + A_6 = 1,039 + 0,3325 + 0,333 + 0,15 + 0,799 + 0,124$$

$$\text{Toplam Alan} = 2,78 \text{ mR}$$

0m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	184,9 mR
0,25 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	67,2 mR
0,50 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	29,8 mR
1,0 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	9,7 mR
2,0 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	2,8 mR olarak bulundu.

- Hesaplar sonucu radyasyon dozu mR cinsinden bulundu. Bu sonuç mSv cinsine çevrilerek müsaade edilir sınır (1m Sv den düşük olmalı) ile karşılaştırılır.

$$1\text{mR} \cong 10 \text{ mSv}$$

0m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	18,49 mSv
0,25 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	6,72 mSv
0,50 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	2,98 mSv
1,0 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	0,97 mSv
2,0 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	0,28 mSv

olarak hesaplanı.

Müsaade edilir sınır halk için 1mSv ile sınırlandırılmıştır. Ölçümlerimiz sonucunda 1 m den yakın mesafeler müsaade edilir sınırları aşmaktadır.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

ICRP [30] ve EURATOM [31] gibi uluslararası kuruluşlar ve TAEK gibi ulusal kurumlar radyasyon içeren tıbbi uygulamalarda görevli personel ve bu uygulamalara maruz kalan hastaların alabilecekleri maksimum radyasyon dozlarını belirlemiştir. Ayrıca ALARA kurallarına göre de görevli personel ve hastaların radyasyona karşı maksimum düzeyde korunması tavsiye edilmektedir [31]. Bu amaçla radyoaktif uygulama içeren uygulamaların her basamağında maruz kalınabilecek radyasyon dozları araştırılmalı ve eğer mümkünse bu basamaklarda maruz kalınan dozlar azaltılmalıdır. Bu prensip gereği yaptığımız bu çalışmada ^{18}F -FDG ile PET/BT hasta görüntüleme uygulamalarında hastanın aldığı ışınlama dozlarının mesafe ile değişimini inceledik.

Uluslararası Radyasyon Korunması Komisyonu (ICRP)-60 raporu halk için bir yılda alınmasına müsaade edilen radyasyon dozunu 1 mSv olarak sınırlandırmıştır [30].

Bulgularımıza göre,

✓ 0m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	18,49 mSv
✓ 0,25 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	6,72 mSv
✓ 0,50 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	2,98 mSv
✓ 1,0 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	0,97 mSv
✓ 2,0 m de maruz kalınan radyasyon dozu	=	0,28 mSv

olarak hesaplanmıştır.

Bu sonuç çerçevesinde hastaya en yakın mesafede (0. metrede) maksimum radyasyona maruz kalınır. 1 metreden yakın mesafelerde alınan ölçümler müsaade edilen sınırları aşmaktadır. Kurallar gereğince hastanın yanında bulunan kişilerin, hastadan yeterli uzaklıkta durmaları gerekmektedir. Özellikle yakın bakım gerektiren durumlarda hasta ile birliktelik süresince hastanın bakımını yapan şahıs da radyasyona maruz kalır. Yakın mesafeden zorunlu bakım gerektiren durumlarda araya kurşun paravan konulması ve

yakın mesafede birlikte olma süresini kısaltılması diğer bireylerin maruz kalacağı radyasyon dozunun azalmasını sağlayacak önlemlerdir. Ayrıca görüntüleme bittikten sonra aynı araçta yolculuk eden şahıslar da ışınlanırlar. Çekim sonrası PET merkezinden ayrılan hastaların ilk 2 saat içinde uzun seyahatlerden kaçınmaları basit ve etkili bir önlem olabilir.

Çalışmamızda idrarlarını yapan hastalardan alınan ölçümlerde düşüşler görüldü. Bu nedenle PET görüntülemesi yapılan hastaların, enjeksiyondan sonraki 2 saatlik dilimde idrarlarını yaparken radyasyon korunması kurallarını uygulamaları gerekmektedir. Bekleme süresi içinde bol su içmek suretiyle hızlı idrar atılımı sağlanarak vücuttaki ¹⁸F-FDG atılımının hızlandırılması sağlanmalıdır. Hays ve arkadaşları idrar ile atılan ¹⁸F-FDG miktarının ilk 100 dakikada maksimuma ulaştığını ve bundan sonra azaldığını bildirmişlerdir. Hasta ile aynı tuvaletin kullanılması durumunda atık su rezervuarlarının mümkün olduğunca büyük hacimli olması sağlanmalıdır.

Hastalar;

- ✓ Radyoaktif madde enjeksiyonundan sonra 45-60 dakika dinlendirilmekte, çekim odasında yaklaşık 20 dakika tutulmakta, görüntü kontrollerinden sonra hasta gönderilmektedir. Yani enjeksiyondan yaklaşık 1.5 - 2 saat sonra hasta, yakınlarına teslim edilmektedir.
- ✓ Radyasyon korunmasının en etkin ve ucuz yolu radyasyon kaynağı ile aradaki mesafeyi açmaktır. Bu kıstasa göre hasta yakınlarının -hasta ile birlikte olmaları durumunda- en az 1m mesafede durmaları uygun olmaktadır. Hastaya 0.25 m'den daha yakın mesafeden, uzun süre bakım verilmesinin gerekli olduğu durumlarda araya en az 8 mm kalınlığında kurşun paravan konulması önerilebilir.

Sonuç olarak PET/BT görüntülemesi yapılan hastaların, maruz kaldıkları radyasyon dozunu azaltmak ve yakın mesafede birlikte oldukları diğer bireyleri mümkün olduğunca az ışınlamaları için;

- İlk 2 saat içinde bol su içmeleri ve sık idrara çıkmaları,
- İlk 2 saat içinde aile bireyleri ile yakın mesafede (1m den yakın mesafe)
- Uzun süre bir arada bulunmamaları gerekliliği

bu çalışma ile ortaya konulmuştur.

Yukarıda bahsedilen korunma önlemleri yetişkin hasta yakınlarına yöneliktir. Belirlenen bu kıstas çocuklar ve hamileler dâhil edilmezler. PET görüntülemesi yapılan hastaların hamilelerden ve çocuklardan en az 6 saat uzak tutulması gerekir.

Mevcut çalışma sonuçlarına göre hasta yakınları ve personele radyasyondan korunma konusunda gerekli eğitimler verilmelidir.

KAYNAKLAR

1. THOMAS SR, STABİN MG, CHEN CT, SAMARATUNGA RC. 1999, A dynamic urinary bladder model for radiation dose calculations. MIRD pamphlet No 14, Revised. J Nucl Med; 40: 102-123.
2. DOWD MT, CHEN CT, WENDEL MJ, et al, 1991, Radiation dose to the bladder wall from 2-[¹⁸F]-Fluoro-2-deoxy-D-glucose in adult humans. J Nucl Med; 32: 707-712.
3. DHAWAN V, BELAKHLEF A, ROBESON W, İSHİKAWA T, MARGOULEFF C, TAKİKAWA S, et al. 1996 ,Bladder wall radiation dose in humans from fluorine-18-FDOPA. J Nucl Med; 37:
4. MEJIA AA, NAKAMURA T, MASATOSHI I, HATAZAWA J, MASAKI M, WATANUKI S., 1991, Estimation of absorbed dose in humans due to intravenous administration of fluorine-18-fluorodeoxyglucose in PET studies. J Nucl Med; 32: 699-706.
5. WU TH, LIU RS, LIN YD, CHOU KL, CHONG NS, LEE JS., 1999, Evaluation of the dose to the bladder wall using a dynamic balloon-bladder phantom and TLD measurements in PET [F-18]FDG studies. Nucl Med Commun; 20: 1153-1159
6. KENNETH S. KRANE, Nükleer Fizik Palme Yayıncılık
7. http://e-fizik.pamukkale.edu.tr/index2.php?option=com_docman&task=docview &gid=59&Itemid=33
8. <http://www.fizik.itu.edu.tr/turhan/fiz454/docs/D1.pdf>
9. YILMAZ E, Radyasyondan Korunma
10. AKKURT İ, Radyasyon Ölçüm Teknikleri Ve Korunma Sdü Fen Fak Fizik Bölümü
11. SÖNMEZOĞLU, K., 2001, Akciğer Kanserinde FDG-PET Kullanımı
12. GÖKÇORA, N., AKDEMİR, Ö., 2003, Psikiyatrik Hastalıklarda Nükleer Tıp Uygulamaları Kullanımı
13. BROWNELL G, BURNHAM C., 1973, MGH Positron Camera. In: Freedman G., Editor, Tomographic Imaging in Nuclear Medicine. Society of Nuclear Medicine, New York, pp. 154-164,
14. BURNHAM C, BROWNELL G., 1972, A Multi-Crystal Positron Camera. IEEE Trans Nucl Sci NS; 19:201-205.
15. ANGER H., 1963, Gamma-Ray and Positron Scintillation Cameras. Nucleonics; 21:56-59.
16. MUEHLEHNER G, BUCHİN M, DUDEK J., 1976, Performance Parameters of Positron Imaging Camera. IEEE Trans Nucl Sci NS; 23: 528-537.
17. HOUNSFİELD G, AMBROSE J., 1973, Computerized Transverse Axial Scanning (Tomography). Part I, Description of System, Part II, Clinical Applications. Br J Radiol; 46: 1016-1047,
18. NUTT R., 2002, 1999 ICP Distinguished Scientist Award. The History of PET. Mol Imaging Biol; 4: 11-26.

19. European Association of Nuclear Medicine (EANM) web-sitesi: <http://www.eanm.org>
20. Society of Nuclear Medicine (SNM) web-sitesi :<http://www.snm.org>
21. SORENSON JA, PHELPS ME., 1987, Physics in Nuclear Medicine, 2nd Ed., Orlando, FL, Grune & Stratton Inc,
22. BUSHBERG JT, SEIBERT JA, LEIDHOLDT EM JR, BONE JM., 1994, The Essential Physics of Medical Imaging. Baltimore, MD, Williams & Wilkins.
23. JAMA Council on Scientific Affairs., 1988, PET Panel. Cyclotrons and Radiopharmaceuticals in PET. JAMA; 259: 1854-1860.
24. FAHEY FH., 2002, Data Acquisition in PET Imaging. Nucl Med Technol; 30: 39-49.
25. FAHEY FH., 2001, PET Instrumentation. Radiol Clin N Am; 39: 919-929.
26. KNESAUREK K., 2001, New Developments in PET Instrumentation: quo vadis PET. J Nucl Med; 42: 1831-1842.
27. DEMİR M.,2008, Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları, İ.Ü
28. ÖZGÜVEN M.ALI, PET El Kitabı
29. ESP2.Manual, 1996
30. International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 60: 1990 Recommendation of the ICRP. New York, NY: Pergammon; 1991
31. Council of the European Union. Council Directive 96/29/ EURATOM of 13 May 1966 laying down basic safety standards for the protection of the health of workers and the general public against the dangers arising from ionizing radiation. Official J Eur Common 1996; L159: 1-14.

ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında İstanbul'un Esenler ilçesinde doğdu. İlk öğrenimini Esenler Yunus Emre İlköğretim okulunda tamamladıktan sonra, orta öğrenimini Bakırköy Ataköy Lisesinde tamamladı. 2001 yılında girdiği İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünden 2006 yılında mezun oldu. Eylül 2006 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Bölümü Nükleer Fizik Anabilim Dalında Yüksek Lisans öğrenimine başladı. Eylül 2007 den beri Zeytinburnu Dr Reşit Galip İlköğretim Oklunda Fen ve Teknoloji Öğretmenliği yapmaktadır.