

**T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYASYON VE RADYOİZOTOPLARIN
TIPTA KULLANILMASI**

Ali Özhan HAYRAT
(Fizikçi)
(141102920000029)

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

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Emin ÖZBAŞ**

İSTANBUL, 2007

**T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYASYON VE RADYOİZOTOPLARIN
TIPTA KULLANILMASI**

Ali Özhan HAYRAT
(Fizikçi)
(141102920000029)

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

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Emin ÖZBAŞ**

İSTANBUL, 2007

TEŐEKKÖR

Çalıőmalarım sırasında bilgi ve tecrubesini benden eksik etmeyen sayın hocam Prof. Dr. Emin ÖZBAŞ'a, Mühendislik Faköltesi öğretim üyesi sayın hocam Prof. Dr. R.Gürcan ORALTAY'a , Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim merkezi izotop üretim bölümü ve Monrol Őirketi elemanlarına teşekkür ederim.

Aralık 2007

Ali Özhan HAYRAT

İÇİNDEKİLER

SAYFA

TEŞEKKÜR.....	I
İÇİNDEKİLER	II
ÖZET	VI
ABSTRACT	VII
YENİLİK BEYANI.....	VIII
SEMBOL LİSTESİ	IX
KISALTMALAR.....	X
ŞEKİL LİSTESİ	XI
TABLO LİSTESİ	XIII
RESİM LİSTESİ	XIV
BÖLÜM I	1
GİRİŞ VE AMAÇ	1
BÖLÜM II.....	2
RADYOİZOTOPLARA GİRİŞ.....	2
II.1. ATOMLAR.....	2
II.1.1. Atomun Yapısı.....	2
II.1.2. Atomda Enerji Seviyeleri	2
II.1.3. Elektron Bağlanma Enerjileri.....	5
II.1.4. Atomik Emisyonlar	5
II.1.5. Nükleer Enerji Seviyeleri	6
II.1.6. Nükleer Bağlanma Enerjileri.....	7
II.1.7. Stabil (Kararlı) Nüklidlerin Karakteristiği	8
II.1.8. Nükleer Aileler	9
II.1.9. Elektron Volt (eV).....	10
II.2. RADYOAKTİVİTE	10
II.2.1. Radyoaktifliğin Tanımı.....	10
II.2.2. Radyasyon.....	11
II.2.3. Elektromagnetik Dalgaların Genel Özellikleri.....	12
II.2.4. Radyasyon Kaynakları	13
II.2.5. Radyoaktif Bozunma Çeşitleri.....	15
II.2.5.1. Alfa (α) Bozunması	15
II.2.5.2. β Bozunması.....	15
II.2.6. Beta Partikülünün İyonizasyon ve Penetrasyonu	17
II.2.7. İzomerik Geçiş	21
II.3. RADYOAKTİF PARÇALANMA PRENSİPLERİ	23
II.3.1. Bozunma Sabiti	23
II.3.2. Fiziksel Yarılanma Süresi T_f veya $T_{1/2}$ (Fiziksel Yarı Ömür).....	24

II.3.3. Ortalama Ömür.....	26
II.3.4. Bozunma Tabloları	28
II.3.5. Biyolojik Yarılanma Süresi (Tb)	29
II.3.6. Efektif Yarılanma Süresi (Te).....	29
II.4. BOZUNUM ŞEMALARI	30
II.5. RADYOAKTİVİTE BİRİMLERİ.....	33
II.5.1. Aktivite Birimi.....	34
II.5.2. Işınlama Birimi.....	35
II.5.3. Absorplanmış Doz Birimi.....	36
II.5.4. Doz Eşdeğeri Birimi (Biyolojik Doz)	36
II.5.5. Radyasyon Birimlerinin Birbirine Çevrilmesi	38
BÖLÜM III	39
III. NÜKLEER TIP GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİNE GİRİŞ	39
III.1. RADYASYONUN DETEKSİYONU	39
III.2. RADYASYON DETEKTÖRLERİ GAZ DOLDURULMUŞ	
DETEKTÖRLER.....	40
III.2.1. Temel Prensipler	40
III.2.2. Gazlı İyonizasyon Cihazları.....	40
III.2.3. Elektroskop	42
III.2.4. İyonizasyon Odaları	43
III.2.5. Orantılı Sayıcılar	44
III.2.6. Geiger-Müller (GM) Sayıcıları.....	44
III.2.7. Geiger-Müller Tüpü	45
III.2.8. Geiger-Müller Sayıcısının Çalışması	46
III.2.9. Geiger-Müller Sayıcısının Karakteristik Eğrisi	47
III.2.10. Gerçek Sayım-Gözlenen Sayım	49
III.3. YARI İLETKEN DETEKTÖRLER.....	50
III.3.1. Yarı İletken Detektörlerin Fiziksel Prensipleri	50
III.3.2. Önemli Yarı İletkenler	51
III.4. SİNTİLASYON DETEKTÖRLERİ	52
III.4.1. Organik Sıvı Sintilatörler (Beta Sayıcıları).....	53
III.4.2. İnorganik Sintilasyon Detektörleri (Gama Sayıcıları).....	53
III.4.3. Kolimatörler.....	53
III.4.4. Fotomultiplikatör Tüpler.....	54
III.4.5. İnorganik Sintilatörler	56
III.4.6. Sodyum İyodür NaI(Tl) Spektroskopisi	57
III.4.7. NaI(Tl) Sistemlerinin Genel Özellikleri.....	59
III.4.8. Radyasyon Deteksiyon Sistemlerinde Elektronik Instrumantasyon	61
III.4.9. Sayıcı ve Zamanlayıcı Üniteler.....	63
III.4.10. Kuyu Tipi Gama Sayıcıları.....	64
III.4.11. Detektör Karakteristikleri ve Detektör Etkinlikleri	64
III.4.12. Spektrometrelerin Kalibrasyonu	64

III.5. NÜKLEER SAYIM İSTATİSTİKLERİ	65
III.5.1. Poisson Dağılımı.....	66
III.5.2. Gaus (Normal) Dağılımı.....	67
III.6. GAMA KAMERALAR.....	68
III.6.1. Tarihçe.....	68
III.6.2. Sistem Komponentleri ve İşleyiş Prensipleri	68
III.6.3. Kolimatörler.....	71
III.6.4. Kolimatör çeşitleri Pinhol kolimatör	71
III.6.5. Çok Kanallı (hollü) Kolimatörler.....	72
III.6.6. Konverjan Kolimatörler	72
III.6.7. Paralel Hol kolimatörler	73
III.6.8. Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler	74
III.6.9. Gürültü	76
III.7. SPECT (TEK FOTON BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ)	77
III.7.1. SPECTin Fiziksel Prensipleri.....	77
III.7.2. Görüntü Matrisi	78
III.7.4. Görüntünün Yeniden Elde Edilmesi (İmaj Rekonstrüksiyon).....	79
III.7.5. Geri Projeksiyon Rekonstrüksiyon Tekniği.....	80
III.7.6. Basit Geri Projeksiyon	80
III.7.7. Filtrelenmiş Geri Projeksiyon	81
III.7.8. İterativ Rekonstrüksiyon Teknikleri	81
III.7.9. Atenüasyon (Zayıflatma) Düzeltmesi	81
III.7.10. Frekans	82
III.7.11. Proses Teknikleri (Görüntülerin İşlenmesi)	83
III.7.12. SPECT Filtreleri.....	83
III.7.13. Düzleştirme -Yumuşatma (Smoothing)	85
III.7.14. Kesim Frekansı	86
III.8. RADYOFARMASÖTİKLER.....	88
III.8.1. Tanımı.....	88
III.8.2. Radyofarmasötiklerin Özellikleri	89
III.8.3. Tedavi Amaçlı Kullanılan Radyofarmasötiklerin Özellikleri	91
III.9. RADYO İŞARETLEME.....	91
III.9.1. İşaretleme Metotları.....	91
III.9.1.1. İzotop Değişimi Metodu	92
III.9.1.2. Yabancı İşaretin Girişi Metodu.....	92
III.9.1.3. Biyofonksiyonel Şelatlar ile İşaretleme Metodu	93
III.9.1.4. Biyosentez ve Kimyasal Sentez Metodu	93
III.9.1.5. Recoil (Geri Tepme) İşaretleme Metodu	93
III.9.1.6. Eksitasyon İşaretleme Metodu.....	93
III.9.2. İşaretlemede Önemli Faktörler	94
BÖLÜM IV	97
ÜRETİM ÇALIŞMALARI.....	97
IV.I. ^{99m}Tc JENERATÖRLERİ	97
IV.II. RADYOFARMASÖTİK ÜRETİMİ.....	97

IV.III. TEKNESYUM ELEMENTİNİN FİZİKSEL VE KİMYASAL	
ÖZELLİKLERİ	100
IV.III.1. Fiziksel Özellikleri.....	100
IV.III.2. Kimyasal Özellikleri	100
IV.IV. TEKNESYUM İLE İŞARETLEME	101
IV.V. RADYOFARMASÖTİKLERİN KALİTE KONTROLLERİ ..	102
IV.V.1. Fizikokimyasal Testler	102
IV.V.1.1. Fiziksel Özellikleri.....	102
IV.V.1.2. pH ve İyon Şiddeti	103
IV.V.1.3. Radyonüklidik Saflık	103
IV.V.1.4. Radyokimyasal Saflık.....	103
IV.V.1. Radyofarmasötiklerin Biyolojik Saflık Testleri.....	106
IV.V.1.1. Sterilite.....	106
IV.V.1.2. Pirojenite.....	106
IV.V.1.3. Toksikite Testi.....	107
IV.V.1.4. Biyolojik Dağılım	107
IV.VI. Radyofarmasötik Dozaj Şekilleri.....	108
BÖLÜM V	109
SONUÇLAR, TARTIŞMA VE DEĞERLENDİRMELER	109
KAYNAKLAR.....	111
ÖZGEÇMİŞ	115

ÖZET

RADYASYON VE RADYOİZOTOPLARIN TIPTA KULLANILMASI

Nükleer tıp, vücut görüntülemesi ve hastalıkların tedavisinde güvenli, acısız ve etkin teknikler kullanan bir uzmanlık alanıdır. Nükleer tıpta, hastalığın teşhis ve tedavisi için radyoaktif maddelerin, radyofarmasotiklerin oldukça küçük miktarları kullanılır. Radyofarmasotikler belirli organlara, kemik veya dokulara bağlanır, yayınlanan alfa, beta ve gamma ışınları özel dedektörler ile dedekte edilebilir. Bu dedektörler bilgisayarla birlikte çalışarak vücutta hastalık tanısında kullanılırlar. Nükleer tıptaki cihazların ve proses sisteminin hızla gelişmesi bu alana ilgiyi arttırmaktadır

Bu çalışmanın amacı nükleer tıp alanında araştırmacılara gerekli temel bilgileri vermektir.

Eylül, 2007

A.Özhan HAYRAT

ABSTRACT

RADYASYON VE RADYOİZOTOPLARIN TIPTA KULLANILMASI

Nuclear medicine is a medical specialiy that uses painless, safe and effective techniques to image the body and to treat diseases. In nuclear medicine, very small amounts of radioactive materials or radio pharmaceuticals are used to diagnose and treat disease. The radiopharmaceutials that are attracted to specific organs, bones or tissues, emit alpha, beta and gamma rays that can be dedected by special dedectors. These dedectors work with computers, that can be used to diagnose symptom in the body. The interest in this field is groving by the developments in nuclear medicine instrumentation and processing systems.

The aim of this study is to give essential knowledge about radiopharmaceutical to researchers in the field of nuclear medicine.

Eylül, 2007

A.Özhan HAYRAT

YENİLİK BEYANI

RADYASYON VE RADYOİZOTOPLARIN TIPTA KULLANILMASI

Nükleer teknolojinin sağlıktaki yeri vazgeçilmez bir unsurdur. Radyasyon ve radyoizotopların üretimi ile ilgili yapılacak olan çalışmalar ve geliştirilecek radyoizotoplar, ülkemizde üretildiği takdirde ithalat oranlarında düşmeye dolayısıyla milli gelişmeye katkı sağlayacaktır. Bu çalışmayla görüntüleme yöntemlerinde, teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan radyofarmasötiklerin özellikleri kapsamlı olarak incelenmiş , geliştirilmesinde dikkat edilmesi gereken noktalar araştırılmıştır. Böylece ileriki çalışmalara kaynak oluşturulacak bir literatür ilk olarak Türkçe sunulmuş olacaktır. İlk defa kapsamlı olarak radyofarmasötiklerin Türkiyede üretilmesi ve geliştirilmesinde, dikkat edilmesi gerekli şartlar araştırılmıştır.

Eylül, 2007

Prof.Dr.Emin ÖZBAŞ

A.Özhan HAYRAT

SEMBOL LİSTESİ

A	: Atom numarası
λ	: Dalga boyu, bozunma sabiti
e	: Doğal logaritma tabanı
t	: Zaman (s)
S	: Kanal kesit alanı (m ²)
t	: Zaman (s)
T	: Sıcaklık (°C)
T_b	: Biyolojik yarılanma süresi
T_e	: Efektif yarılanma süresi

KISALTMALAR

EC	: Elektron yakalama
keV	: kilo elektron Volt
eV	: elektron Volt
Ci	: Cruie
Bq	: Becquerel
Gy	: Gray
KF	: Kalite faktörü
GM	: Geiger-Müller

ŞEKİL LİSTESİ

SAYFA

Şekil II.1. 662-keV ¹³⁷ Cs'un tipik γ -ışını spektrumu.....	3
Şekil II.2. Karakteristik X-ışını oluşumu	6
Şekil II.3. Nükleer enerji seviyelerinin karşılaştırılması.....	7
Şekil II.4. Kararlı çekirdeklerde nötron sayısı (n) ile proton sayısı oranının değişimi.....	9
Şekil II.5. Elektromanyetik radyasyon spektrumu.....	12
Şekil II.6. Radyoaktif ışınların fotoğraf plağında bıraktıkları izlerin yönleri.....	13
Şekil II.7. ¹⁴ C'in bozunma şeması.....	16
Şekil II.8. β partikülü enerji spektrumu	16
Şekil II.9. Beta partikülü etkisiyle maddenin iyonizasyonu.....	18
Şekil II.10. X(Bremsstrahlung) ışın salınımı.....	19
Şekil II.11. Pozitron ve elektron arasındaki anihilasyon fotonunun şematik temsili.....	20
Şekil II.12. ^{99m} Tc'nin izomerik seviye diyagramı	22
Şekil II.13. Radyonüklidin fiziksel yarılanması.....	25
Şekil II.14. Yarı-logaritmik kağıtta fiziksel yarılanma süresi.....	25
Şekil II.15. Ortalama yarı ömür.....	27
Şekil III.1. Gazlı sayıcının voltaja bağlı olarak çalışma bölgeleri.....	42
Şekil III.2. Bir elektroskop şeması.....	42
Şekil III.3. Bir Geiger-Müller sayıcı tüpünün diyagramı.....	46
Şekil III.4. Bir GM sayıcı sisteminin elektronik devre blok diyagramı.....	48
Şekil III.5. Germanyum detektöründe ^{99m} Tc ile alınmış bir enerji spektrumu.....	52
Şekil III.6. Sintilasyon sayıcı sisteminin blok diyagramı	54
Şekil III.7. Fotomultiplikator tüp.....	55
Şekil III.8. NaI(Tl) kristali ve PMT'nin şematik dizilimi	57
Şekil III.9. Puls yüksekliği (gama enerji) spektrumu.....	59
Şekil III.10. Bir radyasyon sayıcı sisteminde ardışık puls sinyalleri.....	62
Şekil III.11. Kuyu tipi gama sayıcısının şematik gösterimi.....	65
Şekil III.12. Poisson Dağılımı.....	66
Şekil III.13. Rezölüsyon	67

Şekil III. 14. Gama kamerasının sistem komponentleri ve işleyiş prensibi	70
Şekil III.15. Pinhol kolimatör. Diverjan Kolimatörler	72
Şekil III.16. Diverjan kolimatör	72
Şekil III.17. Koverjan kolimatör	72
Şekil III.18. Rekonstrüksiyon görüntüleri ve filtrelenmiş geri projeksiyon.	80
Şekil III.19. Rekonstrüksiyon sonrası SPECT kesitleri.	84
Şekil III. 20. Bütünleşik filtrenin farklı filtre spektrumları	85
Şekil III. 21. SPECT filtreleri.	86
Şekil III. 22. α , β , γ radyasyonlarının vücut içinde ilerleyişi	89
Şekil III. 23. Radyasyon tipleri ve penetrasyon güçleri	90
Şekil IV. I. $^{99}\text{Mo} / ^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratörünün çalışma sistemi	98
Şekil IV. 2. Mo-99/Tc-99 jeneratörü üretimi akış şeması	99

TABLO LİSTESİ

SAYFA

Tablo II.1. Karakteristik X-Işınları İçin Kullanılan Bazı Gösterimler	3
Tablo II.2. X-Işınlarının Kritik Yutulma ve Yayılma Enerjileri	4
Tablo II.3. Elektromanyetik Spektrumda Farklı Tipteki Elektromagnetik Radyasyonların Enerji ve Dalga Boyları	12
Tablo II.4. Nükleer Radyasyonun Karakteristikleri	21
Tablo II.5. ^{99m} Tc'in Bozunum Tablosu.....	28
Tablo II.6. ¹³¹ I'in Bozunum Tablosu.....	29
Tablo II.8. Çeşitli Radyasyonların RBE ve KF'leri.	37
Tablo III.1. Yarı İletken Detektör Materyallerinin Fiziksel Özellikleri	50
Tablo III.2. Bazı Sintilatör Materyallerinin Fiziksel Özellikleri	57
Tablo III.3. Emniyet Sınırlarının Tanımlanması.....	67
Tablo III.4. Beş Farklı Filtrenin Görüntüleme Parametrelerine Göre Dizilimi	84
Tablo III.5. Genel İşaretleme Metotları	92

RESİM LİSTESİ

SAYFA

Resim III.1. İyon Odalı Radyasyon Sayıcısı,ve Geiger-Müller Sayıcısı.....	45
Resim III.2. SPECT Yapabilen Siemens Orbiter Gamma Kamera	70
Resim III.3. Sayım Yoğunluklarında Alınmış Uzaysal Rezolüsyon Görüntüleri.....	76
Resim III.4. Homojenite Görüntüleri.....	78
Resim III.5. SPECT Fantomundan Alınan Farklı Kesit Görüntüleri.....	86

BÖLÜM I

GİRİŞ VE AMAÇ

Nükleer tıpta kullanılan radyoaktif maddeler, radyoaktif ışınım, sayım ve görüntüleme teknikleri, hastalıkların teşhis ve tedavisinde önemli rol oynar.

Vücuda verilen radyoaktif maddeler ve vücut derinliklerine nüfuz eden radyasyonlar istenmeyen hücreleri yok edebilirken, sağlıklı hücrelere de zarar verebilirler. Bu durumda radyofarmanın istenilen organ yada bölgede lokalize olması gerekmektedir. Yine radyonüklitler kullanılarak işaretlenen moleküller, gastrointestinal sistemden, organların ve tümörlerin görüntülenmesine kadar geniş bir yelpazede kullanılmaktadır. Örneğin ^{99m}Tc ile işaretlenen moleküller gözle tespit edilemeyen vücut içi lezyonların teşhisinde kullanılmaktadır.

Bu çalışmada radyasyon ve radyoizotopların genel özellikleri, nükleer tıpta kullanılan görüntüleme yöntemleri, radyasyonun dedeksiyonu, radyofarmasotiklerin özellikleri ve yeni radyofarmasotiklerin geliştirilmesinde dikkat edilecek noktalar incelenmiştir. Böylece radyasyon ve radyoizotopların tıpta kullanımı ve yeni tekniklerin geliştirilmesindeki çalışmalara bir kaynak oluşturmak amaçlanmıştır.

BÖLÜM II

RADYOİZOTOPLARA GİRİŞ

II.1. ATOMLAR

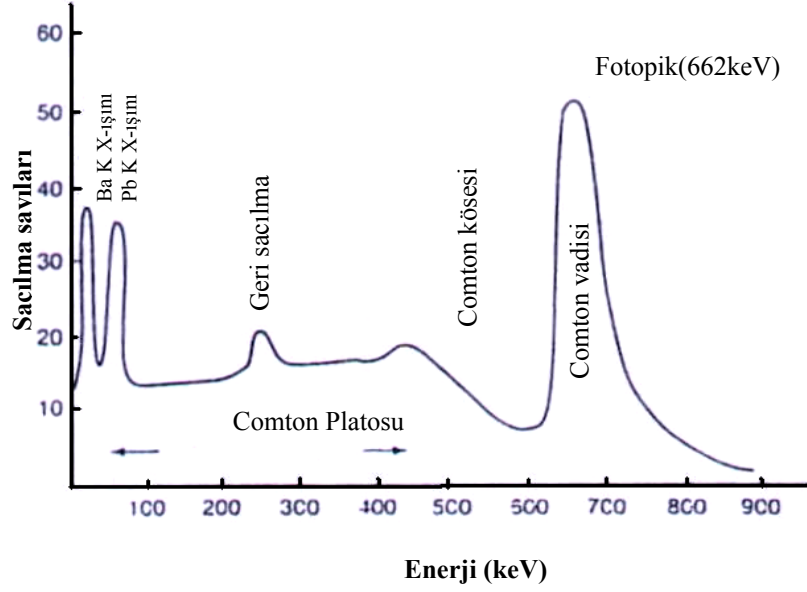
II.1.1. Atomun Yapısı

Tüm maddeler atomlardan yapılmıştır. Atom, maddenin tüm özelliklerini kaybetmeden parçalanabilecek en küçük parçasıdır. Günümüze gelene kadar atomun yapısı ile ilgili çeşitli teoriler üretilmiştir. Bugün kabul edilen modern atom teorisine göre, en basit anlamda atomik yapıda; ortada pozitif yüklü bir çekirdek (nükleus) ve etrafındaki muhtelif enerji düzeylerinde (katmanlarında) dolanan elektronlar vardır. Çekirdek içindeki temel parçacıklar proton ve nötronlardır. Günümüzde bu temel taneciklerin de birbirine dönüştüğü bilinmektedir.

Proton, pozitif yüklü bir taneciktir. Kütlesi elektronun kütlesinin 1836 katıdır. Nötron ise yüksüzdür. Kütlesi elektronun kütlesinin 1840 katıdır. Çekirdek içindeki proton sayısı aynı zamanda atom numarası olarak da bilinir ve Z -harfi ile gösterilir. Bir atomdaki nötron ve proton sayılarının toplamı ise atom ağırlığı ya da kütle numarası olarak bilinir ve A harfi ile gösterilir. [6]

II.1.2. Atomda Enerji Seviyeleri

X-ışınları ve gamma ışınlarının her ikisi de atomdan enerji salınımı sonucu meydana gelirler . Yalnız γ ışınları çekirdek orijinli olup X-ışınları çekirdek orijinli değildir. Örneğin çekirdekten yayımlanan γ ışınlarının dedektör çevresindeki zırh ile etkileşimlei K-yörüngesindeki elektronların koparılmasına neden olur,bunu takiben genellikle L-yörüngesinde olan üst seviyedeki elektronlar K yörüngesine geçer.(Şekil II.1.) iki enerji arasındaki fark x ışını olarak yayınlanır.



Şekil II.1. 662-keV ^{137}Cs 'un tipik γ -ışını spektrumu.

Tablo II.1. Karakteristik X-ışınları için kullanılan bazı gösterimler.

Boşluklu, tabaka	Boşluğu dolduran tabaka	Gösterim
K	L _I	geçiş yok
K	L _{II}	$K\alpha_2$
K	L _{III}	$K\alpha_1$
K	M _I	geçiş yok
K	M _{II}	$K\beta^3$
K	M _{III}	$K\beta^1$
K	N _I	geçiş yok
K	N _{II} , N _{III}	$K\beta^2$
L _{II}	M _{IV}	$L\beta^1$
L _{III}	M _{IV}	$L\alpha_2$
L _{III}	M _V ,	$L\alpha_1$

86	Radon	98.418	97.616	94.877	83.800	81.080	18.058	17.337	14.618	16.768	14.077	14.316	11.724	11.597
87	Fransiyum	101.147	100.305	97.483	86.119	83.243	18.638	17.904	15.028	17.301	14.459	14.770	12.029	11.894
88	Radyum	103.927	103.048	100.136	88.485	85.446	19.233	18.481	15.442	17.845	14.839	15.233	12.338	12.194
89	Aktinyum	106.759	105.838	102.846	90.894	87.681	19.842	19.078	15.865	18.405	15.227	15.712	12.650	12.499
90	Toryum	109.630	108.671	105.592	93.334	89.942	20.460	19.688	16.296	18.977	15.620	16.200	12.966	12.808
91	Protaktinyum	112.581	111.575	108.408	95.851	92.271	21.102	20.311	16.731	19.559	16.022	16.700	13.291	13.120
92	Uranyum	115.591	114.549	111.289	98.428	94.648	21.753	20.943	17.163	20.163	16.425	17.218	13.613	13.438
93	Neptun	118.619	117.533	114.181	101.005	97.023	22.417	21.596	17.614	20.774	16.837	17.740	13.945	13.758
94	Ploteniyum	121.720	120.592	117.146	103.653	99.457	23.097	22.262	18.068	21.401	17.254	18.278	14.279	14.082
95	Amerisyum	124.876	123.706	120.163	106.351	101.932	23.793	22.944	18.525	22.042	17.677	18.829	14.618	14.411
96	Kuriyum	128.088	126.875	123.235	109.098	104.448	24.503	23.640	18.990	22.699	18.106	19.393	14.961	14.743
97	Berkelyum	131.357	130.101	126.362	111.896	107.023	25.230	24.352	19.461	23.370	18.540	19.871	15.309	15.079
98	Californiyum	134.683	133.383	129.544	114.745	109.603	25.971	25.080	19.938	24.056	18.980	20.562	15.661	15.420
99	Es	138.067	136.724	132.781	117.646	112.244	26.729	25.824	20.422	24.758	19.426	21.166	16.018	15.764
100	Fm	141.510	140.122	136.075	120.598	114.926	27.503	26.584	20.912	25.475	19.879	21.785	16.379	16.113

Kaynak: RD Hill, E.L Church J.W. Miherlich'den elde edilmiştir Değerler Couchois ve Huluberden türetilmiştir. Enküçük kareler metoduyla hesaplanmıştır. Geçiş bağlantılarıyla hesaplanmıştır.

II.1.3. Elektron Bağlanma Enerjileri

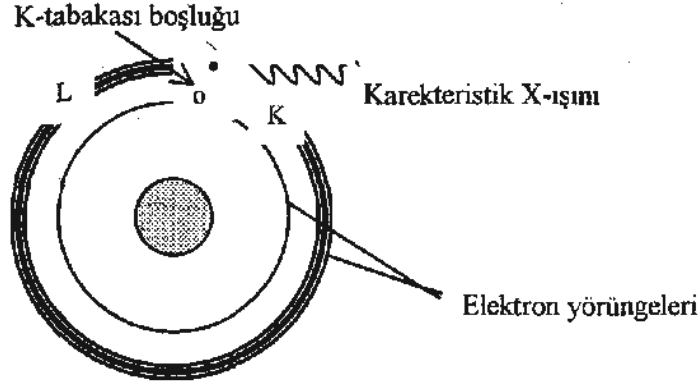
Elektronlar çekirdek etrafında yörünge olarak adlandırılan enerji katmanlarında dolanırlar. Her elektronun hızından kaynaklanan bir kinetik enerjisi, çekirdekten uzaklığına bağlı olarak da sahip olduğu bir potansiyel enerjisi vardır. Dolayısıyla yörüngelerin muhtelif enerji düzeyleri olduğu gibi, elektronların da kinetik ve potansiyel enerjilerinin toplamına eşit olan bir enerjileri vardır.

Elektronları buldukları yörüngeden bir üst yörüngeye çıkarmak için kesin belli bir enerjiye ihtiyacı vardır. Tabakaların bağlanma enerjileri içten dışa doğru gidildikçe azalır ($K_B > L_B > M_b \dots$).

Elektronlardan biri dışarıdan aldığı enerji ile dış yörüngelerden birine çıkabilir ki, bu olaya uyarılma (eksitasyon) denilir. Şayet enerji elektronun bağlama enerjisine eşit veya büyükse, elektron atomdan koparılabilir. Bu olaya da iyonizasyon denir. Bir elektronunu kaybeden atom artık nötr olmayıp, pozitif yüklü iyon haline dönüşmüş olur.

II.1.4. Atomik Emisyonlar

Bazı kararsız protonca zengin çekirdekler bozunurken çekirdeğe en yakın K tabakasında dolanan elektronlardan birini yakalar. Bu olaya Elektron Yakalama (EC) denir. Bu durum her element için geçerli olmayıp sadece EC ile bozulan çekirdeklere görülür. K tabakasından bir elektron ayrılınca bir üst yörünge olan L tabakasındaki bir elektron oradaki boşluğu doldurmak üzere geçiş yapar, İki enerji arasındaki fark X ışını olarak yayınlanır. Salınan X-ışınının enerjisi elemente göre değişiklik gösterdiğinden karakteristik X-ışını adını alır. Ya da X ışını yerine, enerji elektronlardan birine transfer edilir. Yayınlanan elektrona Auger elektronu denir ve bunlar monoenerjetiktir



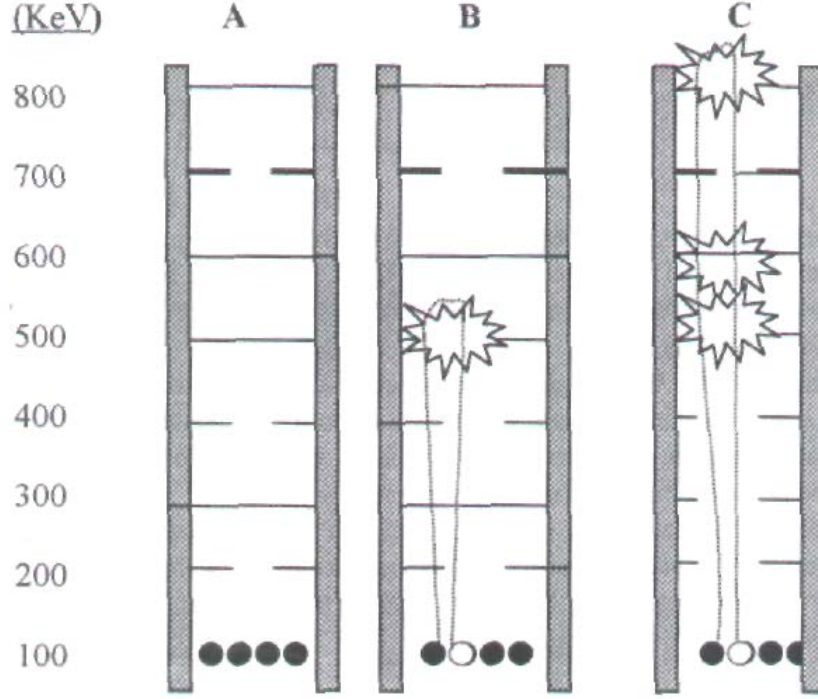
Şekil II.2. Karakteristik X-ışını oluşumu

II.1.5. Nükleer Enerji Seviyeleri

Tabakalı çekirdek modeline göre, çekirdeğe dışarıdan bir müdahale olmadığı sürece nükleonlar, temel enerji düzeyi olarak da bilinen en düşük enerji düzeyinde bulunurlar (Şekil II.3A). Nükleonların dışarıdan aldıkları enerji ile hareket kabiliyetleri artabilir ve temel enerji seviyesinin üzerine çıkabilirler. Bu olaya uyarılma (eksitasyon) denir. Burada çok kısa süre kalır, tekrar temel seviyeye dönerler. Bazı nüklidlere ait olmak üzere, temel hal ile uyarılmış hal arasında bir geçiş hali olan metastabl hal daha vardır. Bu duruma bazen izomerik hal de denir. Uyarılmış hal ile metastabl hal arasındaki süre yaklaşık 10^{-12} saniye olduğu gibi bazı metastabl hallerin süresi ise birkaç dakika veya saat veya daha uzun olabilir. Biri diğerine göre metastabl durumda olan, enerjileri hariç tüm özellikleri aynı iki nüklid birbirinin izomeri olarak adlandırılır.

Metastabl durumdaki nüklid kütle numarasının yanına "m" harfi konularak gösterilir. Nükleer tıpta sıklıkla kullanılan ^{99m}Tc metastabl hale bir örnektir. ^{99m}Tc ile ^{99}Tc birbirinin izomeridir.

Nükleon, uyarılma sonucu çekirdek içinde çıkabildiği enerji seviyesinden temel seviyeye tek geçişte dönerse, iki enerji düzeyi arasındaki enerji farkını monoenerjitik bir gamma fotonu olarak yayar (Şekil II-3B). Örneğin nükleer tıpta sıklıkla kullanılan ^{99m}Tc radyonüklidinin yaydığı γ monoenerjitiktir. Şayet nükleon çıkabildiği en yüksek enerji düzeyinden temel seviyeye geçişte, ara enerji basamaklarına uğrayarak dönerse, her enerji kademesinde farklı enerjide gamma fotonları salınımı yapar. Bu durumda ise multi-enerjitik (çok enerjili) gamma ışınları meydana gelir (Şekil II-3C). Örneğin ^{131}I radyonüklidi çok enerjilidir.



Şekil II.3. Nükleer enerji seviyelerinin karşılaştırılması. (A.Temel enerji seviyesindeki çekirdek, B. Monoenerjitik gama emisyonları. Temel enerji seviyesinden 500 KeV enerji seviyesine çıkan nükleonun tekrar temel seviyeye dönmesi sırasında 500 KeV enerjili gama fotonu salınımı olur. C. Multienerjitik gama emisyonları. Temel seviyeden 800 KeV düzeyine çıkan nükleonun ara enerji kademelerine uğrayarak temel seviyeye dönmesi sırasında iki kademe arasındaki farka eşit enerjide gama fotonu salınımı olur. [7],[8])

II.1.6. Nükleer Bağlanma Enerjileri

Bir atomun kütlesi, onu meydana getiren parçacıkların (proton, nötron ve elektron) kütlelerinin toplamları ile karşılaştırıldığında, daha az olduğu anlaşılır. Aradaki fark kütle, Δm ile gösterilir. Kütle eksikliğinin enerji eşdeğeri terminolojide atomun bağlanma enerjisine (E_B) karşılık kullanılır. Matematiksel olarak da şöyle tanımlanır.

$$E_B = \Delta mc^2$$

Örneğin, ^{12}C atomunu dikkate alalım. Bu atomun altı protonu, altı nötronu ve altı elektronu vardır. Kütleleri kesin olarak 12 u'dur (u, üniversal kütle birimidir). Kütlelerin toplamı:

$$\begin{array}{r} \text{Elektronlar} \dots\dots\dots 6 \times 0.000549 = 0.003294 \text{ u} \\ \text{Protonlar} \dots\dots\dots 6 \times 1.007277 = 6.043662 \text{ u} \\ \text{Nötronlar} \dots\dots\dots 6 \times 1.008665 = 6.051990 \text{ u} \\ + \\ \hline 12.099006 \text{ u} \end{array}$$

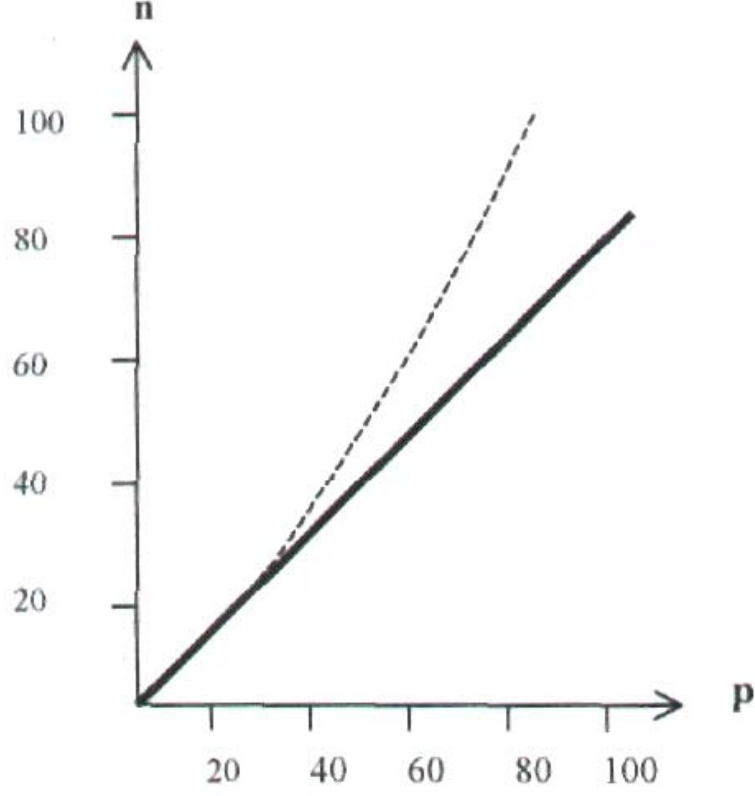
Burada $\Delta m = 0.09906 \text{ u}$, $1 \text{ u} = 931.5 \text{ MeV}$ olduğuna göre, ^{12}C atomunun bağlanma enerjisi $0.09906 \times 931.5 = 92.22 \text{ MeV}$ olur. Bu kütle farkı parçacıkların birarada tutulması için harcanan enerjiye karşılıktır. Yani atomda kütlelerin enerjiye dönüşmüş halidir.

Bir atomdan bir parçacığı uzaklaştırmak için en az bağlanma enerjisi kadar bir enerji girişine ihtiyaç vardır. Bu durum, bir elektronu yörüngesinden uzaklaştırmak için en az elektronun bulunduğu tabakanın bağlanma enerjisi kadar enerjiye ihtiyaç olması durumuna benzer.

Çekirdeğin bağlanma enerjisi artırılırsa nükleer olaylar meydana gelir. Örneğin gamma ışını salınımı olur.

II.1.7. Stabil (Kararlı) Nüklidlerin Karakteristiği

Bir atomun kararlılığı çekirdek içindeki nötron ve proton sayıları ile ilişkilidir. Nötron/proton oranı 1'e ne kadar yakınsa çekirdek aynı oranda kararlıdır. Şekil II.4'deki koyu düz çizgi eksenler ile 45° açı yaparak uzanır. Bu çizgi stabilite çizgisidir. Bu çizgi üzerindeki çekirdeklerin nötron sayısı, proton sayısına eşittir. Kalsiyum-40 ($Z=20$, $N=20$) yukarısında nötron ve protonu birbirine eşit çekirdek yoktur. Coulomb itme kuvvetleri çekirdekteki çekme kuvvetlerinden daha büyük olur ve çekirdeğin sağlamlığı azalır. Protonlar arasındaki itme kuvvetlerini azaltmak için ağır çekirdeklere nötron sayısının arttığı görülür. Nitekim ağır elementlerde nötron sayısı proton sayısından fazladır.



Şekil II.4. Kararlı çekirdeklerde nötron sayısı (n) ile proton sayısı oranının değişimi

Elementlerde n/p oranı 1-1.5 arasında iken kararlılık görülür, n/p oranı 1.5 - 2.5 arasındaki elementler doğal radyoaktif, n/p oranı 2.5'tan büyük olan elementlerde ise doğada bulunmaz.

Nükleer stabilitenin bir diğer göstergesi bağlanma enerjisidir. Nükleon başına bağlanma enerjisi E_B/A oranı büyüdükçe çekirdek kararlılığı da artar. Kütle numarası 60 olan ($A=60$) nüklidlerde nükleon başına bağlanma enerjisi oldukça büyüktür (~ 8 MeV). Elementlerin kütle numarası arttıkça, bağlanma enerjisi düşmeye başlar. Ağır elementlerde bu eğilim hızla artar.

II.1.8. Nükleer Aileler

Benzer karakteristiği olan atomlar bazen nükleer aileler tanımlaması ile adlandırılırlar.

Aynı elemente ait olup, atom numaraları aynı olan nüklidlere izotop denir. ^{125}I , ^{127}I ve ^{131}I iyod elementinin izotoplarıdır. Kütle numarası aynı olan nüklidlere izobar denir. Örneğin $^{131}\text{I}_{53}$ ve $^{131}\text{Xe}_{54}$ ve $^{131}\text{Cs}_{55}$ izobardır.

Nötron numarası aynı olan nüklidlere de izoton denir. Örneğin $^{131}\text{I}_{53}$ ve $^{132}\text{Xe}_{54}$ izotondur. Bunlardan başka, izotopların sahip olduğu aynı proton sayısına, izotonların sahip olduğu aynı nötron sayısına, izobarların sahip olduğu aynı kütle numarasına sahip olan fakat sadece enerjileri farklı nüklidler de vardır. Bunlara izomer denir ve kütle numaralarının yanına konulan "m" harfi ile temsil edilirler. Örneğin $^{99\text{m}}\text{Tc}$ izomerdir.

II.1.9. Elektron Volt (eV)

Nükleer tıpta radyasyonun enerji birimi olarak elektron volt (eV) birimi ve bu birimin katları kullanılır. Bu birim adından anlaşılacağı gibi elektron ile volt arasındaki ilişki ile tanımlanır ve tanım olarak; eV, bir elektronun 1 voltluk potansiyelde hızlandırılmasıyla kazandığı enerjidir. eV birimi çok küçük olduğu için genellikle katları kullanılır. Bunlar;

1000 eV = 1 Kiloelektron volt (KeV) ,1000 KeV = 1 Mega elektron volt (MeV)'dir.

Nükleer tıpta en fazla enerjileri KeV cinsinden olan radyoizotoplar kullanılır. Örneğin $^{99\text{m}}\text{Tc}$ monoenerjitik olup, 140 KeV enerjili gamma ışınları vardır.

II.2. RADYOAKTİVİTE

II.2.1. Radyoaktifliğin Tanımı

Radyoaktif cisimlerin kendiliklerinden parçalanmaları sonucu çevrelerine ışınlar yayması olayına radyoaktiflik denir. Radyoaktif cisimlerin kendiliklerinden parçalanmaları sonucu çevrelerine saldırdığı ışınlar ile çekirdeğin kendiliğinden bir başka çekirdeğe dönüşmesi olayına desintegrasyon (parçalanma), yapay olarak bir çekirdekten başka bir çekirdek elde edilmesi olayına da transmütasyon denir.

Radyoaktiflik 1896'da Henri Becquerel tarafından keşfedilmiştir. Bu keşif fizikokimya biliminin en önemlisi keşiflerinden biridir. Atomun yapısı, izotopluk kavramı, bazı atom çekirdeklerinin birer büyük enerji kaynağı olduğu ve bu alandaki daha pek çok yenilik bu keşiften sonra gerçekleştirilmiştir. 1898'de M.S.Curie yaptığı deneyler ile α, β, γ ışınların varlıklarını kanıtlanmıştır. γ ışınları elektromagnetik dalga özelliğine sahip ışınlardır. Elektromagnetik dalgaları birbirinden ayıran esas

faktörler, dalga boyları, dolayısıyla frekansları veya enerjileridir. Elektromagnetik radyasyonlar birer enerji paketi anlamına gelen foton şeklindedirler. Fotonlar uzayda ışık hızıyla hareket ederler.

II.2.2. Radyasyon

Radyasyon birincil olarak atomik veya nükleer işlemlerle elde edilir. Genel olarak iki grupta sınıflandırılır.

1. Yüklü radyasyonlar
2. Yüksüz radyasyonlar

Bu iki grupta kendi içinde çeşitli radyasyonları barındırır.

Yüklü radyasyonlardan beta parçacıkları, pozitronlar, hızlandırılmış elektronlar, ağır yüklü parçacıklar, alfa parçacıkları, protonlar, fisyon ürünleri ve diğer birçok nükleer reaksiyon ürünleri ve tüm hızlandırılmış iyonlar bu kategoriye sokulabilir. Yüksüz radyasyonlar elektromanyetik radyasyon, yani iyonlaştırıcı elektromagnetik radyasyon, x-ışınları, gama ışınları ve nötronları içerir. Çeşitli nükleer işlemler sonucu üretilen nötronlar sınıflandırmada bu kategoriyi oluştururlar.

Partiküler radyasyon: Alfa (α) ve beta (β^+ , β^-) radyasyonları, nötron ve hızlandırılmış yüklü iyonlar ve parçacıklardır.

Gama(γ) ve X-ışınları elektromagnetik radyasyon sınıfına girerler. Elektromagnetik radyasyonlar dalga tabiatında olup, dalga boyu λ , frekansı (titreşim/sn sayısı) ν olmak üzere,

$$\lambda \nu = c$$

Bağıntısına uyarak, ışık hızı (c) ile hareket ederler. C ışık hızı boşlukta 3×10^8 m/sn dir.

Elektromanyetik ışınların dalgaboyları incelendiğinde görünür ışık dalgaları, radyo dalgaları, mikrodalga, kızılötesi, ultraviyole, X ve γ ışınları gibi ışınlar bu spektrumda yer alır (Şekil II.5). Elektromagnetik dalgaları birbirinden ayıran esas faktörler, dalga boyları dolayısıyla frekansları veya enerjileridir. Yük ve kütleleri olmadığından partiküler özellikteki radyasyonlardan farklıdır.

Tablo II.3. Elektromanyetik spektrumda farklı tipteki elektromagnetik radyasyonların enerji ve dalga boyları

Tip	Enerji (eV)	Dalga boyu
Elektrik güç	$<10^{-11}$	10^{15}Å°
Radyo, TV, radar	$10^{-9} - 10^3$	$10^1 - 10^5 \text{cm}$
Infrared	$10^{-3} - 10^{-2}$	$10^4 - 10^6 \text{cm}$
Görünür ışık	2-3	$4000 - 7000 \text{Å}^\circ$
Ultraviyole	3-25	$50 - 4000 \text{Å}^\circ$
X-ışınları	$25 - 10^{25}$	$10^{-1} - 50 \text{Å}^\circ$
γ ışınları	$10^4 - 10^6$	$10^{-2} - 1 \text{Å}^\circ$
1 $\text{Å}^\circ = 10^{-8} \text{cm}$		

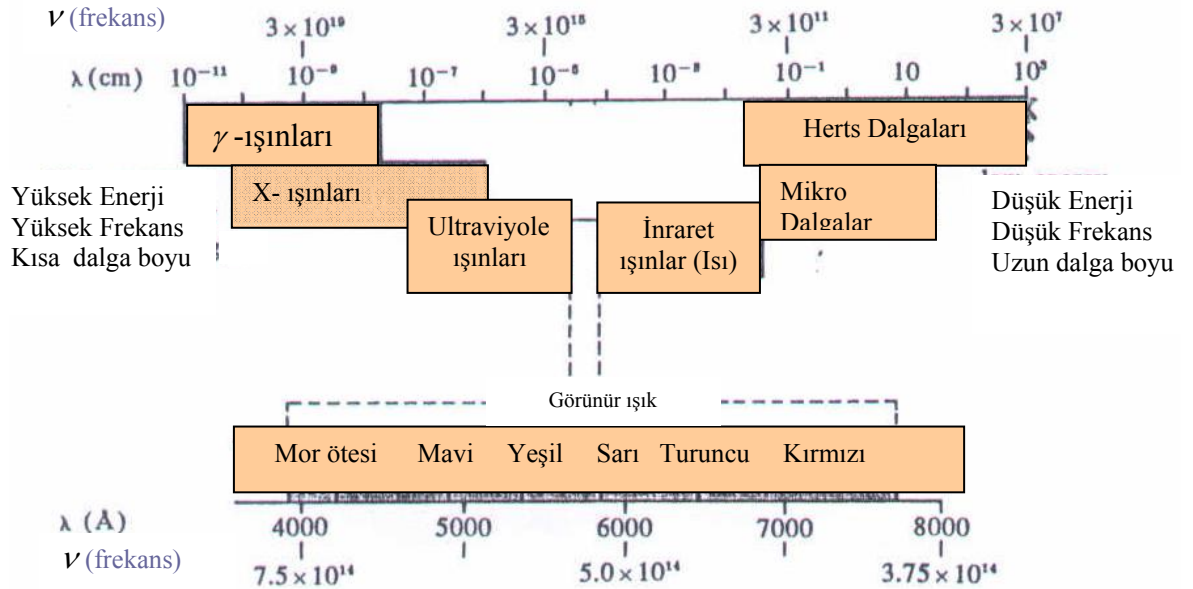
II.2.3. Elektromagnetik Dalgaların Genel Özellikleri

Elektromagnetik radyasyonların enerji ve dalga boyları arasında

$$E(\text{KeV}) = 12.4 / \lambda (\text{Å}^\circ)$$

$$\lambda = 12.4 / E(\text{KeV})$$

bağıntıları mevcuttur. Elektromanyetik dalgalar bir sinüs eğrisi şeklinde yayılırlar. Elektromanyetik radyasyonların dalga boyu kısaldıkkça veya frekansı arttıkkça enerjisi artar, fakat hızı değişmez.



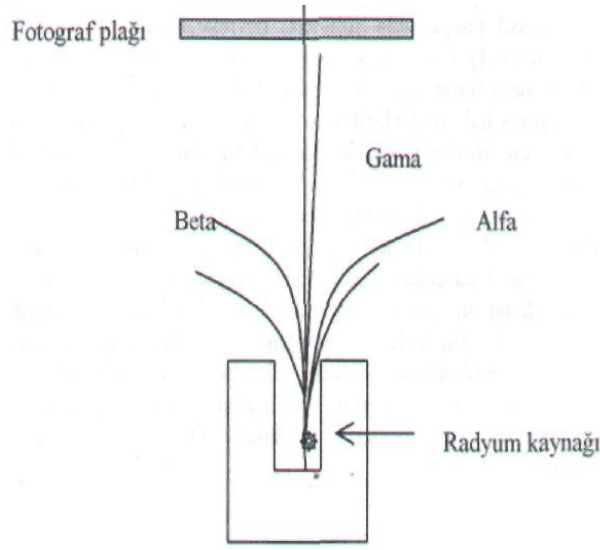
Şekil II.5. Elektromanyetik radyasyon spektrumu.

Elektromanyetik X-ışınları ve gama ışınlarının enerjilerinin çok yüksek, buna karşılık dalga boylarının kısa oldukları bilinmektedir. Görülebilir ışığın enerjisi ancak bir kaç eV'tur. X-ışınları ve gama ışınlarının enerjileri çok yüksek olduğu için madde

içine kolaylıkla girebilir.

II.2.4. Radyasyon Kaynakları

Radyonüklidlerin yaydıkları ışın türleri temelde üç cinstir. Bunlar alfa, beta ve gama ışınlarıdır. Madam Curie doktora tez çalışmasında bu ışınları incelemiştir. Çalışmasında kalın kurşun bir bloğun ortasından ince bir delik açmış, deliğin bir ucuna ince film, diğer ucuna da radyum yerleştirmiş ve bu düzeneğini karanlık bir ortamda muhafaza etmiştir.



Şekil II.6. Radyoaktif ışınların fotoğraf plağında bıraktıkları izlerin yönleri.

Çalışmasının sonunda film üzerinde çeşitli izlerin oluştuğunu görmüş ve bu izlerin radyumun yaydığı radyasyondan ileri geldiğini bulmuştur. Işınlar magnetik alanda incelemiştir, alfa ışınlarının sola saptığını, beta ışınlarının sağa saptığını ve gama ışınlarının sapmadan ilerlediğini belirlemiştir.

Madam Curie ve diğer bilim adamlarının çalışmalarında bir radyoaktif maddenin alfa, beta ve gama ışınlarından birini veya birden fazlasını yaydığı anlaşılmıştır. Radyoaktif bozunmalar genellikle bir beta veya bir alfa bozunması şeklinde olur. Her iki durumda da gama ışınları ardışık reaksiyonlar sonucunda yayılır. Sadece alfa ya da sadece beta yayarak bozunan radyonüklidler (saf) alfa ya da saf beta yayıcıları olarak adlandırılır.

Her radyoaktif bozunmadan sonra yeni bir çekirdek oluşur. Bu ya stabil, ya da

bozunmaya hazır başka bir çekirdektir. Bozunan çekirdek sayısı zamanla azalır. Bu azalma zamana göre exponansiyel olarak değişir. Yani her bozunmadan sonra kalan çekirdek zaman ilerledikçe lineer değişim göstermez. Ayrıca radyoaktif bozunma tesadüfi olarak gelişir. Hangi çekirdeğin ne zaman bozunmaya uğrayacağı önceden bilinemez. Ancak ihtimal hesapları ile ne kadar sürede ne kadar çekirdeğin bozunmaya uğrayacağı hesap edilebilir.

Radyoaktif bozunma üzerinde sıcaklık, basınç ve kimyasal olayların kesinlikle etkili olmadığı gösterilmiştir.

Bozunmaya uğrayan çekirdek ana ürün, bunun da bozunmasıyla oluşan çekirdek kız ürün olarak adlandırılır. Çoğu durumda kız çekirdek de kararsızdır ve bu da parçalanmaya uğrar. Radyoaktif parçalanma kendiliğinden olur.

Radyoaktif parçalanma sırasında çevreye enerji salınımı olur. Bu enerji partikül veya foton şeklinde olabilir. Salınan enerjinin çoğunluğu kütlenin enerjiye dönüşmüş halidir. Çekirdekten dışarı salınan enerjinin çoğunluğu partiküler tipte ise, kız ürünün atom ağırlığı azalmış olur. Böylece radyoaktif parçalanma, nükleer enerjinin bir başka şekle dönüşümünden ibaret olmayıp, aynı zamanda kütlenin enerjiye dönüşmesi anlamına gelir.

Her radyoaktif çekirdek bir karakteristik özellik taşır. Bu radyoaktif özellikler radyoaktif parçalanma çeşidi, emisyonların tipi, transisyon enerjisi ve çekirdeğin ortalama ömrünü belirler. Bu temel özellikler aynı çekirdeğin farklı türevlerinde bulunur. Bu nedenle aynı elementin yukarıda belirtilen özelliklerini taşıyan türevleri radyoizotop olarak adlandırılır. Örneğin iyod elementinin izotoplarından olan ^{123}I ve ^{131}I gibi. Farklı elementlere ait çekirdekler birarada telafuz edilirken radyonüklid terimi kullanılır, örneğin ^{99}Tc ve ^{131}I radyo-nüklidleri gibi.

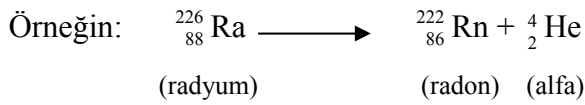
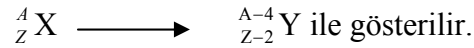
II.2.5. Radyoaktif Bozunma Çeşitleri

II.2.5.1. Alfa (α) Bozunması

Alfa partikülü 2 protonu, 2 nötronu olan helyum (${}^4_2\text{He}$) çekirdeğinin aynısıdır. α -partikülleri çok büyük kinetik enerjiye sahiptir. Helyumun α dan farkı helyum atomunun dış yörünge elektronlarının bulunması ve nötr durumda olmasıdır. Alfa ışınları ise, yüklü tanecik olarak 2 protonu olduğu için +2 değerlidir. Alfa partikülü yolu üzerindeki etkileştiği ortamda kuvvetli iyonizasyon yaratır α -partikülü elektronlardan 7400 defa daha ağırdır. Havada yaptığı iyonizasyon başına 34 eV enerji kaybeder. Başka bir ifade ile, 34 MeV enerjili α -partikülü havada 1.000.000 iyonizasyon olayı meydana getirebilir.

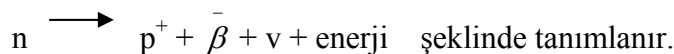
Alfa partiküllerinin enerjileri genellikle 4-8 MeV arasındadır. Bu enerji ile havada yaklaşık 4 cm kadar gidebilirler. Dokuda bu mesafe 0,003 mm kadardır. Dokudaki erişme uzaklıklarının çok kısa olması nedeniyle, alfa partikülünün cilde buluşması durumunda deriyi geçmesi mümkün olmaz. Enerjisinin tamamını olduğu yere bırakarak orada kuvvetli iyonizasyon yaratır. Alfa ışınlarının deteksiyonları da zordur. Ancak nükleer tıpta alfa ışınları kullanılmadığı için tehlikeleri de söz konusu değildir.

Alfa bozunmasından sonra atomun kütle numarası 4, atom numarası 2 azalır. Bu olay şematik olarak,



II.2.5.2. β Bozunması

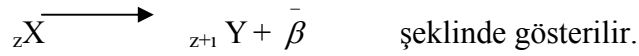
$\bar{\beta}$ bozunması temel olarak bir nötronun, proton (p^+) ve $\bar{\beta}$ 'ya dönüşmesi olayıdır. Bu olay şematik olarak



$\bar{\beta}$ partikülü ve antinötrino (ν) çekirdekten salınır ve kinetik enerji olarak taşınır.

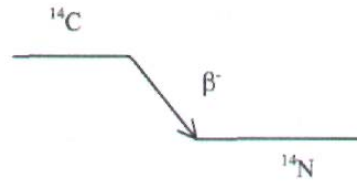
$\bar{\beta}$ partikülü bir elektrondur. Bazen negatron olarak da adlandırılır. antinötrino kütlesi

ve yükü olmayan partiküldür. Madde içindeki etkileşimleri laboratuarda kullandığımız dedektörlerle detekte edilemez. $\bar{\beta}$ bozunması şemetik olarak;



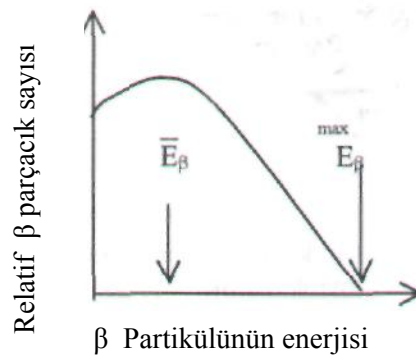
Ana radyonüklid X ve kız radyonüklid Y farklı kimyasal elementleri temsil ederler. Bu olayda nükleonların toplam sayılarını ifade eden A değişmez. Olay bu nedenle izobarik bozunmadır. Ana ve kız ürün izobardır.

Radyoaktif parçalanma olayları dikey şemaları ile temsil edilir. (Şekil II.8) ${}^{12}\text{C}$ 'nin $\bar{\beta}$ parçalanması ile ${}^{14}\text{N}$ 'e dönüşümünü göstermektedir.



Şekil II.7 ${}^{14}\text{C}$ 'in bozunma şeması.

Bu şemada görüldüğü gibi, $\bar{\beta}$ parçalanmasında çizginin yönü, ana ürün ${}^{12}\text{C}$ den kız ürün ${}^{14}\text{N}$ 'ye aşağı doğru olup soldan sağa uzanmaktadır. ${}^{12}\text{C}$ 'nin parçalanması, açığa çıkan $\bar{\beta}$ partikülü enerjisi ya da $\bar{\beta}$ spektrumu görülmektedir.



Şekil II.8. β partikülü enerji spektrumu

${}^{12}\text{C}$ için, $\bar{\beta}$ partikülünün maksimum enerjisi $E_{\beta}^{\max} = 0.156 \text{ MeV}$ 'dir. Grafikten E_{β} enerjisi ulaşılabilen maksimum enerji olarak görülür. $\bar{\beta}$ ya antinötrino eşlik

ettiğinden $\bar{\beta}$ enerjisi monoenerjetik değildir.. Saf $\bar{\beta}$ yayınlayıcılarda nötron dönüşümü ile ortaya çıkan enerji β partikülünün ve eşlik eden antinötrinin enerjisi olduğundan bozunma sırasında ayrıca gama ışını salınımı da olmaz. β bozunmalarında enerji için (beta enerji spektrumunda) beta partiküllerinin en sık salındığı yer olan $E=1/3E^{\max}$ değeri esas alınır. Bu enerji genellikle ortalama enerjiyi temsil ettiği için E_{β} olarak bilinir.

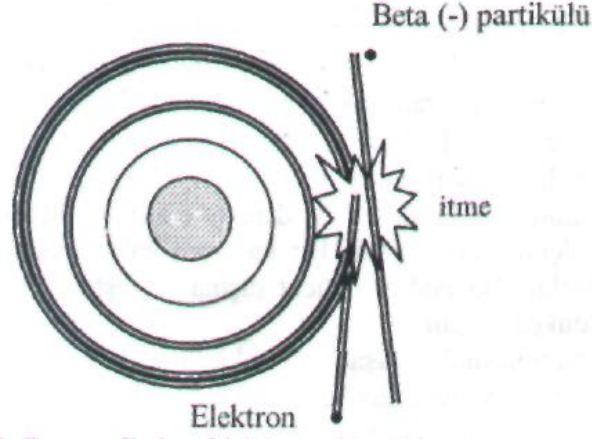
Beta parçalanmasında oluşan kız nüklidin atom numarası bir artar. Çekirdek içinde bir nötron protona dönüştüğü için kütle numarası değişmez. Bu tip beta bozunması nötron sayısı çok fazla ya da proton sayısı çok az olan durumlarda görülür. Bozunmalar sonucunda çekirdekte nötron sayısı azalırken, proton sayısı artarak stabiliteye ulaşır. Bu olaylar sonucunda oluşan stabil çekirdek yeni bir çekirdektir.

II.2.6. Beta Partikülünün İyonizasyon ve Penetrasyonu

Beta partikülleri etkileştikleri atomları eksite, iyonize (veya her ikisini birlikte) edebilme kabiliyetine sahiptir. İyonizasyon yapmada α ile β yı göz önüne alırsak. Alfa partikülü orbital elektronlarla çarpışarak kısa mesafede çok iyon çifti yaratır. Beta partikülü ise, alfaya nazaran daha az yoğun zikzaklı yol üzerinde iyon çiftleri yaratır.

Şekil II.9 da görüldüğü gibi fırlayan beta partikülü yüksek hızı nedeniyle büyük bir kinetik enerjiye sahiptir. Yolu üzerindeki başka atomlar ile yaptığı çarpışmalar neticesinde enerjisi giderek azalır. Örneğin 1 MeV enerjili bir beta partikülü havada 1 cm'lik yol boyunca yaptığı çarpışmalar ile yaklaşık 30000 iyon çifti oluşturur. Bu durum alfa partikülünün spesifik iyonizasyonu ile karşılaştırıldığında, epeyce azdır. Alfa partikülü ağır kütlesi ve yükü nedeniyle betaya göre daha yavaş ilerler. Yolun üzerinde yoğun iyonizasyon meydana getirdiğinden menzili betalardan kısadır.

Alfa partiküllerinde olduğu gibi beta partikülleri de yaptıkları iyonizasyon başına ortalama 34 eV enerji kaybederler. Sadece partikül enerjisindeki kayıp değerlendirildiğinde, 3.4 MeV enerjili bir beta partikülü radyobiyojik etkinliğini kaybetmeden önce 100000 iyonizasyon yapar. Beta partikülünün, alfa partikülünden bir diğer farkı da penetrasyon (giricilik) kabiliyetlerinin farklı olmasıdır.

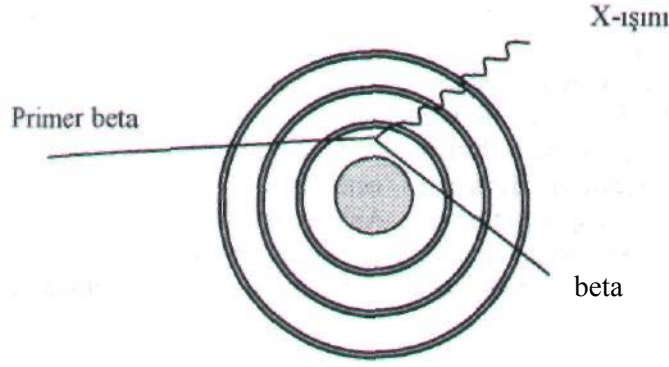


Şekil II.9. Beta partikülü etkisiyle maddenin iyonizasyonu

Bir beta partikülünün eşit enerjili bir alfa partikülüne göre penetrasyon kabiliyeti yaklaşık 100 kere daha fazladır. Bununla beraber beta partiküllerinin penetrasyon kabiliyeti, gama ışınlarının penetrasyon kabiliyetinden çok daha azdır. Alfa ışınları ince bir kağıt tabakasında tamamıyla absorbe olurlar. Buna karşılık aynı enerjili beta ışınlarını durdurmak için 2,5 cm kalınlığında tahta, ya da 0,5 cm kalınlığında alimünyum gereklidir. 1 MeV enerjili beta partikülünün dokuda erişme uzaklığı 0,42 cm kadardır. Bu partikül durdurulduğu yerde de zararsız değildir. Enerjisinin kalanını durdurulduğu yerde bırakarak güçlü bir iyonizasyon yaratır. Saf beta emitteri olan ve tedavi amacıyla kullanılan ^{32}P bu özellikleri taşır.

a. Bremsstrahlung (Frenleme Radyasyonu)

Almanca bir kelime olan Bremmstrahlung, frenleme radyasyonu anlamına gelir. Bremsstrahlung aslında elektromagnetik radyasyondur. Beta partikülü bir atomun çekirdeği yakınından geçerken hızla çekirdeğin pozitif çekim alanına doğru çekilir. Bu aslında negatif bir hızlanma olup, partikülün geliş doğrultusunu değiştirerek yavaşlatılması anlamına gelir. Bu olay sonucunda beta partikülünün enerjisi yavaşça azalarak kaybolur. Bu olayla aynı anda, kaybolan beta enerjisine karşılık X-ışınları salınımı olur (Şekil II.10).



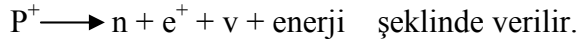
Şekil II.10. X(Bremsstrahlung) ışın salınımı.

Yukarıdaki şekilde görülen olay X-ışını tüplerinde yapay olarak oluşturulur. X-ışını üreten makine ve tüplerde beta partikülleri yerine elektronlar kullanılır.

Betalarda Bremsstrahlung yarattığı için yüksek Z'li bir materyal olan kurşun her zaman tam radyasyon korunması sağlamaz. Beta yayıcıları olan radyonüklidlerin ağır metaller içinden geçmeleri sırasında Bremsstrahlung yaratma ihtimalleri artar. ³²P gibi betaları olan radyonüklidler doğrudan kurşun içine konulduklarında Bremsstrahlung yaratırlar. Bu da maruz kalınan radyasyon riskini artırır. Bremsstrahlung'dan korunmak için, şayet radyonüklid cam vial içinde ise veya tablet şeklinde ise, kurşun içini plastik, kauçuk gibi düşük Z'li bir materyal ile kaplama yapmak gereklidir. Enjektörlerde ise kendi plastikleri bu iş için yeterli olmaktadır.

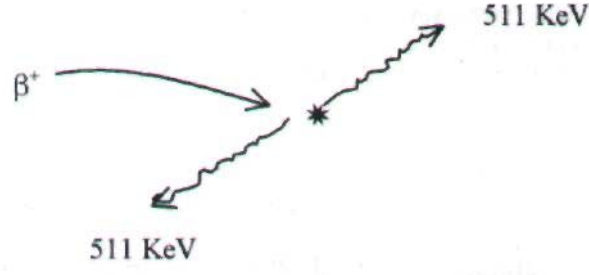
Pozitron Bozunma (β^+ dikey)

Pozitron emisyonu ile radyoaktif parçalanmada çekirdekten bir proton, bir nötrona ve pozitif yüklü bir elektrona dönüşür. Pozitif yüklü elektron veya pozitron (p^+) ve nötrino çekirdekten dışarı fırlar. Bu olay şematik olarak;



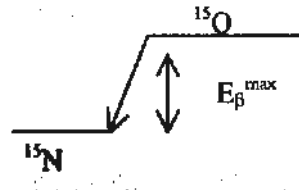
Pozitron, elektronun antipartikülüdür. Çekirdekten fırladıktan sonra çevresindeki materyallerin atomlarının elektronlarıyla çarpışmalar yapar. Pozitron bir elektron ile çarpışma neticesinde kütle enerjisi enerjiye dönüştürerek yok olur. Bu olaya anihilasyon (yok olma) reaksiyonu denir. Anihilasyon reaksiyonunda her bir partikülün kütle-enerji eşdeğeri 511 KeV'dir. Bu enerji 511 keV'lik iki anihilasyon fotonu formunda ortaya çıkar. Anihilasyonun olduğu yerde birbiriyle tam zıt doğrultuda

(180°) iki anihilasyon fotonu salınımı gerçekleşir. Böylece p^+ emisyonu ile parçalanma neticesinde 511 KeV enerjili iki foton üretilmiş olur.



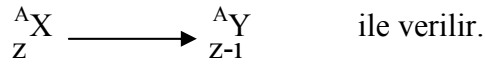
Şekil II.11. Pozitron ve elektron arasındaki anihilasyon fotonunun şematik temsili. (180° açı yapan iki tane anihilasyon fotonu yayılır).

Pozitron enerji spektrumu β^- partikülünün enerji spektrumuna benzer. Aşağıda verilen ^{15}O 'nun parçalanma şeması bu olaya bir örnektir.

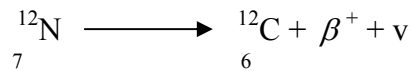


β^+ partikülünün enerjisi E_{β} yaklaşık olarak $1/3 E_{\beta}^{\max}$ eşittir. Burada E_{β}^{\max} transisyon enerjisi 1,02 MeV'dir.

Standart gösterimde β^+ parçalanma;

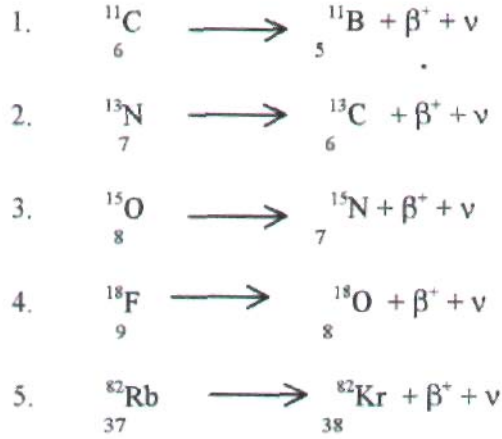


Örnek: Azot 12 pozitron emitterine bir örnektir. Bu radyonüklidin parçalanması ile karbon 12, β^+ partikülü ve nötrino oluşur.



Bu reaksiyonda gama ışını salınmaz. Bu nedenle ^{12}N saf bir pozitron emitteridir.

Nükleer tıpta faydalı 5 tane pozitron emitteri örneği aşağıda verilmiştir.



Tablo II.4. Nükleer radyasyonların karakteristikleri

Tip	Kaynak	İşlem	Yük	Kütle (meV)	Enerji
α -Parçacıkları	Çekirdek	Nükleer bozunma veya reaksiyon	+2	3727.33	Kesikli (MeV)
Beta - ışınları	Çekirdek	Nükleer bozunma	-1	0.511	Sürekli (keV-MeV)
Beta + ışınları	Nükleer	Nükleer bozunma	+1	0.511	Sürekli (keV-MeV)
Gama ışınları	Çekirdek	Nükleer bozunma	0	0	Kesikli (MeV)
X ışınları	Elektron bulutu	Çekirdek dışı	0	0	Kesikli (MeV)
İçin dönüşüm elektronları	Elektron bulutu	Nükleer bozunma	-1	0.511	Kesikli (yüksek keV)
Auger elektronlar	Elektron bulutu	Çekirdek dışı	-1	0.511	Kesikli (eV-keV)
Nötronlar	Çekirdek	Nükleer bozunma	0	939.57	Sürekli veya kesikli (keV-MeV)
Fisyon ürünleri	Çekirdek	Fisyon	Yaklaşık 20	80-160	Sürekli (30-150 MeV)

II.2.7. İzomerik Geçiş

a. Gama Emisyonu

Alfa, beta, pozitron emisyonu ya da elektron yakalama olaylarından sonra çekirdek hemen kararlı duruma geçemez. Bozunmadan sonra oluşan kız çekirdek hala eksite durumda bulunur. Çekirdek bu eksitasyon enerjisini gama fotonu salmak suretiyle temel seviyeye ya da mümkün olan en düşük enerji seviyesine dönmek ister. *İzomer*: Eksite halde bulunan aynı kütle numarasına ve aynı atom numarasına sahip iki nüklidten birine verilen isimdir.

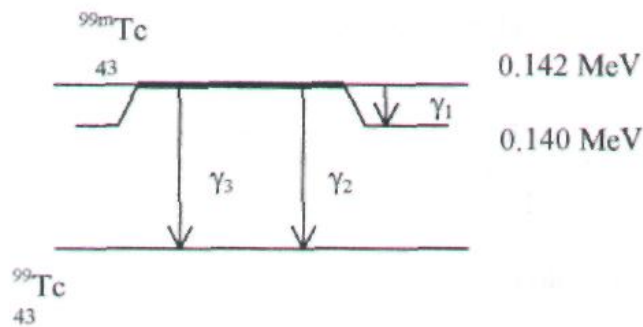
İzomerik Geçiş: Bir nükleer izomerden daha düşük enerjili bir izomere geçiş halidir. Ana ürünün parçalanması ile oluşan kız nüklid metastabl ya da izomerik halde daha uzun ömürlü olabilir. Gama emisyonu ile meydana gelen metastabl ya da izomerik haldeki parçalanmaya izomerik geçiş denir. Birbirinin izomeri olan iki nüklidin enerjileri hariç, diğer tüm özellikleri aynıdır. Metastabl ve eksite haller arasında ise, ortalama ömürleri hariç hiç bir fark yoktur.

Gama ışınlarının elektriksel yükü yoktur. Bu nedenle α , β^+ ve β^- partikülleri tarafından itilme ve çekilmeye maruz kalmazlar. Gama ışını yayan atomların atom numarası, nötron sayılan ve kütle numaraları değişmez.

Gama fotonları etkileştiği ortamda indirekt yoldan iyonizasyon yaparlar. Bir gama fotonu orbital elektronla fotoelektrik olay, Compton ve çift oluşumuna neden olur. Hıza sahip elektron bulunduğu ortamın çevresinde yeni çarpışmalar yaparak ikincil iyonizasyonlara sebep olur.

Gama ışınlarının penetrasyon kabiliyetleri diğer nükleer emisyonlara göre daha büyüktür. Teorik olarak, gama ışınını tamamıyla absorbe etmek kolay değildir. Çünkü her defasında şiddeti yarıya indiren kalınlıktan söz edilir. Pratikte, yeterli kalınlıktan sonra gama ışınlarının tamamıyla absorbe edildiği kabul edilir.

Metastabl haldeki radyonüklidlerin nükleer tıpta büyük önemi vardır. Çünkü nispeten uzun yarı-ömürlüdürler. Partiküler nitelikte ışınlanmazlar. Monoenerjistik gama ışınları vardır. Radyonüklid jeneratöründen kolaylıkla elde edilirler. Tıpta kullanılan radyonüklidlerden metastabl halde olanlar içinde ^{99m}Tc oldukça yaygın kullanımı ve bu nedenle de büyük önemi vardır.



Şekil II.12 ^{99m}Tc 'nin izomerik seviye diyagramı

İç dönüşüm olayında γ salınım yerine enerji aynı atom içindeki bir orbital elektronuna transfer olur onu yörüngesinden koparıp atar. Bu elektron konversiyon (dönüşüm) elektronu olarak bilinir. Konversiyon elektronları genellikle iç tabaka (K ve L) elektronlarıdır. Konversiyon elektronunun kinetik enerjisi kendine çarpan fotonun enerjisi ile elektronu bulunduğu tabakaya bağlayan bağlanma enerjisinin farkına eşittir. Konversiyon elektronunun atılmasından sonra elektron yörüngelerinde yeniden düzenlenmeler olur. Boşalan yere daha üst yörüngelerden elektronların geçmesiyle ikincil X-ışını veya Auger elektronları salınımı olur.

İç dönüşüm β^- bozunma gibi elektron emisyonu ile sonuçlanır. Ancak önemli farklardan birincisi, β^- bozunmada elektron orijinini çekirdekten alır. Oysa iç dönüşümde elektron orijinini orbitallerden alır. İkincisi, β^- partikülleri sürekli spektrum gösterir. Buna karşılık konversiyon elektronlarının belli bir enerjisi olup, bu enerji gama ışını enerjisi ile orbital elektronunun bağlanma enerjisinin farkına eşittir.

II.3. RADYOAKTİF PARÇALANMA PRENSİPLERİ

Radyoaktif parçalanma veya bozunma kendiliğinden olan bir olaydır. Radyoaktif bozunmayı durdurmak, yavaşlatmak veya bozunma hızını değiştirmek mümkün değildir. Radyofarmasötikler vücuda alındığında miktarlarının azalmasında iki olay önem kazanır. Birincisi radyonüklidin fiziksel yarılanması, ikincisi radyofarmasötüğün biyolojik yollardan (idrar, tükürük, terleme, inhalasyon...vs) vücut ya da organ dışına atılarak miktarının yarılanmasıdır. Ancak vücut içinde her iki olay birlikte meydana geldiğinden her iki olayı birlikte ifade eden efektif yarılanmadan söz edilir. Bu üç terim matematiksel olarak ifade edilir. Fiziksel yarılanma aktivite miktarının birimsel olarak azalması ile ilgilidir. Aktivite birimi Curie (Ci) veya Becquerel (Bq)'dir.

II.3.1. Bozunma Sabiti (λ)

N sayıda radyoaktif atom içeren bir örneğin t zamanı içindeki ortalama bozunma hızı, $\Delta N / \Delta t$ ile verilir. Bozunma hızı:

$$\Delta N / \Delta t = - \lambda N \text{ eşitliğine uyar.}$$

Burada λ bozunma sabitidir. Bozunma sabiti her radyonüklid için karakteristik

(ilgili radyonüklide ait) bir değerdir. Tanım olarak bozunma sabiti: Belli bir zaman dilimi içindeki bozunan çekirdek miktarının oransal değeridir. λ 'nın birimi zaman⁻¹ dir. Örneğin $\lambda = 0.01 \text{ sn}^{-1}$ olan bir numune için, her saniyede atomların 1/100'nün bozunduğu anlaşılır. Kalan radyoaktif çekirdek sayısı zaman içinde azalacağı için $\Delta N / \Delta t$ negatif bir değerdir. Bu ifade ortalama bir değer olup, radyoaktif bozunma istatistiksel dalgalanma gösterir.

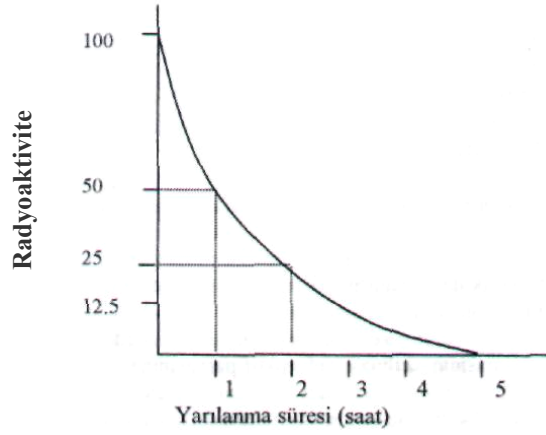
Bazı radyonüklidler daha karmaşık bozunma gösterirler. Örneğin; ¹⁸F radyonüklidi %97 β^+ bozunması, %3 elektron yakalama ile bozunur. Böyle durumlarda bozunma sabitleri $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3 \dots$ vs ile gösterilir. Toplam bozunma sabiti ise $\lambda = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 + \dots$ ile verilir.

II.3.2. Fiziksel Yarılanma Süresi T_f veya $T_{1/2}$ (Fiziksel Yarı Ömür)

Fiziksel yarı-ömür ya da fiziksel yanlanma süresi (T_f veya $T_{1/2}$), Radyoaktif elementin yarı-ömrü olarak da adlandırılır. Tanım olarak; Belli bir zaman başlangıcındaki radyoaktif atomların yarısının parçalanması için geçen süre yarılanma süresi olarak tanımlanır. Çekirdeklerinin parçalanması sonucu atom sayısının azalması radyoaktif parçalanma olarak bilinir. Radyoaktif parçalanma süresince radyoizotopun parçalanma hızı sabit kalır. Parçalanma hızı sıcaklık, basınç ve kimyasal değişikliklerden etkilenmez.

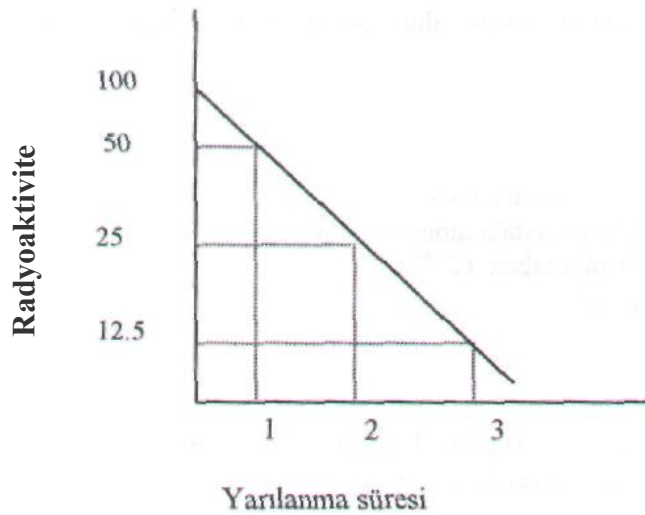
Radyoaktif parçalanma süresince bazı atomlar parçalanmadan kalırken, bazıları da parçalanır. Parçalanmış atom sayısının parçalanmadan kalan atom sayısına oranı eşit zaman dilimlerinde sabit kalır ki bu değere parçalanma sabiti (λ) denir. Parçalanma sabiti radyo izotopun fiziksel yanlanma süresi ($T_{1/2}$) ile ters orantılıdır. Yani fiziksel yarılanma süresi uzun olan radyoizotoplar zaman içinde daha az parçalanma gösterecekler ve bu nedenle parçalanma sabitlerinin sayısal değeri nispeten küçük olacaktır. Şayet belirli bir radyoaktif örnekte mevcut atomların sayısının zaman içindeki sayılarını lineer grafik kağıdında gösterecek olursak, Şekil II.13'deki değişimi elde ederiz. Atomların yarısının azalması için geçen süre yarı-ömür olarak bilinir. Bir yarı-ömür süresi bir periyot olarak da adlandırılır. Yarı-ömür saniyenin binde biri gibi sürelerden milyon yıllara kadar değişen süreler olabilir. Radyoizotopların fiziksel parçalanmaları zaman içinde eksponansiyel olarak değişir. Bu eksponansiyel değişim eğrisi, atom sayısı

logaritmik eksenle, zaman lineer eksenle olmak üzere yarı logaritmik kağıt üzerinde çizilirse, o zaman doğrusal (lineer) bir değişim elde edilir (Şekil II.14).



Şekil II.13. Radyonüklidin fiziksel yarılanması. (Zaman geçtikçe kalan radyoaktif atom sayısının lineer grafik kağıdında eksponansiyel değişimi).

Şekil II.14 ile parçalanma sabiti kavramı açıklanmaktadır. Bir yarı ömür sonunda radyoaktif atom sayısı yarıya inmektedir. Zaman başlangıcında 100 atom varsa, bir yarılanma süresi sonunda 50'ye iner. Aynı şekilde, yine bir yarılanma süresi sonunda 25'e iner. Her zaman dilimi içinde aynı örnekdeki kalan atomların oranı sabit kalır.



Şekil II.14. Yarı-logaritmik kağıtta fiziksel yarılanma süresi.

II.3.3. Ortalama Ömür

Herhangi bir radyoaktif atomun aktif ömrü sıfır ile sonsuz arasında bir değer olabilir. Bununla beraber çok sayıda atomun ortalama ömrü sonlu bir sayıdır. Ortalama ömür (T) parçalanma sabitinin tersine ($1/\lambda$) eşittir. $T = 1/\lambda = T_{1/2} / 0,693 = 1,44T_{1/2}$ dir. Ortalama ömür, bir elementin tüm atomlarının aynı hızla parçalanıp başka bir elemente dönüşmesi için geçen sürenin ortalamasıdır. Başlangıçta aynı zaman dilimi içinde daha çok sayıda atom parçalanırken, zaman geçtikçe kalan atom sayısı azalacağından parçalanmış atom sayısı da buna paralel olarak azalmış olur. Ortalama yarı-ömür, fiziksel yarılanma süresinin 1,443 katına eşittir. Şekil II.15'de başlangıçtaki çekirdek sayısı (N_0)'na karşılık yarı-ömür zamanı değişimi görülmektedir. Bu şekilde görüldüğü gibi bir yarılanma süresi sonunda kalan radyoaktif atom sayısı başlangıçtaki miktarın yarısına inmektedir. İki yarılanma süresi sonunda bu sayı başlangıçtaki miktarın dörtte birine inmektedir. Bu şekilde değişim miktarları incelenecek olursa eksponansiyel eğrinin apsis eksenini kesmediği fakat gittikçe ona yaklaştığı anlaşılmaktadır.

Parçalanma Formülü;

Radyoaktif parçalanma eğrisi altındaki alana uyan matematiksel ifade şu şekilde verilir.

$$N_t = N_0 e^{-\lambda t}$$

Burada,

N_t = Belli bir andaki atom sayısı

N_0 = Zaman başlangıcındaki atomların sayısı

e = Doğal logaritma tabanı (2,718..)

λ = Parçalanma sabiti

t = Süre

- = azalmayı gösterir.

Parçalanma sabit (λ) = $0.693/T_{1/2}$ ifadesi ile verilir. Bu ifadeyi yukarıdaki formülde yerine yazarsak,

$$N_t = N_0 e^{-0.693/T_f}$$

eşitliğini elde ederiz. Bu formül aktivite terimlerine de benzer şekilde uygulanabilir.

$$A_t = A_0 e^{-0.693/T_f}$$

A_t = t zamanındaki aktivite

A_0 = Orijinal örnekteki aktivite

Örnek: ^{99m}Tc in radyoaktivitesi saat 10:00'da ölçüldüğü zaman 150m Ci dir aynı günün sabahı 06:00'da ve ölçüldüğü zaman aktivitesi nedir?

Saat 6'dan – 10'a kadar zaman aralığı 4 saattir.

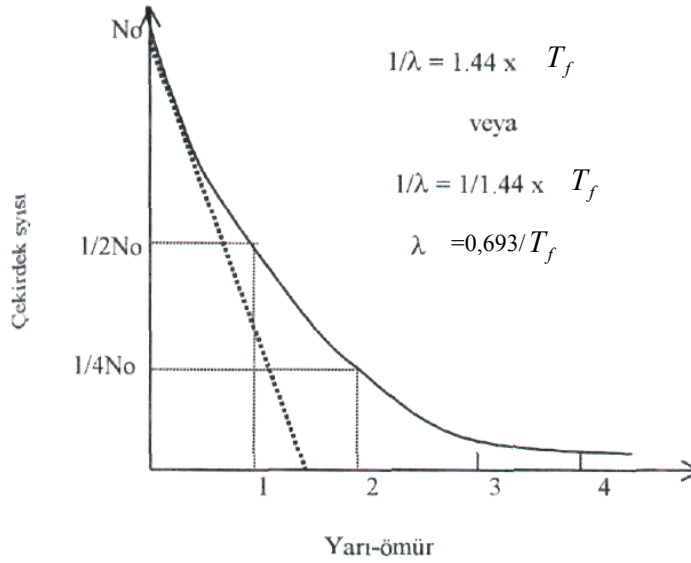
$$\lambda = \frac{0,693}{6} = 0,1155 / \text{saat}$$

$A_t = 150 \text{ mCi}$

$A_0 = ?$

$$150 = A_0 e^{+0,1155 \times 4}$$

$$A_0 = 150 \times e^{0,462} \times 158.72 = 238.1 \text{ mCi saat 6:00 da}$$



Şekil II.15. Ortalama yarı ömür.

II.3.4. Bozunma Tabloları

Radyoizotopların aktivitelerinin zamanla değişimleri yukarıda bahsedilen matematiksel formüller ile bulunabilir. Ancak rutin çalışmalarda kolaylık sağlayan decay tabloları kullanılır. Radyoizotopun fiziksel yarılanma süresinin çeşitli zaman biriminden cinslerine göre (gün, saat,..vs) bu tablolar düzenlenmiştir. Örneğin ^{99m}Tc 'in fiziksel yarılanma süresi 6 saat olduğu için decay tabloları saat cinsinden düzenlenmiştir. ^{99m}Tc için düzenlenmiş decay tablosu (Tablo II.5)'de görülmektedir.

Bozunma tablolarının kullanımını sınırlayan iki önemli faktör vardır. Birincisi radyoizotopun kalibrasyon aktivitesidir. Biz aktivitenin zaman içindeki kalan miktarını bulmak için, tabloda günlük değişim için verilen katsayıyı her defasında başlangıç aktivitesi ile çarparız. O nedenle kalibrasyon ya da başlangıç aktivitesinin bilinmesi ve kayıt defterine işlenmesi gereklidir. Radyonüklidler siparişten sonra kullanım için geldiğinde ambalaj yüzeyinde ve/veya kurşun zırh üzerinde kalibrasyon tarihi mutlaka yazılı olmalıdır. Decay tablolarının kullanımındaki ikinci sınırlama, bu tablolarda zaman sınırlaması vardır. Örneğin aşağıdaki tabloda ^{99m}Tc 'nin 12 saatlik değişimi verilmiştir. Biz bu tabloya bakarak 15 saat sonra kalacak aktivite miktarını doğrudan göremeyiz. 15 saat sonraki aktiviteyi hesaplamak için Tablo II.5'den 12 saat sonunda

Tablo II.5. ^{99m}Tc 'in bozunum tablosu.

Saat	Dakika					
	0	6	12	18	24	30
0	1.00	0.98	0.97	0.96	0.95	0.94
1	0.89	0.88	0.87	0.86	0.85	0.84
2	0.79	0.78	0.77	0.76-	0.75	0.74
3	0.70	0.69	0.69	0.68	0.67	0.66
4	0.63	0.62	0.61	0.60	0.60	0.59
5	0.56	0.55	0.54	0.54	0.53	0.53
6	0.50	0.49	0.48	0.48	0.47	0.47
7	0.44	0.44	0.43	0.43	0.42	0.42
8	0.39	0.39	0.38	0.38	0.37	0.37
9	0.35	0.34	0.34	0.34	0.33	0.33
10	0.31	0.31	0.30	0.30	0.30	0.30
11	0.28	0.27	0.27	0.27	0.26	0.26
12	0.25	0.24	0.24	0.24	0.23	0.23

Tablo II.6. ¹³¹I'in bozunum tablosu.

Saat	0	4	8	12	16	20
0	1.00	0.98	0.97	0.95	0.94	0.93
2	0.84	0.82	0.81	0.80	0.79	0.78
4	0.70	0.69	0.67	0.66	0.65	0.64
6	0.59	0.58	0.57	0.57	0.56	0.55
8	0.50	0.49	0.48	0.47	0.47	0.46
10	0.42	0.41	0.40	0.40	0.39	0.39
12	0.35	0.34	0.34	0.33	0.32	0.32
14	0.29	0.29	0.28	0.28	0.28	0.27
16	0.25	0.24	0.24	0.23	0.23	0.23
18	0.21	0.20	0.20	0.20	0.19	0.19
20	0.17	0.17	0.17	0.17	0.16	0.16
22	0.14	0.14	0.14	0.14	0.13	0.13
24	0.12	0.12	0.12	0.11	0.11	0.11

kalan aktivite miktarı 2.5 mCi (92.5 MBq) ele alır. Biz 12 ile 15 saat arasındaki 3 saatlik süre için 0.70 katsayısını uygulayarak istenen süre sonunda $2.5 \text{ mCi} \times 0.70 = 1.77 \text{ mCi}$ (65.5MBq) ativite kalacağını bozunma tablosu yardımıyla hesaplayabiliriz.

II.3.5. Biyolojik Yarılanma Süresi (T_b)

Vücuda alınan radyoaktif maddenin biyolojik yollardan (idrara, tükürük, terleme, solunum, vs) vücut dışına atılarak başlangıçtaki miktarının yarıya inmesi için geçen süreye biyolojik yarılanma süresi (T_b) denir. Vücuda alınan radyoaktif maddeler aynen radyoaktif olmayan izotopları gibi metabolik işleme tabii tutulurlar. Radyonüklidlerin internal olarak ışınlama yapmaları nedeniyle vücutta kalış süreleri ve dolayısıyla biyolojik yarılanma süreleri önemlidir. Radyonüklidlerin vücutta kalış süreleri fiziksel yarılanma süreleriyle karşılaştırıldığında uzun veya kısa olabilir.

II.3.6. Efektif Yarılanma Süresi (T_e)

Vücuda alınan radyoaktif maddeler hem fiziksel, hem de biyolojik yollardan yarılanırlar. Bu nedenle her iki terimi de birlikte ifade eden üçüncü bir yarılanmadan bahsedilir. Fizik yarılanma ve biyolojik eliminasyon ile radyonüklidlerin başlangıçtaki miktarlarının yarıya düşmesi için geçen süreye Efektif Yarılanma Süresi denir. Efektif yarılanma süresi genellikle deneysel olarak tayin edilir. Örneğin tiroid fonksiyon

testlerinden biri olan tiroid uptake testinde hastaya yaklaşık 10 Ci ^{131}I içirilir. Tiroidin radyoaktif maddeyi tutması oransal olarak 2 ve 24 saatlik süreler ile yapılan ölçümler ile belirlenir. Bu ölçümler eksternal olarak gama prob ile hastanın tiroid yüzeyinden alınır. Ölçümlerde hem fiziksel hem de biyolojik yarılanma birlikte değerlendirilir. Yani efektif yarılanma ölçülmüş olur.

Fizik , biyolojik ve efektif yarılanmalar arasında ;

$$\frac{1}{E_f} = \frac{1}{T_f} + \frac{1}{T_b} \text{ veya}$$

$$T_e = \frac{T_f \times T_b}{T_f + T_b}$$

matematiksel bağıntıları vardır.

Radyonüklidin fiziksel yarılanması bellidir. Etkif yarılanma ölçümle belirlenir. Biyolojik yarılanma ise,

$$T_b = \frac{T_f \times T_e}{T_f + T_e} \text{ matematiksel bağıntıları yardımıyla}$$

Hesaplanabilir.

II.4. BOZUNUM ŞEMALARI

Ana-kız radyonüklidler arasındaki radyoaktif bozunma olaylarını şematik olarak gösteren şekiller vardır. Bu şekiller genel olarak bozunum şemaları adını alır. Bozunum şemalarında alfa, beta ve gama bozunmalarını birarada ya da ayrı ayrı görmek mümkündür.

Ana radyonüklid, bozunum şemasının en üst kısmında bulunur. Sağa ya da sola yönelmiş çizgiler radyoaktif bozunumun modelini gösterir. Sağa yönelmiş çizgiler beta bozunmayı gösterir. Bu tip bozunmada kız nüklidin atom numarası ana nüklidten daha fazladır. Alfa bozunmada, pozitron bozunmada ve elektron yakalamada kız nüklidin atom numarası, ana nüklidten daha düşüktür. Bozunum şemalarında ana nüklidten kız nüklide yönelen çizgi sola doğrudur.

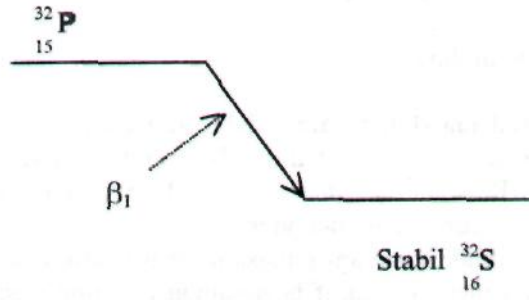
Saf beta emitteri olan en basit bozunum şemasına bir örnek fosfor-32 (^{32}P) dir. Bu radyonüklidin 14.3 gün fiziksel yarılanma süresi olup, β^- yayarak kararlı bir izotop olan sülfür-32 (^{32}S)'ye dönüşür. ^{32}P parçalanırken 1.71 MeV enerjili beta ışınları salınır. Bozunum sonucunda çekirdek eksite durumda kalmayıp temel duruma geçer. Bu nedenle beta ışınlarına eşlik eden gama radyasyonu salınımı olmaz. Bozunum şemasında ^{32}P den ^{32}S 'ye yönelen çizgi sağa doğrudur. Bu bozunmada kız nüklidin atom numarası 16, ana nüklidin atom numarası ise 15'dir.

Nükleer tıptaki rutin çalışmalarda gama ışınlarını detekte etmek için sintilasyon kristalleri kullanılır. Nükleer tıp açısından bakıldığında bozunum şemalarını incelerken gama emisyonu da içeren bozunmaları dikkate almak gerekir. Ana nüklid bozularak kız nüklide dönüşürken dışarıya partiküler radyasyon salınımı yapar. Genellikle hemen temel enerji seviyesine gelemeyip, eksite halde bulunur. Çekirdek eksitasyon enerjisini dışarıya gama ışınları salınımı yaparak giderir. Bu olayda salınan gama ışınları bozunum şemalarında dikey çizgiler ile gösterilir. Her iki dikey çizgi arası bir enerji geçişini temsil eder.

Aşağıda nükleer tıpta sıklıkla kullanılan ^{131}I ve ^{125}I 'in kısaca fiziksel özellikleri verilmiştir. Örnek olmak üzere sadece ^{32}P 'nin bozunum şeması, giriş ve çıkış bilgileri verilmiştir.

Fosfor-32 (^{32}P)

Saf (pür) beta (β) emitteridir. Nükleer tedavi amaçlı kullanılır. 14.3 gün fiziksel yarılanması, 1.71 MeV monoenerjili beta ışınları vardır. Gama emisyonları ve başka enerjili beta ışınları yoktur.



GİRİŞ BİLGİLERİ		
Fosfor 32 $T_{1/2} = 14.3$ gün		
Bozunum modu - beta minus		
GEÇİŞ	Ortalama bozunum sayısı	Geçiş enerjisi (MeV)
Beta min	1. 1.0000	1.7100

ÇIKIŞ BİLGİLERİ			
Fosfor 32 süresi $T_{1/2} = 14.3$ gün			
Bozunum modu- beta minus			
RADYASYON	Ortalama bozunum sayısı	Ortalama partikül enerjisi (MeV)	doz sabiti (g- rad/uCi-sa)
	ni	Ei	Δ_i
Beta minus	1. 1.0000	0.6948	1.4799

(Dillman'dan)

İyod-131 (^{131}I)

Fosfor-32'ye göre daha karmaşık bozunum şeması vardır. ^{131}I beta bozunmasıyla stabil ^{131}Xe 'ye dönüşür. Bozunma sırasında multienerjitik gama ve beta ışınları salınımı olur. Bozunum şeması incelendiğine 6 farklı enerjide beta ışını, 14 farklı enerjide gama ışınları yayını olduğu görülür. Beta partiküllerinin en yüksek verimli olanı %89 verimle 606 keV enerjili olanlardır. Diğer farklı enerjilerdeki beta ışınlarının salınım verimleri küçüktür. Gama emisyonları arasında en yüksek verimli olanlar %83 verimle 364 KeV enerjili olanlardır.

İyod-125 (^{125}I)

Elektron yakalama (EC) ile bozunur. Bozunum şeması nispeten basittir. ^{125}I 'un bozunması ile eksite haldeki ^{125}Te 'ye dönüşür. Bu da eksitasyon enerjisini gama fotonu salınımı yaparak atar ve stabil ^{125}Te 'ye dönüşür. Bozunum şeması incelendiğinde ana nüklidten kız nüklide doğru bozunum çizgisinin sola yöneldiği görülür. Ayrıca EC olayının özelliğinden dolayı kız nüklidin atom numarasının, ana nüklidin atom

numarasından az olduğu görülür. ^{125}I 'in fiziksel yarılanma süresi 60.2 gündür. ^{125}I 'in bozunmasıyla salınan gama ışınlarının enerjisi 35 KeV'tur. Elektron yakalama olayında çekirdek kendine yakın olan K veya L tabakalarından birinden bir elektron yakaladığında daha üst yörüngelerden elektronlar koparak alt yörüngelerdeki boşlukları doldurur. Bu sırada üst yörüngelerden gelen elektronların kinetik enerjilerinin fazla olması nedeniyle dışarıya X-ışınları salınımı olur. Yörüngeler arasındaki farklı enerjilerde oluşan X-ışınları ile ilgili bilgiler bozunum şemasının çıkış bilgilerinde verilmiştir. ^{125}I için ilginç bir durum daha vardır. O da iç dönüşüm olayıdır. EC olayının tipik özelliğinden dolayı çıkış bilgileri incelendiğinde, enerjileri 35 KeV'a yakın birkaç X-ışını görülmektedir. Bu ışınlardan dolayı rutin nükleer tıp çalışmalarında, 50-60 KeV civarında ikinci bir enerji piki görünebilir. Fakat bu piki oluşturan X-ışınlarının verimi çok düşük olduğundan rutin çalışmaları anlamlı derecede etkilemediği kabul edilir.

II.5. RADYOAKTİVİTE BİRİMLERİ

Tüm bilimlerde olduğu gibi radyoaktivite ile ilgili birimler Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu (ICRU) tarafından tanımlanmıştır. İyonlaştırıcı radyasyonların tüm etkileri radyasyonun geçtiği ortamda meydana getirdiği iyonlaşmaya bağlıdır. Bu iyonlaşma da radyasyonun enerjisi ile yakından ilişkilidir. Ayrıca, radyasyonun penetrasyon gücü, iyonizasyon yeteneği, fiziksel yarılanma süresi, biyolojik yarılanma süresi, efektif yarılanma süresi radyasyonun doğuracağı etkilerin belirlenmesinde önemli faktörlerdir. İyonlaştırıcı radyasyon miktarının ölçülebilmesi için her şeyden önce radyasyonun absorplanmasını ölçebilecek birimlere ihtiyaç vardır.[2]

MKS sistemini esas alan Uluslararası Birimler Sistemi International System of Unit (SI) 'nin kabul edilmesiyle, ICRU 1971 yılında SI birimlerini tanımlamıştır. Bu kabule göre SI birimlerinin yanı sıra, eşdeğeri özel radyasyon birimlerinin bir müddet daha birlikte kullanılması daha sonra ise tek başına kullanılması gerekmektedir. Radyoaktivite birimleri aktivitenin ölçülmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bu amaçla kullanılan eski ve yeni birimler aşağıda incelenmiştir.

II.5.1. Aktivite Birimi

İlk birim : Curie (Ci)

SI birimi : Becquerel (Bq)

Aktivite, Birim zamandaki radyoaktif madde miktarını göstermektedir. Yapay radyoizotopların elde edilemediği yıllarda çok uzun yarı ömürlü bir radyoaktif madde olan radyum standart alınıp, radyoaktif madde miktarı birimi olarak Curie (Ci) tanımlanmıştır. Bu tanım önce, 1 gram radyumun parçalanma hızı, olarak tanımlanmıştır. Daha sonra, 1 gram radyumla dengede olan radon miktarı olarak tanımlanmıştır. 1930'da ise, 1 gram radyumla dengede olan radon gazı miktarında bir saniyedeki bozunma sayısı olarak değiştirilmiştir. Ancak o zamana kadar radyumun atom ağırlığının bozunma sabitinin çok hassas yapılamamış olması, daha sonra bu tarifin radyumdan bağımsız olması fikrini geliştirmiştir. Bu nedenle, Uluslararası Standartlar ve Radyoaktivite Birimleri Komisyonu tanımı genişleterek tüm radyonüklidler için; "Curie (Ci): Bir saniyede 3.7×10^{10} parçalanma yapan radyoaktif madde miktarının aktivitesidir" tanımını yapmıştır.

Bu tanımlamadan Curie'nin sadece radyoaktif maddenin bozunma sayısına dayandığı anlaşılmaktadır. Ancak radyoaktif bozunma sırasında bazen bozunma başına birden fazla gama ışını da yayınlanır (Bir foton yayınlanması genellikle bir partikülün yayınlanmasını izler. Bu nedenle bu olay bir tek parçalanma kabul edilir). Buradan Curie tanımının radyoaktif madde tarafından yayınlanan radyasyonların sayısını göstermediği anlaşılmaktadır.

Nükleer tıp uygulamalarında 1 Curie miktarındaki aktivite oldukça büyük miktarlardır. Normal koşullarda 1 Ci ^{99m}Tc aktivitesi büyük kapasiteli bir nükleer tıp laboratuvarının günlük ihtiyacını karşılayabilir. Nükleer tıpta kullanılan aktivite genellikle miliCurie (mCi) birimleriyle ifade edilebilecek miktarlardadır. Curie ile alt katları arasında

$$1 \text{ mCi} = 10^{-3} \text{ Ci}, \quad 1 \text{ Ci} = 10^3 \text{ mCi} \text{ eşitlikleri vardır.}$$

SI birimlerinde aktivite birimi Becquerel (Bq)'dir. 1 Becquerel, saniyede bir parçalanmayı belirtir. Dolayısıyla Ci ve Bq arasında ,

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

bağıntısı vardır.

Spesifik Aktivite: Herhangi bir radyonüklidin Ci/gr olarak ölçülen aktivite yoğunluğudur.

$$\text{Spesifik aktivite (Ci/gr)} = \frac{1.308 \times 10^8}{A \times T_{1/2}}$$

bağıntısıyla verilir. Burada A atom ağırlığı, $T_{1/2}$ ise radyonüklidin gün olarak yarı ömrüdür.

SI biriminde spesifik aktivitenin karşılıkları.

$$1 \text{ Ci/g} = 37 \times 10^2 \text{ Bq/kg}$$

$$1 \text{ Bq/kg} = 27 \times 10^{15}$$

dönüşümleri ile sağlanır.

Nükleer tıp rutin uygulamalarında spesifik aktivite kullanılmamaktadır.

II.5.2. Işınlama Birimi

Röntgen (R):Esas olarak radyasyon doz birimidir

SI birimi : Coulomb / kg (C/kg)

Işınlama, X ve gama ışınlarının havayı ışınlama kabiliyetinin bir ölçüsüdür. Doz birimi Röntgen, normal hava şartlarında (0° ve 760 mmHg basıncı) havanın 1 kg'ında 2.58×10^{14} Coulomb'luk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan X ve γ radyasyonu miktarıdır. Bu tanımlama enerjileri 3 MeV'a kadar olan X ve γ 'ler için geçerlidir. Röntgen sadece doz birimi olup, foton sayısını ve foton enerjisini vermez. Radyasyon ortama bıraktığı enerji ile havayı iyonlaştırma kabiliyetinin bir ölçüsüdür.

SI birimlerinde doz birimi olarak röntgen eşdeğeri karşılığının özel bir adı olmamasına rağmen Coulomb / kg kullanılır. 1 Coulomb / kg : Normal hava şartlarında havanın 1 kg'ında 1 Coulomb'luk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan X ve γ radyasyon miktarıdır.

$$1 \text{ C / kg} = 3.876 \times 10^3 \text{ R}$$

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C / kg} \text{ şeklinde verilir.}$$

II.5.3. Absorplanmış Doz Birimi

Özel birim: rad

SI birimi: Gray (Gy)

Röntgen X ve γ ışınları için tanımlandığından absorplanan dozu belirtmez. Bu nedenle radyasyonun cinsinden, enerjisinden ve absorplayıcı ortamın özelliklerinden bağımsız yeni bir birime ihtiyaç duyulmuştur.

Absorplanmış doz birimi rad, "ışınlanan maddenin 1 kg'ına w^2 joule 'lik enerji veren radyasyon miktarıdır". Bu doz birimi sadece soğurulan enerji miktarını gösteren fakat hem partiküler, hem de elektromagnetik radyasyonlara uygulanabilen bir büyüklük olup, radyasyon demeti ile birlikte absorplayıcı maddenin özelliklerini de içerir.

1 röntgenlik ışınlamanın havadaki enerji absorpsiyonu 0.873×10^2 joule/kg olduğuna göre, 1 röntgenlik ışınlamanın havadaki absorplanan dozu 0.873 rad olur. Su ve yumuşak doku için bu miktar 0.98 rad'tır.

SI birimleri sisteminde absorplanmış doz birimi olarak Gray (Gy): "Işınlanan maddenin 1 kg'ına 1 joule 'lik enerji veren radyasyon miktarıdır.

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

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

II.5.4. Doz Eşdeğeri Birimi (Biyolojik Doz)

Özel birim: rem

SI birimi: Sievert (Sv)

Farklı iyonlayıcı radyasyonların meydana getirdiği biyolojik etkiler de farklıdır. Etkileştiği maddede aynı miktar enerji absorpsiyonu bırakan farklı karakterdeki radyasyonlar aynı biyolojik etkiyi doğurmayabilir. Biyolojik etkilerin derecesi genel

olarak radyasyonun yolu boyunca birim mesafede kaybedilen enerji kaybına (LET)ne bağlıdır. LET arttıkça radyasyonun kısa mesafede kaybettiği enerji artar ve buna bağlı olarak biyolojik etki de artar.

Değişik LET değerlerinin etkisi Relatif Biyolojik Etkinlik (RBE) terimi ile hesaba katılır. RBE farklı radyasyonların oluşturduğu biyolojik etkilerin değişik olduğunu göstermek için kullanılır.

$$RBE = \frac{\text{Belirli bir etkiyi oluşturan 250 kV'luk X-ışınlan dozu}}{\text{Aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon dozu}}$$

olarak tanımlanmıştır. RBE'ler genellikle tam sayı olmadığından, bunların yerine tam sayılara çevrilmiş kalite faktörü (KF) kullanılır (Tablo II.8).

Tablo II.8. Çeşitli radyasyonların RBE ve KF'leri.

Radyasyon çeşidi	RBE	KF
Alfa	20	20
Beta	1	1.0
Gama	1	1.0
X	1	1.0

Biyolojik doz birimi olan rem (röntgen equivalent man) hem absorblanmış doz miktarına, hem de radyasyonun RBE'sine bağlı olarak tarif edilir.

Rem : J röntgenlik X veya gama ışınlarının meydana getirdiği aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır.

Doz Eşdeğeri (rem) : Absorblanmış doz (rad) x KF olarak tanımlanabilir. Nükleer tıpta kullanılan radyasyon tipleri genellikle gama ve beta ışınlan yayan radyonüklidlerdir. Bu ışınlar için KF 1 olduğundan rad ile rem cinsinden hesaplanmış doz miktarları birbirine eşit kabul edilebilir.

SI birimler sisteminde doz eşdeğeri birimi Joule/kg olup, bunun özel adı Sievert (Sv)'dir. 1 Sv: "1 Gy'lik X ve gama ışınları ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarı" olarak tanımlanır. Rem ile sievert arasında

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$$

1 rem=10⁻²Sv eşitlikleri vardır. Aşağıdaki tabloda radoaktivite birimlerine ait dönüşümler birarada görülmektedir.

Büyüklik	SI Birimi	Özel Birim	Dönüşüm Değerleri
Aktivite	Bq	Ci	1 Bq = 27.03 x 10 ⁻¹² Ci 1 Ci = 3.7x10 ¹⁰ Bq
Işınlama	C/kg	R	1 C/kg = 3.876 x 10 ³ R 1 R = 2.58x10 ⁻⁴ C/kg
Absorplanma	Gy	rad	1 Gy=100 rad 1 rad=10 ⁻² Gy
Doz Eşdeğeri	Sv	rem	1 Sv =100 rem 1 rem=10 ⁻² Sv

II.5.5. Radyasyon Birimlerinin Birbirine Çevrilmesi

Gama radyasyonunda nokta kaynaklar için kaynak aktivitesi bilinirse, ışınlama hızı aşağıdaki formül ile matematiksel olarak hesaplanabilir.

$$mR/h = \frac{A \times I_{\gamma}}{d^2}$$

Burada; A : Kaynak aktivitesi (mCi)

I_{γ} : 1 mCi'nin 1 m'den verdiği ışınlama şiddeti (sabit değerdir), d : mesafe (m).

Bu formülde verilen hesaplama metodu ile elde edilen sonuçlar, taşınabilir radyasyon ışınlama şiddeti ölçüm cihazları "survey-meter" (örneğin Gei-ger-Müller) ile ölçülebilir.

Örneğin 5 mCi ⁶⁰Co'ın 1 metreden verdiği ışınlama şiddetini bulalım. 1 mCi ⁶⁰Co'ın 1 metreden verdiği ışınlama şiddeti tablodan bakılarak 1.32 bulunur.

$$mrem/h = \frac{5 \times 1.32}{1^2}$$

$$mrem = 6.60$$

Bu formül nükleer tıp laboratuvarında sürekli çalışan personel için "survey-meter" kalibrasyonunda faydalı olabilir Survey-meter kalibrasyonunda daha detaylı işlem için, kalibrasyon laboratuvarlarına müracaat edilmesi gereklidir. [2]

BÖLÜM III

III. NÜKLEER TIP GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİNE GİRİŞ

III.1. RADYASYONUN DETEKSİYONU

Radyasyonların ölçülmeleri için bunların madde ile temasa geçirilmeleri şarttır. Radyasyonlar maddeye çarpınca kimyasal, fotokimyasal, iyonizasyon, fosforesans, floresans vb. çeşitli olaylara sebep olur ve enerjilerini kaybederler. İşte bu özelliklerinden yararlanılmak suretiyle radyasyonların ölçülmesini ve deteksiyonunu sağlayan cihazlar yapılmıştır. Deteksiyon ve ölçme cihazlarının bir grubu partiküllerin yüklerinden yararlanır. Fotoğraf metodu, Wilson sis odası metodu ve sintilasyon sayıcıları bu gruba girer. Bir ikinci grup ise yüklerin toplanması prensibinden yararlanır. İyonizasyon odaları, orantılı sayıcılar, ve Geiger Müller sayıcıları da bu gruba girerler.

Radyasyon bir maddenin içinden geçerken maddenin atom veya molekülleri ile etkileşerek enerjisinin bir kısmını veya tamamını etkileştiği ortamda kaybeder. Eğer gelen foton çarptığı atomun bir elektronunu söküp atarsa o atom iyonize olur. Negatif yüklü elektron atomdan ayrıldığı için atom pozitif yüklü iyon haline dönüşür. Bu durumda fırlayan elektron yüksek bir hıza sahiptir. Yolu üzerindeki başka atomlarla ikincil etkileşimler yaparak yeni iyonizasyonlara sebep olabilir. Böylece her etkileşimden sonra enerjisi giderek azalır. Şayet etkileşim ortamı yeterli yoğunlukta ise, ilk iyonize olan atomdan fırlayan elektron ortam içinde absoplanır. Yeterli kalınlıkta değil ise enerjisi azalmış olarak ortamdaki dışarı çıkar.

Herhangi bir nedenle çekirdek içerisindeki nükleonların denge durumu bozulmuş, fakat çekirdek parçalanmamış ise, o zaman çekirdek uyarılmış hale dönüşür. Bu durumda uyarılma ile üst enerji katmanlarına çıkan nükleonlar temel duruma (denge) dönme eğilimindedirler. Bu sırada monoenerjistik ya da multi enerjistik radyasyonlar salınır.

Yukarıda bahsedilen enerji transferi neticesinde radyasyonun iyonizasyon ve eksitasyon etkileri meydana gelmektedir. Her iki olayın fiziksel prensiplerinden yararlanılarak radyasyonun deteksiyonu yapılmaktadır.

Deteksiyon: Gelen radyasyon etkisinin veya şiddetinin sayısal veya görüntüsel olarak değerlendirilmesi olarak tanımlanabilir. Nükleer tıpta kullanılan deteksiyon sistemlerini iki ayrı prensipten yararlanarak açıklayacağız; Bunlar, iyonizasyon prensibine göre işleyen detektörler ve eksitasyon prensibine göre işleyen detektörlerdir. [9]

III.2. RADYASYON DETEKTÖRLERİ GAZ DOLDURULMUŞ DETEKTÖRLER

III.2.1. Temel Prensipler

Gaz doldurulmuş detektörler iyonizasyon detektörleri olarak da adlandırılırlar. Radyasyonun oluşturduğu iyonizasyon akımını ölçerler. Silindirik bir kap içerisine yüksek basınçta bir gaz (genellikle hava, helyum, argon gazı) doldurulmuştur. Bu gaz anod (pozitif) ve katod (negatif) olarak bilinen iki elektrod arasına sıkıştırılır. Zıt yüklü olan bu elektrodlar arasında bir elektrik alan yaratılır. İyonlayıcı radyasyon gaz molekülleriyle etkileşerek gazı iyonlarına ayrıştırır. Pozitif iyonlar katoda, negatif iyonlar anoda göç eder. Böylece iki zıt kutup arasında bir iyon ya da iyonizasyon akımı meydana gelir. Oluşan bu akının şiddeti gelen radyasyonun şiddetiyle değişir.

İyonizasyon detektörlerinin başlıcaları; iyonizasyon odaları, Orantılı sayıcılar ve Geiger -Müller (GM) sayıcılarıdır.

III.2.2. Gazlı İyonizasyon Cihazları

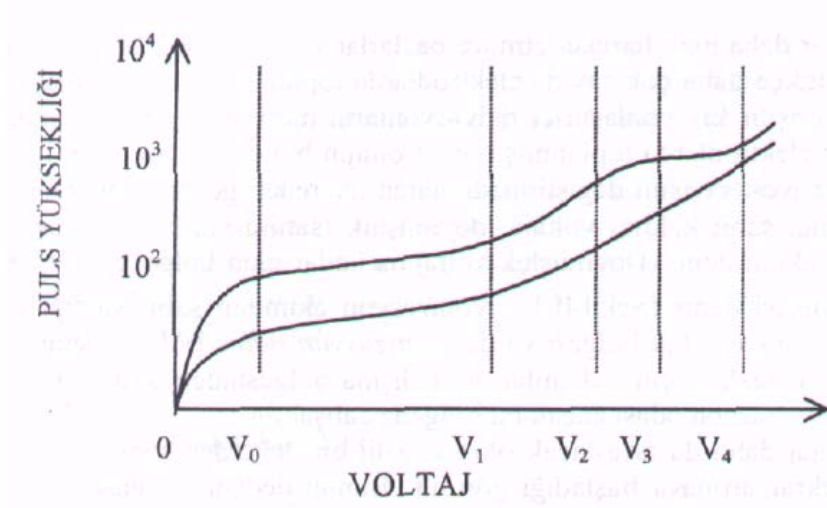
İyonizasyon odalarının çoğunda elektrodlar arasındaki gaz, atmosfer ile karışması önlenmiş, muhafazalı havadır. Çok farklı tipleri olmakla birlikte en sık kullanılanı, silindirik şekilde olup silindirin merkezi ekseninde asılı olan metalik bir telden ibaret olan tipleridir. Odaya giren radyasyon içerideki gazı iyonlaştırır. Pozitif iyonlar odanın çeperine, negatif yüklü olan elektronlar da orta tele doğru göç ederler. Başlangıçta iyonlar küçük bir voltaj etkisi altında olduklarından elektrodalarda toplanma

yerine tekrar birleşirler ve iyonların ancak pek az bir kısmı elektrodla erişebildiklerinden geçen akım zayıftır. Voltaj artırıldığında iyonlar daha hızlı hareket etmeye başlarlar ve tekrar birleşmeye vakit bulamadan gittikçe daha çok sayıda elektrodlarda toplanmış olurlar. Sonuçta öyle bir voltaja erişilir ki, iyonlaştırıcı radyasyonların meydana getirdiği bütün primer iyonlar elektrodlarda toplanmış olur. Voltajın bundan sonra daha da artırılması primer iyon sayısını değiştirmediğinden devreden geçen akım sabit kalır. İyon akımının sabit kaldığı voltaja, doymuşluk (satürasyon) voltajı, akıma da doymuşluk akımı denir. Doymuşluk voltajına kadar olan bölgeye ($0-V_0$) tekrar birleşme bölgesi denir (Şekil III.1). İyonizasyon akımının sabit kaldığı voltaja (V_0-V_1 arası) doymuşluk bölgesi ya da İyonizasyon odası bölgesi denir ki, gaz iyonizasyon cihazları için kullanılan üç çalışma bölgesinden birincisini oluşturur ve bir iyonizasyon odası ancak bu bölgede çalışabilir.

Voltaj daha da artırılacak olursa, belli bir değerden sonra iyonizasyon akımının tekrar artmaya başladığı görülür. Bunun nedeni iyonlaştırıcı radyasyonun meydana getirdiği ilk (primer) iyonların elektrik alanında daha fazla hızlanmaları sonucunda gazda sekonder iyonlar meydana getirmeleridir. Oluşan sekonder iyonlar primer iyonlarla orantılıdır. Buna gaz amplifikasyonu denir. Bu orantının sürdüğü voltaj aralığına (V_1-V_2 arası) orantılı bölge denir ve bu olaydan yararlanan sayıcıya da orantılı sayıcı denir. Voltajın daha büyük olduğu bölgeye (V_2-V_3 arası) sınırlı orantılı bölge denir. Sekonder iyonların primer iyonlarla orantısı bozulmuş olduğundan, bu bölgede orantılı sayıcı kullanılmaz.

Daha yüksek bir voltaj (V_3-V_4 arası) elektrodta toplanan yükün radyasyonun tipine veya başlangıçta meydana gelen primer iyon sayısına bağlı olmadığı bulunur. Bu voltajda merkezi tel çevresinde alan şiddeti o kadar yüksektir ki, ister primer, ister sekonder kökenli olsun, iyon çiftleri gaz içerisinde ilave İyonizasyonlar oluşturacak hıza ulaşabilir. Bunun sonucu bir zincir reaksiyonu meydana gelir ve bu da tüp içinde bir iyon çığı meydana getirir. Bu bölgede çalışan detektörler 10^{10} şiddetine kadar varabilen bir gaz amplifikasyon etkisi sağlarlar. Bu bölge bir tek iyon çifti meydana getiren herhangi bir radyasyona karşı çok hassas olduğundan tek tek iyonlaşma olayları meydana gelebilir. V_3-V_4 voltaj bölgesi ilk olarak Geiger tarafından incelendiği için bu bölgeye "Geiger Bölgesi" ve bu bölgede çalışan sayıcıya da "Geiger Müller "sayıcısı" denir.

Voltaj Geiger bölgesinden sonra daha da artırılacak olursa, gaz içinde ark meydana gelir ve sürekli deşarj olur ki, bu bölgede Geiger sayıcısı olarak çalışamaz.

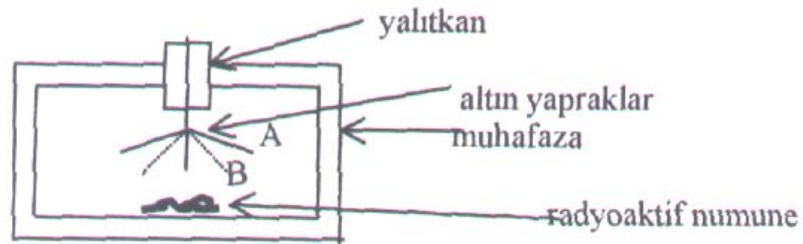


Şekil III.1. Gazlı sayıcının voltaja bağlı olarak çalışma bölgeleri.

III.2.3. Elektroskop

Radyoaktifliğe ait çalışmalarda kullanılan aletlerin ilk ve en basitlerinden biri elektroskoptur (Şekil III.1). Elektroskop aslında bir iyonizasyon odası olup elemanlarından biri dış muhafaza diğeri de bir çift yapraktır. İki eleman bir bataryanın uçları arasına bağlandıklarında zıt işaretli hale gelirler ve yapraklar aynı cins elektrik ile yüklendiklerinden birbirlerini iterek açılırlar (A durumu). Eğer batarya kaldırılır ve elektroskopun yakınına bir radyoaktif madde yaklaştırılırsa, radyasyonların meydana getirdiği iyonlar elektroskopun zıt işaretli elemanlarına doğru geç ederler. Böylece elektroskopun yükünü nötrleyip yaprakların birbirine yaklaşmasını sağlarlar (B durumu).

Elektroskopun yapraklarının kapanma hızı, oda içindeki gazın iyonlaşma hızının ve dolayısıyla iyonlaştırıcı radyasyonun şiddetinin bir ölçüsüdür. Örneğin iki radyoaktif maddenin aktiviteleri a_1 ve a_2 yaprakların kapanma zamanları da t_1 ve t_2 ise $a_1/a_2=t_1/t_2$ dir. Bu eşitlik yardımıyla aktiviteler den biri belli ise öteki bulunabilir.



Şekil III.2. Bir elektroskop şeması

Eğer radyoaktif madde α , β ve γ ışınları yayıyorsa, bu ışınların hepsi de iyonlaşmaya katkıda bulunurlar. Ancak, alfa yayımlayanların spesifik iyonizasyon gücü diğerlerine göre daha fazla olduğundan elektroskop gerçekte bir alfa ışını elektroskopudur. Radyoaktif cismin üzerine 0.1 cm kalınlığında alüminyum levha konularak alfa ışınları absorplanabilir ve böylece bir beta ışınları elektroskopu yapılır. Bu durumda gözlenen iyonlaşma beta ve gama yayıcılarına aittir. Gama ışınları beta ışınlarına göre daha az iyonlaştırıcı olduklarından elektroskopun yapraklarının birbirine yaklaşması hemen hemen tamamen beta ışınlarının iyonlaştırmasından ileri gelir. Yalnızca gama ışınlarının aktivitesini ölçmek için numune 2-3 mm kalınlığında kurşun levha ile örtülür.

Kişisel radyasyon ölçme cihazları arasında kullanılan cep dozimetreleri bu tipten aletlerdir.

III.2.4. İyonizasyon Odaları

İçlerinde radyasyonun meydana getirdiği iyonizasyonu, gaz amplifikasyonu olmadan ölçen en basit cihazlardır. Bir iyonizasyon odası sistemi başlıca üç kısımdan meydana gelir:

- a) İyon odası,
- b) Elektronik devre,
- c) Gösterge

İyon odaları bir gaz (hava, helyum veya argon) ihtiva eden 500-1000 cm³ hacminde bir metalik oda ile odadan ve birbirinden yalıtılmış iki plaktan yapılmış olup, bunların arasına bir kaç yüz voltluk potansiyel uygulanır. Denenecek radyoaktif numune odanın yakınına ya da içine konur.

Bu sonuncu halde, odanın radyoaktif numune tarafından gönderilen tanecikleri veya fotonları geçirecek incelikte alüminyumdan ya da uygun bir maddeden yapılmış bir penceresi olması gerekir.

Odaya giren iyonlaştırıcı bir radyasyon gazı iyonlaştırır. Bu iyonlar aralarına bir gerilim uygulanmış elektrotlar yardımıyla toplanır ve bunların meydana getirdiği iyonlaşma akımı hassas bir elektrometre ile ya da elektronik bir tertibatla şiddetlendirilerek bir mikroampermetrede ölçülür. Mikroampermetre genellikle miliröntgen/saat cinsinden ayarlanır. Odanın elektrotları arasına uygulanan gerilimin odayı doymuşluk haline getirecek kadar yüksek olması gerekir. Bu takdirde doymuşluk

iyonizasyon akımı, gönderilen radyasyon miktarını ve dolayısıyla denenen numunede mevcut radyoaktif madde miktarının değerini verir.

Bu tip cihazlar radyasyonları tek tek değil, bunların detektör içindeki toplam iyonizasyonunu ölçer. Detektör içinde gazın basıncı genellikle atmosfer basıncına eşittir. Özel amaçlar için değişik gazlarla doldurulmuş iyonizasyon odaları yapılabilir, örneğin gama radyasyonları için yüksek basınçlı iyonizasyon odaları kullanılır.

İyonizasyon odalarıyla, spesifik iyonizasyonu çok yüksek olan alfa ışınlarını tek tek saymak ve enerjilerini ölçmek mümkündür. Fakat beta ve gama ışınlarının enerjilerini iyonizasyon odalarıyla ölçmek mümkün değildir. Sadece iyonlayıcı yüklerin toplanması belli bir zaman aralığında değerlendirilmesi mümkündür.

III.2.5. Orantılı Sayıcılar

Alfa ve beta ışınlarını tek tek saymak ve enerjilerini ölçmek ya da çeşitli ışınlar içinden belli enerjide olanları seçip saymak için bu sayıcılar en uygun detektörlerdendir. Orantılı sayıcıların Geiger sayıcıları gibi çeşitli tipleri vardır. Dipten pencereless (End-Window) ve penceresiz gaz akımlı orantılı sayıcılar en çok kullanılanlardır. Bunlar Geiger sayıcılarına benzerler, fakat dizaynları biraz farklıdır. Bu nedenle orantılı bölgede kullanılırlar.

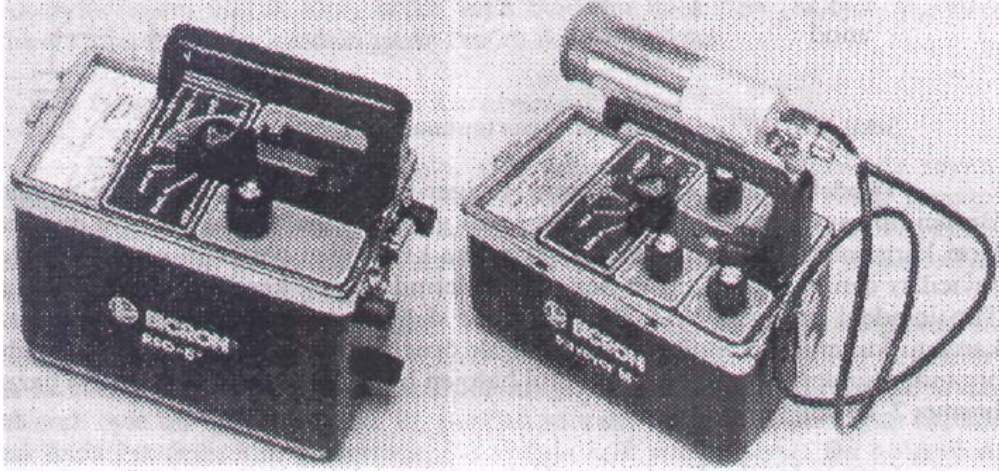
Çalışma voltajları oldukça yüksek olup 1500-4000 volt arasında değişir. Gaz amplifikasyon faktörü 10^5 - 10 mertebesindedir. Alfa taneciklerinin spesifik iyonizasyonu yüksek olduğundan beta ve gama ışınlarına göre daha büyük pulslar meydana getirirler.

III.2.6. Geiger-Müller (GM) Sayıcıları

Radyasyonun deteksiyonu için en çok kullanılan sistemlerden biridir. Nükleer tıpta genellikle radyasyonun varlığının ve şiddetinin ölçülmesi amacıyla kullanılırlar. Herhangi bir kontaminasyon (radyoaktif bulaşma) tespiti ve dekontaminasyon (bulaşmanın temizlenmesi) işleminden sonraki güvenlik değerlendirmelerinde sıklıkla kullanılırlar.

Bir Geiger sayıcısının işleyişi iyonizasyon odasına benzer. Ancak iyonizasyon odasında gaz amplifikasyonu olmadan radyasyonun meydana getirdiği primer iyonizasyon ölçülür. Geiger-Müller sayıcısında ise primer iyonların meydana getirdiği

sekonder iyonlar, dolayısıyla gaz-amplifikasyonu ile ölçüm yapılır. Meydana getirilen iyon çiftleri sayısının primer iyon çiftleri sayısına oranı yani gaz amplifikasyonu faktörü 10^9 gibi çok büyük bir değer alabilir ve dolayısıyla oluşan pulslar çok büyük olur.



Resim-III.1: (Solda) iyon odalı radyasyon sayıcısı, (sağda) Geiger-Müller sayıcısı (Sodee'den).

Bir Geiger-Müller Sayıcısının Ana Üniteleri

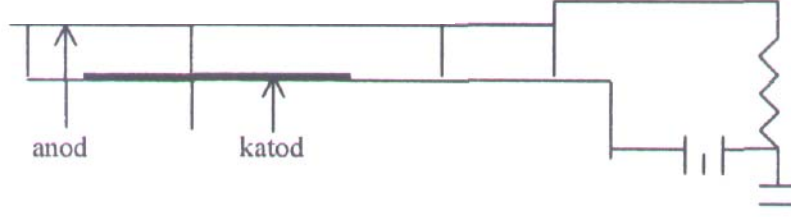
Geiger-Müller sayıcılarının ana üniteleri şunlardır.

1. Geiger-Müller tüpü
2. Elektronik devreler
3. Sayıcı ve kaydedici devreler

III.2.7. Geiger-Müller Tüpü

Bakır ya da uygun maddeden yapılmış bir silindirik katod ile silindirin ekseninden geçen tungstenden yapılmış bir tel anodtan ibarettir. Tüpün dibi ince bir mika zar ile kapalı olan sayıcılara dipten pencereci denir. Penceresiz gaz akımlı tüpler de vardır. Tüp ya saf bir gaz ya da bir gaz karışımıyla doldurulur.

Diğer tiplerde katod sayıcının dış kılıfını oluşturur. SilindirinTüpteki gazın cinsine göre Geiger-Müller sayıcıları iki tipe ayrılır. Birinci tip sayıcılarda; hava, hidrojen, asaf gazlar (genellikle argon), ya da bunların karışımları kullanılır. Bu tip sayıcılara kendinden sönmümlü olmayan G-M sayıcıları denilir. İkinci tip sayıcıların tüplerindeki gaz kendinden sönmümlüdür.



Şekil III.3. Bir Geiger-Müller sayıcı tüpünün diyagramı.

Tüp içindeki gazlarda %15-%20 arasında değişen miktarlarda söndürücü gaz karışımı kullanılır. Söndürme gazı olarak örneğin izobütan veya etil alkol gibi organik cisimler ya da klor, brom gibi halojen buharları kullanılır. Tüpteki gazın basıncı 2-10 cmHg dır.

III.2.8. Geiger-Müller Sayıcısının Çalışması

Tüpün içine giren iyonlaştırıcı radyasyon iyon çiftleri meydana getirir, Elektronlar pozitif yüklü orta tele, pozitif iyonlar da negatif yüklü silindire doğru giderler. Böylece zıt yüklerin kutuplara çekilmesi sırasında bir iyon akımı oluşur. Potansiyelin yüksek olmasından dolayı primer iyonların yanında sekonder iyonlar da oluşur. Öyle bir an gelir ki orta tel üzerinde bir "elektron çığı" meydana gelir. Bu bir deşarj sebep olur ve alette bir puls meydana getirir. Bu sırada pozitif iyonlar daha yavaş olarak katoda doğru yönelirler ve yolları üzerindeki gaz moleküllerini iyonlaştırırlar veya silindirin çeperine çarpmak suretiyle yeni elektronlar oluştururlar ve bunlar da yeni pulslar doğururlar. Böylece bir defa deşarj başlayınca süreklilik kazanarak devam eder. Sayıcıda okunan gerçek sayımla, pozitif iyonların meydana getirmiş oldukları iyonlaşmanın sebep olduğu zahiri sayımları ayırt etmek zordur. Bunun için pozitif iyonların silindire gelmelerini önlemek gerekir. Buna iki yoldan varılabilir;

1) Dış söndürme (quenching): Her pulstan sonra bir süre orta telin voltajı Geiger bölgesinden daha küçük bir değere indirilir, ya da bir an için voltaj kesilir. Bu olay elektronik olarak yapılır.

2) İç söndürme: Sayıcılardaki gaza az miktarda olmak üzere çok atomlu bir gaz katılır. Pozitif iyonlar katoda giderken ilave edilen gazın moleküllerine çarparak enerjilerinin bir kısmını kaybederler böylece katoda gidip sekonder iyonlar meydana getirmeleri ihtimali azalmış olur. Söndürme gazı olarak bütan, etil alkol, gibi cisimler kullanılırsa bunlara organik söndürücü denir. Söndürücü gazların ömürleri belli bir süre

sonra biter ve yenisi ile doldurulmaları gerekir. Söndürme cismi olarak klor, brom veya bunların bileşikleri (halojen söndürücüler) kullanılırsa tüp içindeki gazın ömrü daha uzun olur.

III.2.9. Geiger-Müller Sayıcısının Karakteristik Eğrisi

Sayıcıya uygulanan voltajla, elde edilen sayım hızı (dakikada sayım) arasındaki grafik çizilirse Şekil III.4' deki eğri elde edilir. Radyoaktif numune GM tüpünün ince penceresi önüne konulmadan önce sayıcıda bir sayım yapılır. Buna Background denir. Bu sayımın kökeni kozmik ışınlar ya da doğal radyoaktif cisimlerden gelen ışınlardır.

Sayıcının önüne radyoaktif bir numune koyup voltaj artırıldığında ilk sayımların sayılmaya başlandığı voltaja başlama voltajı denir. Voltaj az miktarda artırıldığında sayım hızında hızlı bir artış görülür. Voltaj artırılmaya devam edilerek öyle bir değere ulaşılır ki, bundan sonraki voltaj artışları sayım hızında pek fazla bir değişiklik göstermez. Bu voltaja *eşik voltajı* denir. Bu bölgeye de *plato* denir. Bir GM sayıcısının platosu ne kadar geniş ise sayıcı o kadar makbuldür. Çünkü bu halde plato voltajında sayım hızı, voltaj değişmelerinden etkilenmez. GM sayıcılarının çoğunda plato 1000-1200 volt arasındadır. Bazı amaçlar için alçak voltajlarda çalışan sayıcılar da yapılmıştır. Batarya ile çalışan elde taşınabilir sayıcılar 400 volt gibi nispeten düşük voltajda çalışırlar. Daha yüksek voltajlarda eğri dik olarak yükselmeye başlar ve sayıcı içinde devamlı deşarj başlar ki bu durum tüp için zararlıdır. Uygulamada platonun eğimi de önemlidir. 100 volt için eğim % 10' dan daha az olmalıdır.

Sayıcı bütün iyonlaşmaları tespit edemez. Çok kere bir puls ile ikinci bir puls arasında bir veya birkaç iyonlaşma olabilir, fakat alet bunlardan bir tanesini sayar. Böylece sayıcının iki puls arasında hassas olmadığı bir zaman aralığı vardır. Bir pulstan sonra kendini gösteren ve bu süre içinde hiçbir puls meydana gelmeyen süreye ölü zaman (dead time) denir. Bir başka ifade ile, ölü zaman anod civarından pozitif iyonların uzaklaşması için geçen zaman olarak düşünülebilir. Gerçekten tüpün tekrar sayım yapabilmesi için pozitif iyonların telden uzaklaşması ve negatif yüklü çepere varması gerekir, Bu zaman süresince sayıcıya gelen ışınlar sayılmadığından ölü zaman sayımlarda hatalara neden olur. Genellikle kaydedilen sayım gerçek sayımdan daha küçüktür. Ölü zaman düzeltilmesi için kaydedilen sayım hızına 1000 sayım için %0.5 sayım ilavesi yapılır. Örneğin kaydedilen sayı un dakikada 3000 ise ilave edilmesi gerekli düzeltme $3000 \times \%0.5 = 45$ 'tir. Bu durumda yaklaşık doğru sayım 3045 olur.

Eğer ölü zaman T , gözlenen sayım hızı $r (=n/t)$; gerçek sayım hızı da

$R (=N/t)$ ise,

$R = r/1-rT$ yazılabilir. Ölü zaman mikrosaniye ile ölçüldüğünden,

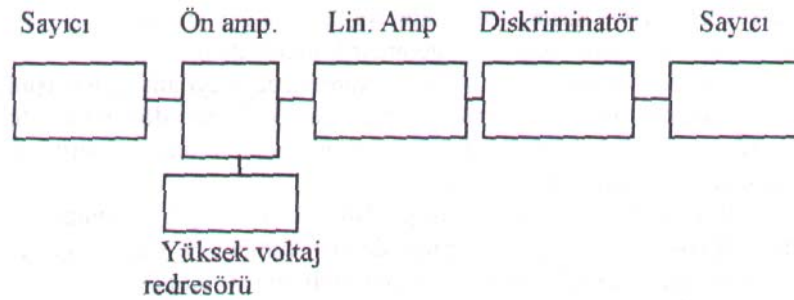
$$R = r + (r/1000)^2T$$

formülünden yararlanılabilir. Ölü zamanın daha kesin hesaplarını yapmak için kullanılan başka yöntemler de vardır.

Geiger-Müller Sayıcısının Başlıca Elektronik Devreleri

Elektronik devre sayıcı tüpü için gerekli olan voltajı sağlar, deşarjın söndürülmesine yardım eder, tüpten gelen pulsları alır ve bunları şiddetlendirerek ölçülebilecek seviyeye getirir.

Bir elektronik devrede başlıca şu kısımlar vardır (Şekil III.4).



Şekil III.4. Bir GM sayıcı sisteminin elektronik devre blok diyagramı

1. Ön amplifikatör (ön şiddetlendirici): Detektörden gelen pulsları daha sonraki elektronik devrelere göndermeden önce bir miktar şiddetlendirir. Aynı zamanda detektör ile elektronik devreler arasında empedans uyumu sağlar.

2. Lineer amplifikatör. Ön şiddetlendiriciden gelen pulsların genliklerini artırır.

3. Diskriminatör. Anormal genlikli pulsları üstten, çok küçük genlikli pulsları da alttan kırarak atar. Böylece istenilen aralıkdaki pulsların deteksiyonuna imkan sağlar.

4. Sayıcı (Scaler) ve Kaydedici Devre: Sayıcı (scaler) bir elektronik toplama makinası görevini yapar. Bunlar belli sayıda giriş impulsu aldığı zaman bir tane çıkış impulsu verirler. Bir sayıcı devrenin çıkış impulsu başına giriş impulsu sayısına sayım faktörü denir. Sayıcılar ikili ya da onlu sisteme göre çalışan sistemlerdir. İkili sayıcı

sayım faktörü iki olan bir sayıcıdır. On'lu sistemde ise, sayım faktörü 10 olup, 10 puls için bir çıkış pulsü elde edilir.

III.2.10. Gerçek Sayım-Gözlenen Sayım

Bir sayıcının verdiği sayımla gerçek sayım aynı değildir. Örneğin bir radyoaktif numunenin dakikadaki bozunma sayısı (sayım hızı) 10 000 olsun. Bu sayım numunenin gerçek sayımıdır. Geiger-Müller sayıcısı dakikada 1000 sayım vermiş olsun. O halde gözlenen aktivite 1000 sayımı/dakikadır. Buna göre sayıcının yüzde verimi: $1000/10\ 000 = \%10$ 'dur Şüphesiz her GM sayıcısının belli bir verimi vardır. Bu verimi etkileyen değişik sebepleri kısaca şu şekilde açıklayabiliriz.

Geometrik faktör : Radyoaktif numunenin belli bir şekil ve biçimi vardır. Radyoaktif parçalanma sonucu meydana gelen ışınlar her yönde numuneyi terk ederek etrafa yayılırlar. Bu arada ışınların ancak bir kısmı sayıcıya girer. Sayıcıya giren ışınların konumuna geometrik faktör denir.

Geri dönme (backscattering): Numunede meydana gelen ışınların bir kısmı numunenin bulunduğu kabın dibine çarparak geri döner ve detekte edilebilir. Bu detekte edilen ışınlardan kaynaklanan etkiye backscattering denir. Bu etki kabın atom ağırlığı ile orantılıdır.

Öz diffüzyon (selfscattering): Numunenin yaydığı ışınların, numune içinde diffüzlenmesine selfscattering denir. Numune içindeki ağır atomların varlığına, numune kristallerinin biçim ve büyüklüğüne tabidir.

Öz absorpsiyon (self absorption): Numune içinde meydana gelen ışınlardan bir kısmı sayıcıya girmeden absorblanır Bu absorplanma sayıcı penceresinde, numune ile pencere arasındaki havada ve bizzat numune içinde meydana gelir. Eğer numune çok ince ise self absorpsiyon azdır, ve bu durumda numuneye sonsuz ince denir. Numune kalın ise, numunenin dip kısmından husule gelen radyasyonların üst kısma gelmeleri mümkün olmayabilir, bu durumda numuneye sonsuz kalın denir.

Ölü zaman: Bir ışın sayıcıya girmiş olsa bile bir puls meydana gelmeyebilir, bu da ölü zamandan ileri gelir.

O halde her GM sayıcısının bir verimi vardır. Çalışma koşullarını mümkün olduğu kadar değiştirmemek şartıyla yüksek verimde basan sağlanabilir.

III.3. YARI İLETKEN DETEKTÖRLER

Yarı iletken detektörler nükleer tıpta gama ışını deteksiyonu ve görüntülenmesi için sintilatör detektörlere alternatiftir. En önemli avantajları, çok iyi enerji rezolüsyonuna ve çok yüksek uzaysal rezolüsyona sahip olmalarıdır. Günümüzde en iyi enerji rezolüsyonuna sahip olan yarı iletken detektör materyali çok düşük sıcaklıkta işleyen germanyumdur. Diğer yarı iletkenlerden Hgl, CdTe ve CdZnTe oda sıcaklığında (15-25 °C'de) işlerler.

Günümüz nükleer tıbbında yarı iletken detektörlerinin en yaygın kullanım alanı cerrahi gama problemleridir. Bu detektörlerin oda sıcaklığında çalışma koşulları sağlandığında nükleer tıptaki sintilasyon kristalli (NaI) detektörlerinin yerini almaları beklenmektedir.

III.3.1. Yarı İletken Detektörlerin Fiziksel Prensipleri

Bir gama ışını yarı iletken detektör materyaline çarptığında enerjisini bırakarak kendisi yok olur, çarptığı atomdan enerji yüklü bir elektron (fotoelektron) koparır. Böylece yarı iletkende iyonizasyonla iki çeşit taşınır yük meydana getirilmiş olur. Bunlar negatif yüklü elektronlar ve pozitif yüklü hollerdir. Bu zıt yüklerin negatif ve pozitif elektrodalara doğru hızla çekilmesini sağlamak için detektöre yönlendirici (bias) voltajı uygulanır. Bu sayede negatif yüklü elektronlar pozitif elektroda, pozitif yüklü holler ise negatif yüklü elektroda doğru çekilirler. Yarı iletken üzerine düşen her gama ışını için bu olay tekrarlanır. Bu sayede yarı iletken içinde gama ışını doğrudan elektronik sinyal haline dönüşmüş olur. Günümüzde kullanılan yarı iletken detektörlerin önemli fiziksel özellikleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

Tablo III.1. Yarı iletken detektör materyallerinin fiziksel özellikleri

Fiziksel özellik	Si	Ge	Hgl	CdTe	CdZnTe
Yoğunluk(g/cm ³)	2.3	5.3	6.4	5.85	5.8
Band-gap en.(eV)	1.12	0.74	2.13	1.47	1.5
e-h enerjisi (eV)	3.6	2.9	4.2	4.4	4.4
LAK(140Kev)	0.02	0.72	8.03	3.22	3.07

Band-gap enerjisi. Valans bandından iletkenlik bandına geçen elektronun enerjisi.

e-h enerjisi: Elektron-hol enerjisi. Negatif ve pozitif yüklerin zıt kutuplara

çekilme enerjisi.

LAK (140 KeV): ^{140}Tc 'in 140 keV enerjili gama ışınları için Lineer Atenüasyon Katsayısı.

Nal(Tl) sintilasyon kristalleri ile yan iletken detektörlerin fiziksel performansları kıyaslandığında oldukça çarpıcı sonuçlar gözlenmektedir.

Nal(Tl)	Yan iletkenler
- 30 eV'da bir puls üretir Enerji indirekt yoldan sağlanır. %13 ışık dönüşümü verir Zayıf enerji rezolüsyonuna sahip Kendi içinde Compton Saçılması yapar. ~ 20 000 sayımda ölü zamana girer	- 3-6 eV'da bir puls üretir Enerji rezolüsyonu direkt olarak sağlanır. %100 ışık dönüşümü verir. Çok iyi enerji rezolüsyonuna sahip Compton saçılmasını en aza indirir. Ölü zaman problemi yok, enerji cevabı lineerdir.

III.3.2.Önemli Yarı İletkenler

Silikon (Si): Oda sıcaklığında işler. Atom numarası düşük olduğu için ($Z=14$) 55 KeV'den daha yüksek enerjili gama ışınları için durdurma gücü zayıftır. Bu nedenle henüz nükleer tıpta kullanımı yoktur.

Germanyum (Ge): 100 °K'in altında işler. Çok iyi enerji rezolüsyonu vardır. Saf germanyum detektörlerin iyi gama ışını absorpsiyonu sağlamaları için büyük olmaları gerekli olup, oldukça pahalıdırlar.

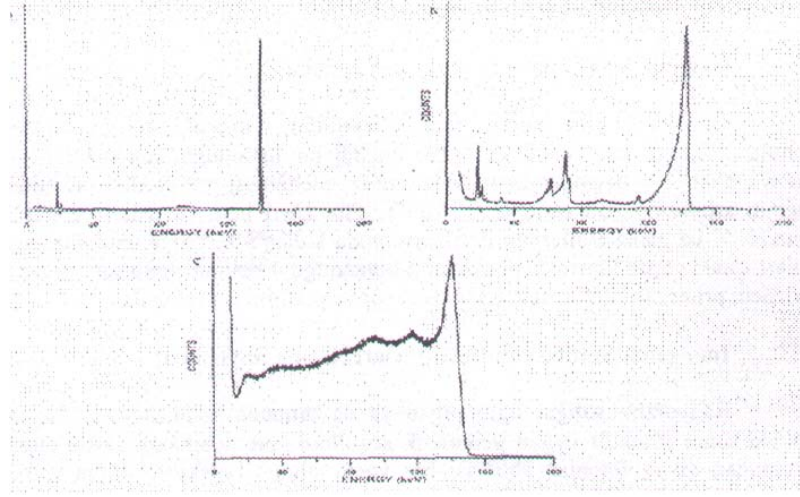
Cıva İyodür (Hgl): Oda sıcaklığında işler. İyi enerji rezolüsyonu vardır. Gama ışınlarını durdurma gücü yüksektir. 259 °K 'de erir. Çok yumuşak olup, kolay kırılma tehlikesi vardır. Nükleer tıp için yakın gelecekte ümit vericidir.

Kadmiyum Tellur (CdTe): Oda sıcaklığında işler. 20 yıldır ticari kullanımdadır. Nükleer tıpta probe tipi detektörlerde yaygın kullanımı vardır. Enerji rezolüsyonu 6-8 KeV'dir. Fiyatlarını düşürüp, çapları artırıldığı takdirde nükleer tıpta yaygın kullanımı ümit edilmektedir.

Kadmiyum Çinko Tellur (CdZnTe): % 4 ZnTe, %96 CdTe ve %20 ZnTe, %80 CdTe oranlarındaki karışımlarında iyi sonuçlar verdikleri bilinmektedir. Tüm özellikleri CdTe'ye benzemekle birlikte daha duyarlıdırlar. 122 KeV enerjili gama ışınları için 4 KeV enerji rezolüsyonu vardır.

Günümüzde yarı iletken detektörler henüz gama kameralarının yerini almamıştır. Diğer görüntüleme sistemlerindeki rezolüsyon iyileşmesinin (Magnetik Rezonans...vs) gösterdiği başarının nükleer tıba da yansması için araştırma-geliştirme çalışmaları hızla devam etmektedir. DIGIRAD adı verilen yan iletken kameranın yapımının

tamamlandığını, ancak henüz ticari kullanımının hazır olmadığını biliyoruz. Çok yakın gelecekte yarı iletken kameralar günümüz Anger Kameralarının yerini hızla alacaktır. Bu çalışmaların sonucunda; ^{99m}Tc için (140 KeV) enerji rezolüsyonu %1.5 olacak, SPECT görüntülemeye rekonstrüksiyon sonrası uzaysal rezolüsyon 1-2 mm¹ ye inecek, uzaysal rezolüsyon artışıyla beraberinde kontrast artışı da getirecek, yarı iletken kameralar mevcut kameralar gibi olmayıp, muhtemelen modüler tipte olacaktır.



Şekil III.5. Germanyum detektöründe ^{99m}Tc ile alınmış bir enerji spektrumu.

III.4. SİNTİLYASYON DETEKTÖRLERİ

Radyoaktif ışınlar bir maddenin atom ve molekülleriyle etkileşime girdiğinde enerjisine göre; madde içinde iyonizasyon ya da eksitasyon meydana getirir. Şayet 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. Sintilatörden yayılan görülebilir ışıklara da sintilyasyon denir. Radyasyon detektörleri sintilyasyonları alıp, değerlendiren aletler olup, bunlar sintilyasyon detektör/eh olarak da adlandırılırlar.

Sintilatör materyallerinin nükleer tıpta yaygın olan iki tipi vardır. Bunlar katı kristal formundaki inorganik sintilatörler ve sıvı formdaki organik sintilatörlerdir. İnorganik sintilyasyon detektörleri ve özellikleri ayrıntılı olarak aşağıdaki bölümde incelenecektir. Organik sintilatörlerin nükleer tıpta kullanımı daha kısıtlı olduğundan kısaca bahsedilecektir.

III.4.1. Organik Sıvı Sintilatörler (Beta Sayıcıları)

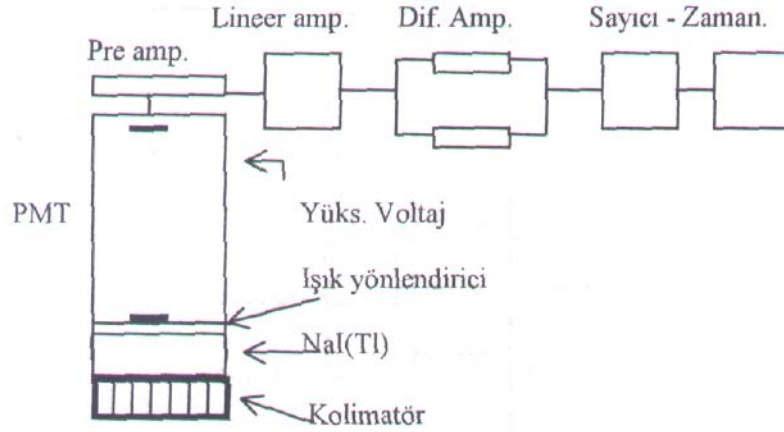
Genellikle beta sayımı için kullanılırlar. Organik sıvı maddelerin sintilatör olarak katı maddelere göre önemli bir üstünlüğü, radyoaktivitenin tarayıcıdaki sıvı hacmine tamamiyle nüfuz edebilmesi ve deteksiyon etkinliğinin artmasıdır. Bu nedenle ^3H ve ^{14}C gibi zayıf beta yayıcılar ve düşük enerjili X ve gama ışınlarının deteksiyonunda kullanılırlar. Sıvı sintilatör sayıcıları içinde çeşitli kimyasal maddelerin bulunduğu 4 bölümden oluşur: Organik çözücü, primer sintilatör, sekonder sintilatör ve performans altıncılar.

III.4.2. İnorganik Sintilasyon Detektörleri (Gama Sayıcıları)

Radyofarmasötüğün ilgili organ ya da ortamda lokalizasyonu sağlandıktan sonra detektör uygun geometrik koşullara göre ayarlanıp, sayım alınır. Organdan çıkan fotonlar 360° ile her yana salınır. Detektöre düşen ışınlar kottmatör (yönlendirici) tarafından pozisyonlanarak sintilasyon kristaline gönderilir. Sintilasyon kristalinin detektör materyali genellikle talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür "Nal(Tl)" olup, üzerine düşen fotonlar sintilasyon denilen görünür ışık fotonlarına dönüştürür. Sintilasyonlar ışık yönlendirici tabaka tarafından odaklanarak foton çoğaltıcı tüpe (PMT) yansıtılır. PMT çıkışında elektrik sinyallerine dönüşen sintilasyonlar şekillendirilmek üzere ardışık elektronik ünitelere gönderilir. Şekil III.6 de bir gama sayıcısının blok diyagramı görülmektedir

III.4.3. Kolimatörler

Radyasyon kaynağından ya da organdan yayılan fotonlar yönlendiren, kaynak harici gelen fotonların Nal(Tl) kristali üzerine düşmesini engelleyen aygıtlara kolimatör denir. Sintilasyon sayıcılarında ve sintilasyon kameralarında bu ünite kristalden önce gelir ve kristal ile mekanik bağlantı halinde bulunur.



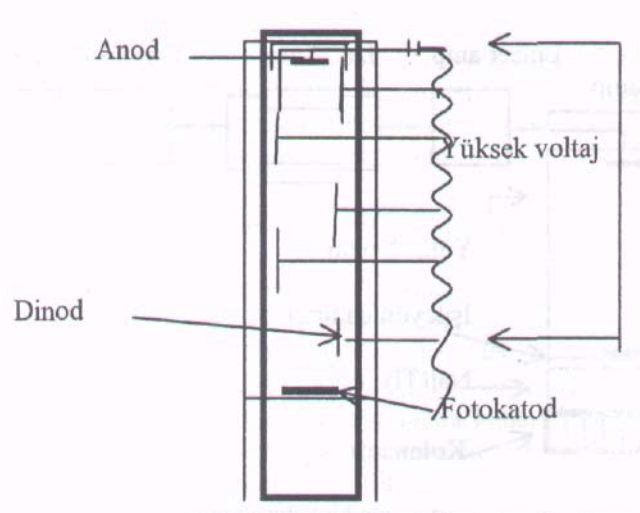
Şekil III.6. Sintilasyon sayıcı sisteminin blok diyagramı.

Nükleer tıpta kullanılan kolimatörler çeşitli sınıflandırmalara tabii tutulabilirler. Kolimatörler genellikle kurşun elementinden imal edilir. Kurşunun atom numarası yüksek olup, gama ışınlarını kolay durdurabilir. Yumuşak olduğu için işlenmeye elverişlidir. Ayrıca ucuz olup maliyeti nispeten düşüktür. Kurşun üzerine açılan deliklerin tipi ve deliklerin uzunluğu kullanım amacına göre değişir. Delikler yuvarlak veya köşeli olabilir. Delikler arasındaki et kalınlığına septa denir. Septaların kalınlıkları da yine kullanım amacına uygun olarak dizayn edilir.

III.4.4. Fotomultiplikator Tüpler

Multiplikator tüpler sintilatörden gelen sintilasyonları alır, elektrik akımına dönüştürür ve elektrik akımı sinyallerini ölçülebilecek seviyeye kadar şiddetlendirir. Bir foton çoğaltıcı tüp şematik olarak aşağıda gösterilmiştir (Şekil III.7).

PMT'nin ön yüzündeki giriş penceresi fotoemissif bir madde ile kaplanmıştır. Fotoemissif madde, kendine çarpan görünür ışık fotonlarını elektron olarak dışarı salma özelliğine sahiptir. CsSb ve diğer bialkali bileşikler fotoemissif madde materyali olarak yaygın şekilde kullanılırlar. Fotoemissif madde olan fotokatod ve fotokatodtan kopan elektronlar fotoelektron adını alır. Fotokatodun görünür ışık fotonlarını elektrona dönüştürme etkinliği yaklaşık 1/3'tür. Fotokatoda çarpan on tane ışık fotonu yaklaşık üç tane elektrona çevrilir.



Şekil III.7. Fotomultiplikator tüp.

PMT içinde uzun eksen boyunca dinod olarak adlandırılan karşılıklı metal plakalar yerleştirilmiştir. Dinod üzerine uygulanan (yaklaşık 200-400 volt) pozitif voltaj ile fotokatoddan fırlatılan elektronları çeker alır. Dinodların karşılıklı yüzeyleri sekonder emisyon karakterinde ve fokuslayıcı özellikte yapıldığı için, aldığı elektroni karşısındaki dinoda yansıtır. Böylece yüksek hızlı elektron bir dinoda çarpınca oradan daha çok sayıda elektron fırlatır. Elektron çoğaltma faktörü, dinodlar arasındaki voltaj farkıyla belirlenen fotoelektronun enerjisine bağlıdır.

Fotokatoddan kopan elektronlar ilk dinoda, oradan da yeni elektronlar kopararak ikinci dinoda doğru yönelirler. Dinodlara uygulanan yüksek voltajın etkisiyle dinodlar arasında elektronların sayıları ve hızları kademeli olarak artar. PMT'nin çıkışındaki anodta toplanan elektronlar burada bir elektron çığı meydana getirirler. Anodtaki elektron çoğaltma faktörü $\sim 10^6$ mertebesindedir. Böylece PMT girişindeki fotokatoda çarpan sintilasyonlar PMT içinden geçerek elektrik akımına çevrilmiş olurlar. PMT çıkışındaki sinyalin genliği sintilatörde depo edilen radyasyonun şiddeti ile orantılıdır.

Foton çoğaltıcı tüplere dışarıdan bir gerilim uygulanmaktadır. Örneğin Şekil.III.9'da görüldüğü gibi 10 dinodlu bir tütün ilk dinoduna 200 voltluk gerilim uygulanırsa ve ardışık dinodlara uygulanan gerilim 100'er volt artırılırsa, son dinoda 1100 volt gerilim uygulanmış olur. Elektron çoğaltım faktörü voltajdan direkt olarak etkilenmektedir. Bu nedenle uygulanan voltajın stabil olması gereklidir. Voltajdaki %1'lik dalgalanma çıkışta %10'luk bir dalgalanmaya sebep olur. Bu durum puls yükseklik spektrometresi ile gama enerjilerinin belirlenmesinde oldukça önemli

değişikliklere yol açar.

Nükleer tıpta kullanılan PMT'ler 2.5-7.5 cm çapındadır. PMT içindeki elektron geçişleri eksternal magnetik alandan etkilenir. Bu nedenle cam tüplerin dış yüzeyleri Mu-metal (demir, nikel ve az miktarda bakır-krom karışımı) ile kaplanmıştır.

III.4.5. İnorganik Sintilatörler

İnorganik sintilatörler katı kristal yapıdadırlar. Bu yapılarda bireysel atom ve moleküller sintilatör özellik göstermeyip, sintilatör özellik sadece kristal yapıya aittir.

İnorganik kristaller genellikle saf olmayıp, Tl ve Ağ gibi aktivatör elementlerle safsızlaştırılır (kirletilir). Bu şekildeki kristal yapıda olan ZnS(Ag), NaI(Tl) ve CdS(Ag) radyasyon detektörlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Nükleer tıpta en yaygın kullanılan sintilatör NaI(Tl) (Talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür)'dir. Nükleer tıpta kullanılan bazı sintilatör materyallerinin fiziksel özellikleri Tablo III.2'de verilmiştir.

Saf NaI kristalleri sıvı azot sıcaklığında işlev görürler. Bu sintilatörlerin oda sıcaklığında işleyebilmeleri için çok az miktarda (mol başına % 0.1-0.4) talyumla kirletilmeleri gereklidir. Nükleer tıp uygulamaları için yaygın olarak kullanılan NaI(Tl)'den gelen sintilasyonlar optik pencereden geçerek PMT'ye girer. Kristal yapı dış etkenlerden korunması için genellikle alimünyum bir koruyucu ile kaplanır. Kristal ile foton çoğaltıcı tüpü birbirine bağlamak ve optik yansımaları önlemek için optik gres yağı kullanılır. Bazı kristallerde radyasyon giriş penceresi <10 KeV enerjili gama ışınlarını ve beta ışınlarını durduracak kalınlıkta alimünyum ile kaplanır.

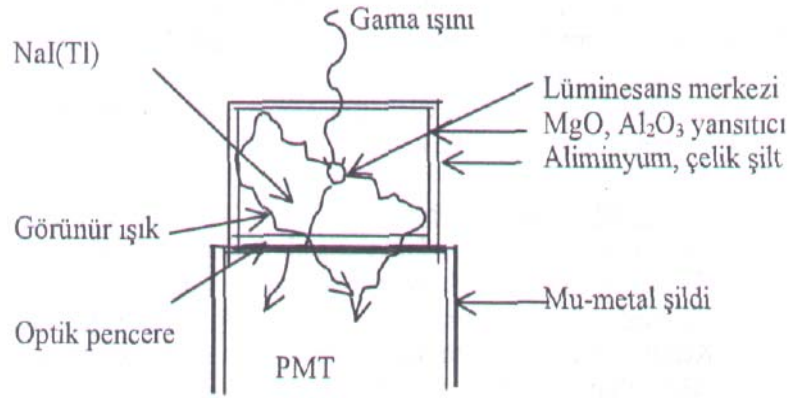
NaI(Tl) kristalinin avantajları:

1. Yoğunluğu 3.67g/cm^3 , katkı maddesi olan iyodun atom ağırlığı $Z=53$ olup gama ve X-ışınlarını iyi absorbe eder.
2. Yaklaşık 30 eV enerji absorpsiyonunda bir görünür ışık fotonu salar.
3. Kendi sintilasyonlarına karşı transparent olup, self-absorpsiyonla sebep olunan sintilasyon kaybını en aza indirir.
4. Kristal içinde absorbe ettiği radyasyon enerjisiyle orantılı sintilasyon çıkarır. Bu nedenle enerji seçimi çalışmalarında kullanılabilir.

NaI(Tl) kristallerinin boyutları gama kameralarda 30-50 cm çap, 1.25 cm kalınlıkta, diğer amaçlar için 5-15 cm çap, 1-5 cm kalınlıktadır.

Tablo III.2. Bazı sintilatör materyallerinin fiziksel özellikleri

Özellik	Nal(Tl)	CsF	Materyal Bi ₄ Ge ₃ Oi ₂	GSO	BaF ₃
Yoğunluk (g/cm ³)	3.67	4.61	7.13	6.71	4.89
Atom numarası	11.53	55.9	83	6.1	56.9
Sintilasyon dikey zamanı (nsn)	230	2.5	300	60	0.8
Foton verimi (KeVbaşına)	4.0	2.5	4.8	6.4	2.0
Redaksiyon indeksi	1.85	1.48	2.15	1.9	1.56
Hidrokopik özellik	Evet	Çok	Yok	Yok	Çok Az
Emisyonlarının ma: dalga boyu (A°)	4150	3900	4800	4300	2250



Şekil III.8. Nal(Tl) kristali ve PMT'nin şematik dizilimi

Naimi kristalinin dezavantajları:

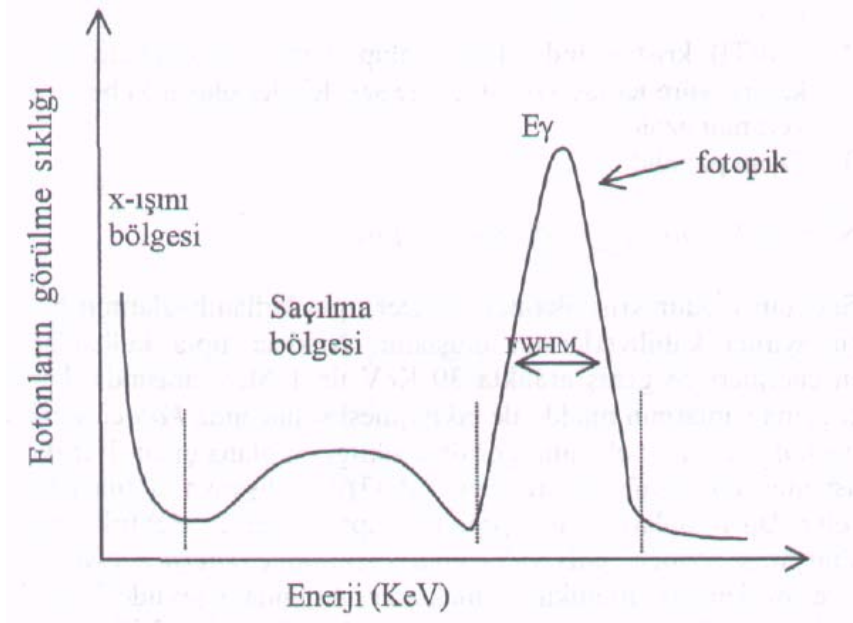
1. Mekanik ve termal darbelere karşı dayanıksız olup kolayca kırılabilir. Bir saat içindeki 3-5 °C'lik sıcaklık değişikliklerinde çatlayabilir.
2. Nal(Tl) kristali hidrokopik olup, nemli ve rutubetli ortamlarda kaldığı süre içinde kristal içinde sarı lekeler oluşur ki bu da kristalin verimini azaltır.
3. Fiyatı pahalıdır.

III.4.6. Sodyum İyodür NaI(Tl) Spektroskopisi

Sodyum iyodür kristallerinin nükleer tıpta kullanılmalarının bir nedeni de, enerji ayırma kabiliyetlerinin oluşudur. Nükleer tıpta kullanılan gama ışınlarının enerjileri en geniş aralıkta 30 KeV ile 1 MeV arasında değişir. Bu aralıktaki gama ışınlarının madde

ile etkileşmesi sonucunda Fotoelektrik olayın veya Compton saçılması olayının görülme sıklığı ön plana çıkar. Her iki olayda da radyasyonun etkileştiği ortam olan NaI(Tl)'dan dışarıya sintilasyon fotonu salınımı olur. Bu fotonların foton çoğaltıcı tüpten geçerek elektrik sinyallerine (puls) dönüşmesi sonucu, puls yüksekliği spektrumu (enerji spektrumu) elde edilmesi ve incelenmesi mümkün olmaktadır. Aşağıdaki şekilde NaI(Tl) kristalinden elde edilen bir enerji spektrumu görülmektedir (Şekil III.9).

Fotoelektrik etki sonucu etkileşim ortamındaki atomun iç tabakalarındaki elektronların dışarı fırlaması ve boşalan yerlere üst yörüngelerden elektronların geçmesi neticesinde, karakteristik X-ışınları meydana gelmektedir. Aşağıdaki enerji spektrumunda görülen X-ışını bölgesi karakteristik X-ışınlarının oluşturduğu bölgeyi temsil etmektedir. Nispeten daha yüksek enerjili gama ışınlarının oluşturduğu saçılma bölgesi Compton tepesi, Compton kenarı ve geri saçılma piklerinin toplamını ifade etmektedir. Saçılma bölgesinin oluşmasında etkili olan faktörler; hasta vücudundan detektöre ulaşana kadar fotonların yolları üzerindeki etkileşimler, kolimatörün septal penetrasyon etkisi ve NaI(Tl) kristalinin içindeki etkileşimler olarak sayılabilir. Kaynaktan ya da organdan yayılan gama fotonları kristal içinde birçok çarpışma yaparak enerjilerini giderek kaybederler. Kristalden çıkan sintilasyon fotonunun enerjisine eşit olan gama fotonları enerji spektrumunun pik enerjisi oluşturur. Pik enerjisindeki fotonların kaynaktan yayılma ihtimali diğer enerjilere göre daha fazla olduğundan, spektrumun pik enerjisi kolayca görülebilir. Muhtelif çarpışmalar sonucunda enerjisi azalarak detektörden çıkan fotonlar spektrumun çıkan kolunu oluştururlar. Kristal içinde aynı atoma aynı anda birden fazla fotonun isabet etmesi pik enerjisinden daha yüksek enerjili fotonların çıkmasına neden olur. Bu fotonlar spektrumun inen kolunu oluştururlar.



Şekil III.9. Puls yüksekliği (gama enerji) spektrumu.

III.4.7. NaI(Tl) Sistemlerinin Genel Özellikleri

Değişik ölçü ve boyutlarda imal edilen ve değişik amaçlar için kullanılan NaI(Tl) kristal sistemlerinin yaygın karakteristikleri vardır. Bunlar; enerji razolüsyonu, enerji lineeritesi, deteksiyon etkinliği ve sayım hızı performansdır.

Enerji Rezolüsyonu

Enerji spektrumunda gerçek enerji pikleri ideal olarak tek bir çizgiden ibarettir. Foton çoğaltıcı tüpün fotokatodundan serbestleyen elektronların istatistiksel dalgalanmalarından dolayı, NaI(Tl) kristalli detektörler ile hiçbir zaman çizgi şeklinde enerji piki elde edilemez. Ana pikin biraz altında biraz üstünde olmak üzere yayvan bir fotopik elde edilir.

Yukarıdaki gama enerji spektrumunda görüldüğü gibi

Enerji rezolüsyonu = $FWHM / E_{\gamma} \times 100$ formülüne göre bulunur.

FWHM (Full Width at Half Maximum): Fotopikin yarı yüksekliğindeki genişlik,

E_{γ} : Radyonüklidin enerjisi

Foton enerjisi arttıkça enerji rezolüsyonu iyileşir. Bu nedenle NaI(Tl) detektörlerinin enerji rezolüsyonunu ölçmek için genellikle 662 KeV enerjisi olan ^{137}Cs kullanılır. NaI(Tl) 'nin ideal enerji rezolüsyonu %7 dir.

Enerji Lineeritesi

Sintilasyon sinyalinin puls yüksekliği kristalde depo edilen gama ışınının enerjisi ile orantılıdır. ¹²⁵I gibi düşük enerjili radyonüklidlerin deteksiyonunda, yüksek verim alınır. ¹³⁷Cs gibi yüksek enerjili radyoizotopların deteksiyonunda verim azalır. Bunun nedeni yüksek enerjili gama ışınlarının detektör materyalini delip geçmeleri ve kristal içinde depo edilen enerjinin az olmasıdır. Sintilasyon sayıcı sistemlerinin kristal kalınlığına bağlı olarak da enerji lineeriteleri değiştir.

Detektör Etkinliği

Radyoaktif kaynaktan yayılan tüm gama ışınları detekte edilmez. Bu ışınların bazıları detektöre bile ulaşamazlar. Detektör etkinliği, detekte edilen gama ışınlarının bir kesridir. Kaynaktan yayılan fotonlar ve detektöre çarpan fotonlar deteksiyonda iki önemli etkindir.

Geometrik Etkinlik

Radyoaktif kaynaktan uzaklaştıkça ışınların şiddeti azalmaktadır. Azalım miktarı ters kareler yasasına uyar. Yani kaynak şiddeti mesafenin karesiyle değiştir. Kaynağa yakın bir daire içine düşen foton yoğunluğu, kaynaktan uzaklaştıkça azalmakta, bu ölçüde fotonların birim yüzeye isabet olasılığı azalmaktadır. Kuyu tipi sayıcılardan iyi verim almak için kaynağın kristal yüzeyi ile teması sağlanmalıdır.

İntrensek (iç) Etkinlik

İntrensek etkinlik (ϵ) detektöre çarparak detekte edilen fotonların bir kesridir. İntrensek etkinlik detektör materyalinin kalınlığı (t) ve lineer atenüasyon katsayısı (μ)'nın bilinmesiyle belirlenir.

$$\epsilon = \text{detektör ile etkileşen foton sayısı} / \text{detektöre çarpan foton sayısı}$$

İntrensek etkinlik 0 ile 1 arasında değiştir, ve matematiksel olarak aşağıdaki formül ile verilir.

$$\epsilon = 1 - \exp(-\mu t)$$

İntrensek etkinlik ϵ 'e ne kadar yakın ise o kadar büyük olur. İntrensek etkinliği artırmak, materyal kalınlığının veya lineer atenüasyon katsayısının yükseltilmesiyle ya da her ikisini de yüksek tutmakla mümkündür.

III.4.8. Radyasyon Deteksiyon Sistemlerinde Elektronik İncrumantasyon

Preamplifikatör (Ön Şiddetlendirici)

PMT den gelen sinyallerin genliği mikro voltlar mertebesinde olup, oldukça dūşüktür. Bu elektrik sinyallerinin ölçülebilmeleri için genliklerinin milivoltlar seviyelerinde olması gerekir. Ön yükselticinin işlevlerinden birisi, gelen sinyalleri genlikleriyle orantılı olarak şiddetlendirmektir. Ön yükselticinin ikinci işlevi PMT ile diğer ardışık elektronik üniteler arasında empedans uyumunu sağlamaktır.

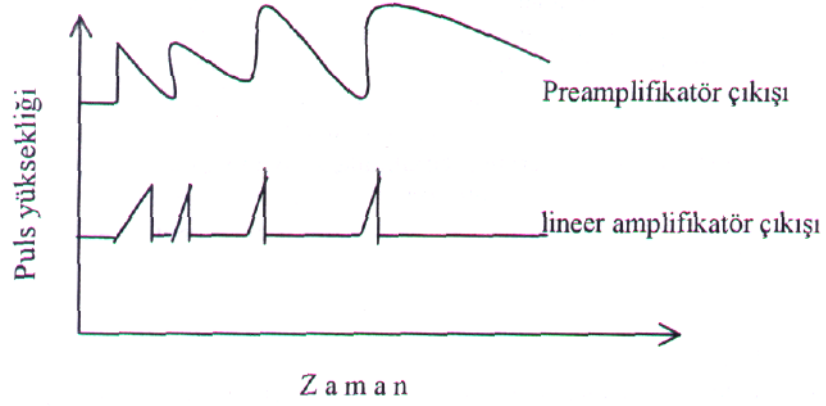
Amplifikatör (şiddetlendirici)

Amplifikatöre bazen lineer amplifikatör de denir. Lineer amplifikatörlerin iki temel işlevi vardır.

1.Kazanç faktörünü artırmak. Lineer amplifikatörün temel fonksiyonudur, ön yükselticiden gelen sinyallerin genliği hala küçük olup elektronik olarak değerlendirilecek seviyede değildir. Lineer amplifikatör ön yükselticiden gelen sinyalleri biraz daha şiddetlendirir. Bu arada gürültü diye tanımlanan küçük genlikli sinyaller de şiddetlenmiş ve detekte edilebilir hale gelmiş olurlar. Görüntü kalitesinin kantitatif göstergelerinden biri olan sinyal/gürültü oranı böylece azalmış olur. Bu istenmeyen durumu düzeltmek için lineer amplifikatörün diğer işlevleri hemen devreye girer.

2. Puls şekillendirme fonksiyonu. Pulsların çakışmalarını azaltır ve sinyal/gürültü oranını yükseltir. Ön yükselticiden çıkan pulsların kuyruklarının azalımı sırasında yeni bir puls ile çakışıp üst üste binebilirler. Lineer amplifikatör pulsların tabanlarını aynı seviyeye çeker, pulsların oluşum sürelerini kısaltır. Böylece yüksek sayım hızlarında deteksiyon duyarlılığını arttırmış olur.

Lineer amplifikatör sintilasyon sayıcı sistemlerinde kazanç kademesi seçimine de imkan verir. Enerji seçim aralığını muhtelif kademelerde genişletip, daraltarak değişik enerjili radyoizotopların deteksiyon etkinliklerinin incelenmesine olanak sağlar. Örneğin kazanç kademesini 0-100 KeV'de tutarak enerjisi bu aralıkta olan I-125'in deteksiyonunu yapabiliriz. Benzer şekilde kazanç kademesini 0-250 KeV'de tutarak 140 KeV enerjisi olan Tc-99m'in deteksiyonunu yapabiliriz. 662 KeV enerjili Cs-137'nin deteksiyonunu ise kazanç kademesini 0-1000 KeV'de tutarak daha ayrıntılı şekilde yapabiliriz.



Şekil III.10. Bir radyasyon sayıcı sisteminde ardışık puls sinyalleri. Üstte, daha uzun zaman sabitine sahip ün yükselticiden çıkan sinyaller. Altta, çıkış sinyallerinin amplitüdü, zamanlama bilgileri kaybolmadan tabanlarının aynı seviyeye çekildiği görülmektedir.

Puls Yükseklik Analizörü (PYA)

Amplifikatörden gelen pulsların genlikleri farklıdır. NaI(Tl) kristali üzerine düşen irili ufaklı tüm pulslar şiddetlendirilerek PYA'ne gönderilir. Pulslardan bazıları gürültü sinyalleri, bazıları izotopun değişik enerjilerinden kaynaklanan sinyaller ve bazıları da Compton saçılmasının neden olduğu sinyallerin oluşturduğu pulslardır. Oysa biz radyonüklidin maksimum verimli pikinden ileri gelen pulsları detekte etmek isteriz. Sayıcı sistemde bahsedilen pulslar aslında enerji ile orantılı olan voltaj genlikleri (yükseklik)'dir. Puls yükseklik analizörlerinin iki tipi vardır.

1. Tek kanallı analizörler: Tek kanallı analizörler, lineer analizörden gelerek voltaj genlik aralığına düşen pulsların ayırımını ve sayımını yaparlar. Temel devre elemanları alt seviye diskriminatörü (LLD), üst seviye diskriminatörü (ULD) ve antikoincidans devredir. Puls yüksekliği sınırlamasına karşılık gelen alt seviye ve üst seviye voltajları devre elemanları ile sınırlanabilir. Buradan alınan sinyaller antikoincidans devreler üzerinden sayıcı devrelere gönderilir. Sistemler üzerinde bu sınırlamaları yapan potansiyometreler mevcuttur. Alt ve üst seviye arasındaki voltaj farkına (enerji aralığı) pencere genişliği denir. Deteksiyon sistemlerinde sadece pencere aralığındaki sinyaller değerlendirilir. Pencere dışındaki veriler değerlendirilmez. Böyle pencere genişliğinin alt ve üst sınırlarını ayarlayabilen sistemleri spektrometreç denir. Sintilasyon sayıcı sistemlerinde puls yükseklik analizörü terimi yerine bazen pula yükseklik spekirometresi (PYS) terimi de kullanılır. PYS'de ULD ve LLD kullanılarak yapılan sayım düz differansiyel sayım sistemi denir. Bu sistemde yapılan çalışmalarda pencere aralığı daraltıldıkça sayım hızı azalır, sayım süresi uzar. Buna karşın sayım hassasiyeti

artar. Pencerenin alt sınırı (LLD) en düşük enerji seviyesine, pencerenin üst sınırı (ULD) enerji seviye-sinin en üst sınırına yerleştirilerek sayım yapılırsa, bu sayım sistemine integral sayım sistemi denir. İntegral sayımda pencere aralığı en geniş aralıkta açılmış olup tüm pulslar sayılır.

Tek kanallı bir spektrometrede herhangi bir radyonüklidin enerji spektrumunu çizdirmek mümkündür. Bunun için seçilen bir gama kaynağı sabit geometride sayıcı önüne veya sayıcı kuyusuna yerleştirilir. Kaynaktan çıkan gama ışınları yukarıda bahsedilen olaylar sonucunda sayıcıda değerlendirilerek sonuçta bazı rakamsal veriler alınır. Enerji akalasının en düşük kademesinden başlayarak sabit bir pencere aralığında ve sabit sürede sayımlar alınır. Pencere aralığı eşit oranda kaydırılarak sayımlar tekrarlanır. Sayımların muhtelif değişimlerinden sonra belli bir bölgede sürekli yükselişleri başlar. Bu yükseliş daha sonra yerini azalışa bırakır. Öyle bir skalaya gelindiğinde sayımlardaki azalmaların istatistiki önemi kaybolur. İşte sayımların maksimum yükseliş gösterdiği enerji radyonüklidin pik enerjisi olarak bilinir. Çok enerjili radyonüklidlerde doğal olarak birden fazla pik enerjisi elde edilir. Fakat tüm piklerin yükseklikleri aynı olmayıp, o enerjide yayımlanan foton sıklığına bağlı olarak enerji pik yükseklikleri de değişiklik gösterirler.

2, Çok kanallı analizörler: Nükleer tıpta kullanılan bazı radyonüklidlerin birden fazla pik enerjileri vardır. Örneğin ^{67}Ga 'nin ve ^{201}Tl 'in farklı enerjilerde üç piki vardır. Sayımı ya da görüntüleme amacıyla farklı enerjiler-deki bu pikler detekte edilmek istenirse, en az üç kanallı analizörü olan sisteme ihtiyaç duyulur. Şayet istenirse her kanal ayrı deteksiyon yapabilir, veya kanallar birlikte fonksiyona getirilerek tek bir çıkış alınabilir.

III.4.9. Sayıcı ve Zamanlayıcı Üniteler

Puls yükseklik analizöründen çıkan sinyallerin puls sayısını saymak için digital sayıcılar kullanılır. Sadece pulsları sayan bu aletlere sayıcı denir. Sayımların sayısını kontrol eden üniteye ise zamanlayıcı denir. Sayıcı sistem üzerinde sayım miktarına göre veya zamana göre çalışma yapmak mümkündür. Yani, istenirse radyoaktif bir örneğin verdiği sayımlar belli bir sayıda durdurulabilir. Bu sayı önceden sayıcıya yüklenebilir. İstenirse sayıcının önceden belirlenen belli bir süre kadar sayım yapması sağlanabilir. Nükleer tıp çalışmalarında sayıma göre, ya da zamana göre yapılan çalışmalar operatörün tecrübesine dayanmakla beraber, istenilen görüntü kalitesini veren çalışma

süresi tespit edilir. Daha sonraki çalışmalar aynı sayım miktarını verecek şekilde düzenlenir. Yani ilk çalışma zamana göre, sonraki çalışmalar sayıma göre düzenlenir.

III.4.10. Kuyu Tipi Gama Sayıcıları

Nükleer tıpta in-vitro sayımların yapıldığı sistemleri oluştururlar. Genellikle doku, kan, idrar örneği, radyoimmunoassay örnekleri, hormonlar, radyonüklid ayırımı, kalite kontrol çalışmaları, radyofarmasi ve radyokimyasal aktivite ayırımları çalışmalarında kuyu tipi sayıcılar sıklıkla kullanılır.

III.4.11. Detektör Karakteristikleri ve Detektör Etkinlikleri

Radyoaktif numunenin kuyu dibine yerleştirilmesi için Nal(Tl) kristali kuyunun şeklini almıştır. Sayımı yapılacak örnek kuyunun dibine konulur. Kuyunun dışı kurşun muhafaza ile kaplıdır.

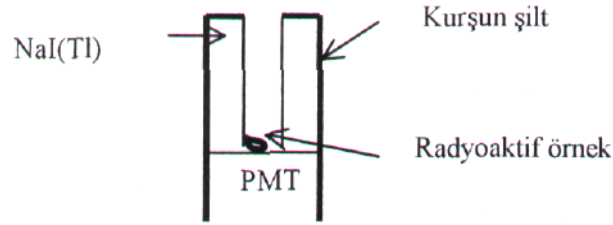
Nal(Tl) kristallerinin boyutları; 4.5 cm genişlik ve 5 cm. uzunluğunda olanlar ile 1.6 cm genişlik ve 3,8 cm uzunluğunda olanlar standart tiplerdir. Bu ölçüler genellikle test tüplerine göre belirlenmiştir. Değişik amaçlar için başka kristal boyutlarında olanları da vardır.

Enerji rezolüsyonları zayıftır (^{137}Cs için FWHM %10-15). Kuyu tipi sayıcıların detektör etkinliği oldukça yüksektir. Çok düşük background sayımları veren sayıcıların deteksiyon etkinliği yaklaşık % 100 düzeyindedir. Radyoaktif örnek kuyunun ağzına yaklaştıkça bu etkinlik azalır. Bu nedenle sayımı yapılacak örneğin kuyunun dibine yerleştirilmesi gereklidir. Kuyu tipi sayıcıların hassasiyeti oldukça yüksek olup, nCi ve μCi aktivitelerinde sayımı yapılabilir. Daha yüksek aktiviteli örnekler sayıcıda ölü zaman problemi yaratacağından sayılmaları uygun olmaz.

III.4.12. Spektrometrelerin Kalibrasyonu

Detektör materyalinde depo edilen enerjinin puls yüksekliği ile veya bununla eş anlama gelen sayım miktarı ile orantılı olduğunu yukarıda belirtmiştik. Ayrıca sintüasyon sayıcılarının yüksek voltaja karşı çok duyarlı olduklarından bahsetmiştik. Şimdi burada bir sayıcının kalibrasyonunun nasıl yapıldığını kısaca açıklayalım. Enerjileri birbirine çok yakın ve çok uzak olmayan $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ve ^{131}I gibi iki radyonüklid numunesi alınır. Sabit geometride tutulmak şartı ile, %10 pencere açılarak önce yüksek enerjili radyoizotop sayılır. Yüksek voltaj potansiyometresi ile maximum sayım veren

yerde potansiyometre sabitlenir ve kaynak kaldırılır. Sonra diğer radyonüklid aynı yere konularak işlem tekrarlanır. Ardından ilk radyonüklid tekrar sayılarak yüksek voltajın değişip, değişmediği kontrol edilir.



Şekil III.11. Kuyu tipi gama sayıcısının şematik gösterimi

İkinci aşamada daha yüksek enerjili üçüncü bir radyonüklid numunesi alınır. Sabit yüksek voltajda, sabit geometride ve sabit pencere aralığında her radyonüklidin maximum sayım verdiği enerji sıkalası bulunur. Bulunan değerler ile bilinen enerji pik değerleri arasındaki değişim liner grafik kağıdına çizilerek kalibrasyon eğrisi elde edilir. İdeal bir kalibrasyon eğrisi, eğimi 45° olan ve koordinat sisteminin başlangıç noktasından geçen lineer bir çizgiden ibarettir. Şayet bu sekile yakın bir kalibrasyon eğrisi elde edilemezse, yüksek voltaj tekrar kontrol edildikten sonra aletin servisine başvurulmalıdır,

III.5. NÜKLEER SAYIM İSTATİSTİKLERİ

Radyoaktivite ölçümlerinin hepsi az ya da çok hata içerir. Nükleer tıp çalışmalarında ölçüm hatalarını belirlemek ve alınması gerekli tedbirleri tartışmak sonuçların güvenilirliği yönünden fayda sağlayacaktır. Bu bölümde hataların nasıl analiz edildiğini ve nasıl minimize edilmesi gerektiğini incelenmiştir.

Ölçüm Hatalarının Çeşitleri

1.Kaba hatalar: Bu tür hatalar sonuçta oldukça büyük yanlışlıklara sebep olurlar. Anlaşılmaları kolaydır. Ölçü için yanlış alet seçimi, örnek muhafazalarının yanlış etiketlenmesi, hatalı radyofarmasötik enjeksiyonu....vs bu türden hatalardır.

2.Sistematik hatalar. Aynı şekilde tekrarlayan hatalı sonuçlar verir. Bu tür hataların anlaşılmaları kolay olmayabilir. Şüpheli durumlarda standart sayımı yaparak hatalı ölçüm anlaşılabilir.

3.Tesadüfi hata: Radyoaktif bozunmanın tesadüfi olmasından kaynaklanır. Ard

arda tekrarlanan sayımlardaki farklı sonuçların gözlenmesi tesadüfi hata ile açıklanabilir.

Hassas sayım sistemleri kullanarak ölçümlerdeki hata payını azaltmak mümkündür. Fakat tamamıyla yok etmek mümkün değildir.

III.5.1. Poisson Dağılımı

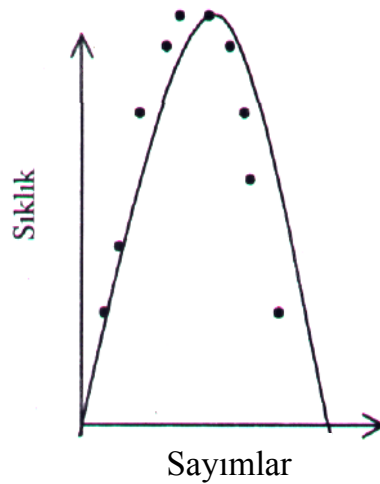
Uzun yarı ömürlü bir radyoaktif örneğin özel bir sayım sistemi ile ideal şartlar altında tekrarlanan sayımlarının alındığını varsayalım. Bu sayımlar N_1, N_2, N_3, \dots vs şeklinde kaydedilsin. Sayımların nümerik değerleri farklı olduğundan gerçek değer alınan sayımların ortalaması olur. Bu şekildeki bir uygulama rutin çalışmalarda pratiklik açısından uygun değildir. Rutin çalışmalarda tek bir sayımla sonuca gidilmek istenir.

Şekildeki katı noktalar poisson dağılımı ile matematiksel olarak tanımlanır. Bu ifade

$$p = e^{-m} \frac{m^N}{N!}$$
 olarak verilir.

Burada $m=N$ ortalama tek bir sayım kabul edilerek, Poisson dağılımının özel şekli olan

$$N \pm \sqrt{N}$$
 ifadesi rutin nükleer tıp çalışmalarında kullanılmaktadır.



Şekil III. 12. Poisson Dağılımı

Aşağıdaki Şekil III.13’de bir gama enerji spektrumu üzerinde enerji seviyelerinin enerji rezolüsyonu ya da FWHM gösterilmiştir.

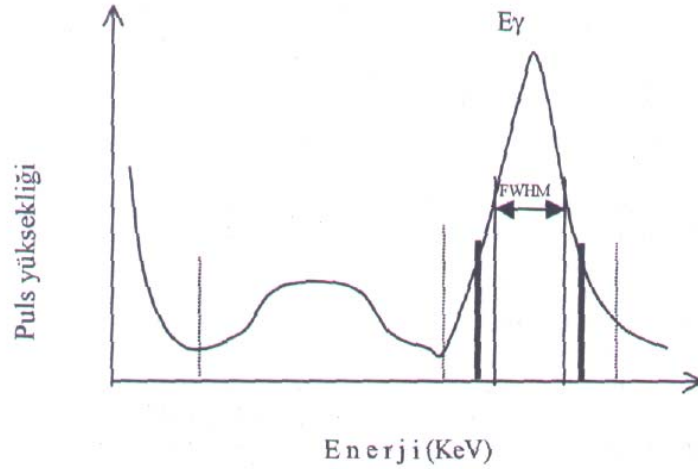
III.5.2. Gaus (Normal) Dağılımı

20'den fazla ölçüm sonucu ele alındığında, ölçümlerin ortalaması normal dağılıma yaklaştığı için Gaus dağılımı radyoaktivite sayımlarına uygulanmaktadır. Aktivitesi sabit bir kaynağın aynı koşullar altında bu- sintilasyon sayıcısında bir seri ölçüm neticesinde

Tablo III.3. Emniyet sınırlarının tanımlanması

Sayım aralığı	Emniyet seviyesi
$N \pm 0.675 \sqrt{N}$	50
$N \pm 1 \sqrt{N}$	68
$N \pm 1.6 \sqrt{N}$	90
$N \pm a \sqrt{N}$	95
$N + 3 \sqrt{N}$	99

elde edilen sayım hızları ve bu sayım hızlarının sıklığına göre değişim eğrisi çizilirse çan şeklinde bir değişim görülür (Şekil III.13). Bu eğride sayım sıklığının en fazla olduğu değer, ölçümlerin aritmetik ortalamasıdır.



Şekil III.13. Rezülüsyon

Sayım Hızı

N sayımı t süresinde alınmış ise, sayım hızı R ile gösterilmek koşulu ile,

$R = N/t$ bağıntısı ile verilir.

Minimum Detekte Edilen Aktivite (MDA)

Bir gama sayıcı sisteminde en az hangi düzeydeki aktiviteyi detekte edebiliriz? Bu sorunun yanıtı sayıcıda hiç bir örnek yokken alınan sayım miktarına (background) bağlıdır. MDA sistemin background sayımları ile kıyaslanarak %99 emniyet seviyesinde

kalacak şekilde belirlenir.

$$MDA = 3 (Rb/t)^2$$

III.6. GAMA KAMERALAR

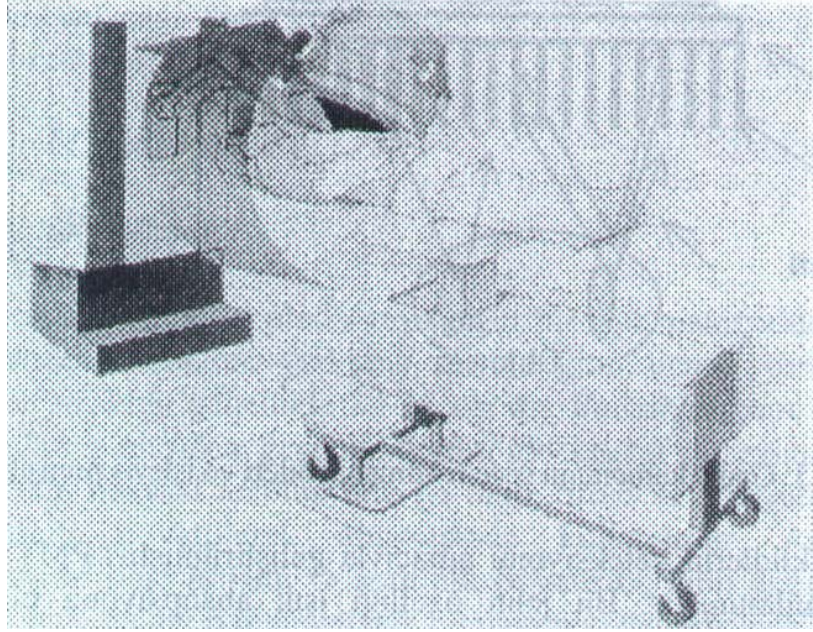
III.6.1. Tarihçe

Hal Anger 1956'da 10 cm çaplı NaI(Tl) kristali ve 7 adet foton çoğaltıcı tüpü (PMT) olan ilk gama kamerasını icat etmiştir. Bu icattan sonra gama kameralar Anger Kamera ismi ile de telaruz edilmektedir. 1964'de Ben Cassen derinlik boyutundan gelen foton bilgilerinin iki boyutlu görüntülerdeki deteksiyon yetersizliğine çözüm olarak tomografik görüntüleme sistemini geliştirmiştir. Daha sonra Kuhl ve Edward emisyon tomografisini geliştirdiler. Bu araştırmacılar tomografik görüntüleme bilgisayar aracılığıyla basit geri projeksiyon tekniğini kullanarak, kesit görüntülerinin rekonstrüksiyonu ile üç boyutlu görüntüyü elde etmişlerdir. Daha sonra geniş görüş alanı sağlayan daha büyük çaplı kristale ve daha çok PMT'ye sahip detektörler çeşitli firmalar tarafından yapılmıştır. Emisyon tomografisindeki modern gelişmeler radyolojide transmisyon tomografisinin kullanılmasından sonra başlamıştır. 1970'li yılların sonlarına doğru birçok firma tarafından farklı SPECT sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemler kullanım amaçları ve geometrik özelliklerine göre; Uzun eksen tomografi sistemleri (Anger pho/con, coded aperture sistemleri, seven-pinhole rotating slant-hole) ve kısa eksen tomografi sistemleri (çok kristalli sistemler, dönen kamera sistemleri) olarak sınıflandırılır. [4], [10]

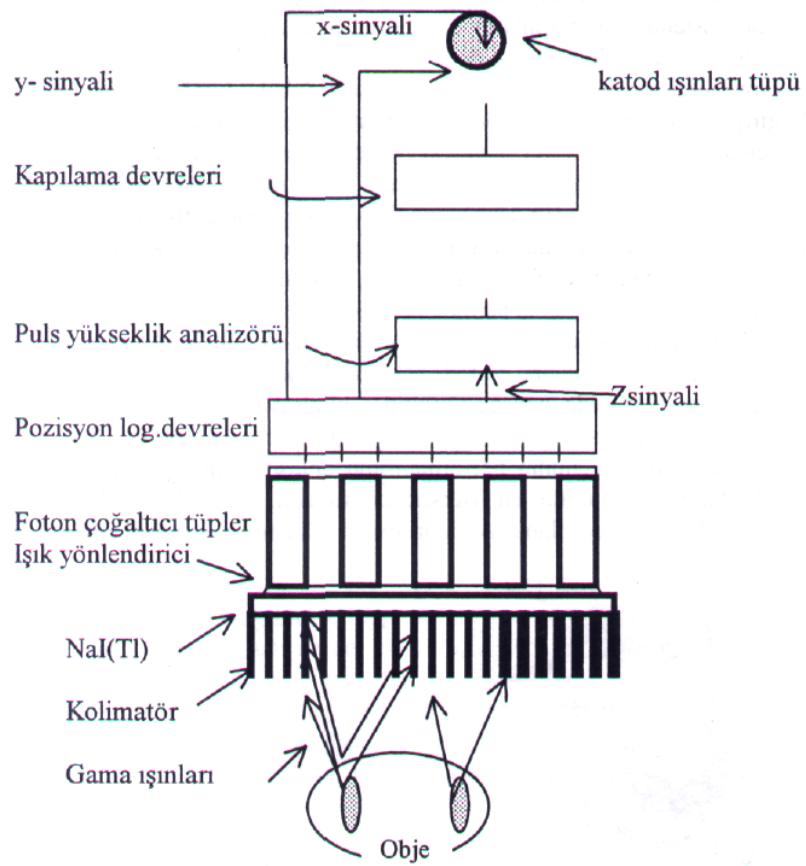
III.6.2. Sistem Komponentleri ve İşleyiş Prensipleri

Konvansiyonel gama kameralarda, organdan yayılan gama fotonları kolimatör tarafından yönlendirilerek detektör elementi olan sodyum iyodür kristali NaI(Tl) üzerine düşürülür. Kolimatörün bir işlevi de, çevreden gelen ve görüntü sahasına girmesi istenmeyen fotonların durdurulmasını sağlamaktır. NaI(Tl) kristali, üzerine düşen gama fotonlarını durdurarak enerjileri ile orantılı sintilasyon fotonları çıkarır. Sintilasyon fotonları ışık yönlendirici tabaka tarafından odaklanıp PMTlerin girişindeki fotokatoda çarptırılarak buradan elektron kopmasına sebep olur. Açığa çıkan elektronlar PMT

içindeki dinodlar arasında yüksek voltajın da etkisiyle hızlandırılır ve giderek sayılan artar. Elektronlar bu şekilde PMT çıkışındaki anodta toplanırlar. Böylece organdan yayılan gama fotonları NaI(Tl) kristalinde sintilasyon fotonlarına, PMT içinden geçerek elektrik sinyallerine dönüştürülmüş olur. PMT'den çıkan sinyaller X-boyutundan alınan sinyaller, Y-boyutundan alınan sinyaller ve Z-boyutundan (enerji boyutu) sinyalleri olmak üzere üç farklı boyuttan gelir. Bu sinyaller çeşitli elektronik ünitelerde şiddetlendirilip, şekillendirildikten sonra katod ışınlan tüpünde görüntüye dönüştürülürler. Gama kamerada elde edilen görüntüler bilgisayar aracılığıyla işlenerek görüntü kalitesinin artırılması sağlanır. Ayrıca görüntü üzerinde değişik analizler yapılabilir. Görüntüleme sisteminin performansının anlaşılmasının ilk basamaklarından biri de ham görüntünün en yüksek doğrulukta elde edilmesidir. Ham görüntü üzerine daha sonra uygulanacak algoritma ve düzeltme teknikleri görüntü kalitesini ve doğruluk kriterlerini aynı paralelde artırmaktadır. Gama kameraların detektör elementi NaI(Tl) dir. Kristaller dikdörtgen ya da daire şeklindedir. Kristal çapı 30-50 cm, kalınlığı ise 2.5 cm veya 6-8 mm dir. İnce kristaller genellikle ^{201}Tl (70 KeV) ve $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 KeV) gibi nispeten düşük enerjili radyo Konverjan kolimatör nükleidlerin deteksiyonu amacıyla geliştirilmiştir. PMT'ler kristale optik jel ile bağlanmıştır. Bu jelin özelliği ışık absorpsiyonu olmamasıdır. Kristalden çıkan sintilasyonların PMT'lerin fotokatoduna odaklanmasını sağlayan ışık yönlendirici tabaka PMT ile kristal arasında bulunur. Çoğu modern gama kameralarda PMT'ler altıgen şeklinde bir model ile dizilmişlerdir. PMT sayısı 37, 55, 61, 75, veya 91 olabilir. PMT'lerin 7.5 cm uzunluğunda olanları en yaygın olarak kullanılmaktadır . [4], [10]



Resim III.2: SPECT yapabilen Siemens Orbiter gama kamera



Şekil III. 14. Gama kamerasının sistem komponentleri ve işleyiş prensibi

III.6.3. Kolimatörler

Kolimatörlerin kullanıcı yönünden büyük önemleri vardır. Nükleer tıpta yapılan görüntülemelerde amaca uygun kolimatör kullanılır. Gama ışınları, elektromagnetik radyasyon olmaları nedeniyle kırılmazlar, doğrultuları da değiştirilemez. Ancak kurşun gibi ağır elementler tarafından zayıflatılabilir veya durdurulabilirler.

Gama kameralarda kolimatör kullanımının esas amacı, organdan gelen ışınları detektöre yönlendirmek ve harici kaynaklardan gelen ışınları durdurmaaktır.

Kolimatör yapımında genellikle kurşun elementi tercih edilir. Kurşun yüksek atom numaralı ($Z = 82$) olup gama ışınlarını iyi absorbe eder. Yumuşak olup kolay şekillenebilir.

Kolimatör içinde ışınların geçişine uygun delikler (holler) vardır. Deliklerin şekli yuvarlak veya köşeli olabilir. Deliklerin boyları yine kolimatörün kullanım özelliğine göre kısa veya uzun olabilir. Deliklerin arasındaki kalınlığa septa denir. Septa kalınlığı da kullanılan radyonüklidin enerjisine göre ince veya kalın olarak dizayn edilir. Buradan anlaşılacağı üzere kolimatörler yapılış özelliklerine göre belli bir sınıflamaya tabi tutulurlar.

III.6.4. Kolimatör çeşitleri Pinhol kolimatör

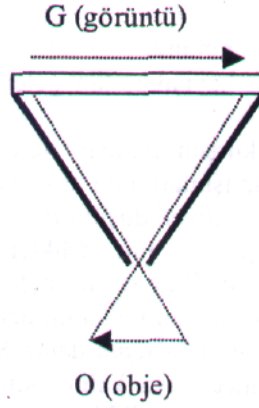
Kurşun, tungsten, platin veya diğer bir ağır materyalden yapılır. Pinhol, koni şeklinde kurşundan yapılmış olan aygıtın ucuna yerleştirilir. Koninin detektörden uzaklığı genellikle 20-25 cm dir. Pinholün çapı 4-8 mm kadardır. Gama ışınları pinholden geçerek detektörde kristal yüzeyine düşerler. Pinhol kolimatörlerin uzaysal rezolüsyonu iyi olup, tiroid ve göz gibi küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasında kullanılırlar. Aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi obje boyutu O , görüntü boyutu G , koni derinliği f ve objenin pinhol ağzına uzaklığı b olmak üzere bu parametreler arasında

$$G/O = f/b \text{ bağıntısı vardır.}$$

Pinhol objeye yaklaştıkça görüntü büyür, uzaklaştırıldıkça görüntü küçülür. Her iki durumda da görüntü kalitesi kötüleşir. Pinholün ağız genişliğine bağlı olmakla birlikte genellikle 8-10 cm'lik obje-kolimatör yüzeyi mesafesinde alınan görüntülerde istenilen kalite sağlanmaktadır. Pinhol kolimatör ile alınan görüntülerde sağ-sol tersliği vardır.

III.6.5. Çok Kanallı (hollü) Kolimatörler

Kolimatör kanatları birbirine paralel olan kolimatörler olduğu gibi, kanalları birbirine paralel olmayan kolimatörler de vardır.

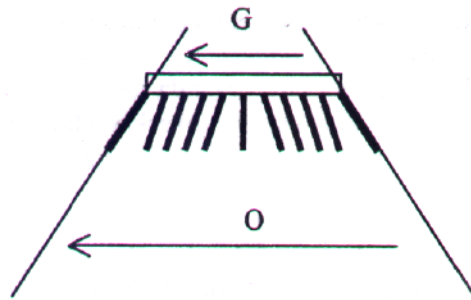


Şekil III.15. Pinhol kolimatör. Diverjan Kolimatörler

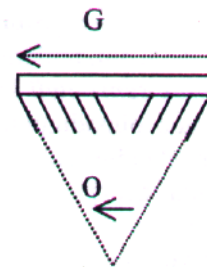
Kanalları detektör yüzeyinden uzaklaştıkça giderek daralır. Kolimatör yüzeyleri 40-50 cm kadar geniş olup, akciğerler gibi büyük organların küçük görüş alanı olan kameralarla görüntülenmesinde sıklıkla kullanılırlar. Günümüzde büyük görüş alanı olan kameraların yaygınlaşmış olması diverjan kolimatörlerin kullanımını azaltmıştır.

III.6.6. Konverjan Kolimatörler

Konverjan kolimatörler pinhol kolimatörlere benzer. Konverjan kolimatörler çok kanallı olup, pinhol kolimatörler tek kanaldır.



Şekil III.16. Diverjankolimatör



Şekil III.17. Konverjan kolimatör

Kanallar kolimatör yüzeyinden uzaklaştıkça giderek genişken açı yaparlar. En dıştaki kanalların kolimatörün ön tarafında kesiştiği yerin kolimatör yüzeyi ile

arasındaki mesafeye fokus mesafesi denir. En kaliteli görümü objenin fokus mesafesine yerleştirilmesi ile elde edilir. Konverjan kolimatörler küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasına olanak sağlar.

III.6.7. Parelel Hol kolimatörler

Nükleer tıpta en çok kullanılan kolimatör çeşididir. Parelel kanalları birbirinden ayıran septaların kalınlıkları görüntülenen radyonüklidin gama enerjisini durdurmaya yetecek kalınlıkta seçilir. Yüksek enerjili bir radyonüklidin ince septalan olan bir kolimatör ile görüntülenmesi durumunda penetre olan gama ışınları görüntü kalitesini önemli ölçüde bozar ve görüntünün bulanıklaşmasına sebep olur. Kolimatör kanallarının boyu da önemlidir. Kanal boyu uzun olan kolimatörlerde kanallara paralel gelmeyen ışınlar şayet ilk etkileştiği septadan geçebiliyorsa, aynı doğrultudaki diğer septalarda zayıflatılarak durdurulabilir. Parelel hol kolimatörler ile görüntülemeye başlamadan önce kolimatörün hastaya mümkün olan en yakın mesafeye yerleştirilmesi önemlidir. Çünkü kolimatör-hasta mesafesi açıldıkça, görüntülenmek istenen organın dışından gelen ışınların da detekte edilmesi sonucu görüntüde bulanıklık etkisi belirginleşir. Kanal uzunluğu, septa kalınlığı gibi kolimatörün yapılış özelliklerine göre paralel hol kolimatörleri şu şekilde sınıflandırabiliriz.

1. Yüksek rezolüsyonlu kolimatörler(HR): Görüntüde uzaysalrezolüsyonun önemli olduğu durumlarda kullanılırlar. Örneğin, kemik sintigrafisinde bir birine yakın lezyonların görüntülenmesi çok önemlidir. Bu kolimatör tipinde kanalların boylan uzun, hollerin çapı dar yapılmıştır.

2. Yüksek sensitiviteli kolimatörler (HS): Belli bir organda radyoaktivite tutulumunun olup olmadığının anlaşılması gibi, kısa sürede yüksek sayım toplanmasının amaçlandığı çalışmalarda kullanılır. Bu kolimatör tipinde kanalların boyu kısa, çapları geniş yapılmıştır.

3.Genel amaçlı kolimatörler (LEAP): Görüntülerde hem rezolüsyon, hem de sayım veriminin yüksek olmasının istendiği durumlarda kullanılır. Radyofarmasötüğün ilgili organda tutulumu nispeten az ise, ayrıca birbirine yakın odakların sintigrafik ayırım da istenirse o zaman genel amaçlı kolimatör kullanmak uygun olur. Bu tip kolimatörlerde kanal boyu ve çapı diğer iki tip ile optimize edilmiştir. Parelel hol kolimatörler kullanılan radyonüklidin enerjisine uygun seçilir. Bu nedenle kolimatörler

enerjilerine göre farklı bir sınıflamaya tabi tutulurlar. Bunlar;

1. Düşük enerji kolimatörleri: Enerjileri 150 KeV'den düşük radyo nüklidlerin görüntülenmesinde kullanılan kolimatörler,
2. Orta enerji kolimatörleri: Enerjileri 150-300 KeV arasındaki radyonüklidlerin görüntülenmesinde kullanılan kolimatörler,
3. Yüksek enerji kolimatörleri: enerjileri 300 KeV'den büyük olan radyonüklidlerin görüntülenmesinde kullanılan kolimatörlerdir.

Çok sık kullanılmamakla birlikte özellikle beyin sintigrafisinde kullanılan eğimli paralel kanallı (slant hol) kolimatörler de vardır. Bu kolimatörlerin holleri kesik bir daire diliminin yüzey kavisine uygun tarzda uzanmaktadır. Ayrıca 511 KeV enerjili anihilasyon fotonlarının görüntülenmesinde kullanılan ultra yüksek enerjili kolimatörler de dizayn edilmiştir.

Gama kameraların özellikle detektör sistem komponentlerinin dizaynları, sintilasyon sayıcıları ile aynıdır. Ancak gama kameraların Nal(Tl) kristallerinin kalınlığı ve çapı farklıdır. PMT sayılan fazladır.

III.6.8. Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

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

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

İntrensek (iç) uzaysal rezolüsyon: Kolimatör çıkarılarak kristal önüne bar fantom yerleştirilir. ^{99m}Tc veya ^{57}Co nokta kaynağı detektör çapının en az beş katı mesafeye konularak, bar fantomun görüntüsü alınır.

Ekstrensek (dış) uzaysal rezolüsyon: Yukarıdaki işlem kolimatör takılı halde yapılır. Fakat bu defa düzlem kaynak kullanılarak bar fantom görüntüsü alınır. Ekstrensek uzaysal rezolüsyon aslında sistemin uzaysal rezolüsyonunun bir ölçüsüdür. Her iki ayırma gücü birlikte total sistem rezolüsyonunun elde edilmesine yarar ve aralarında şu matematiksel bağıntı vardır.

$$R = \sqrt{R_i^2 + R_e^2}$$

Burada; R: Total sistem rezolüsyonu, R_i : İntrensek uzaysal rezolüsyon, R_e : Ekstrensek uzaysal rezolüsyondur.

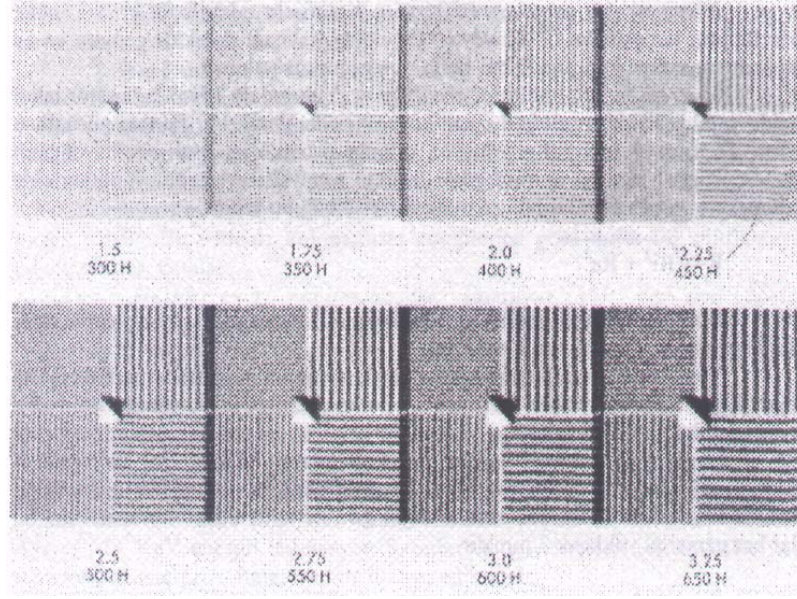
Total sistem rezolüsyonunun ölçüsü, görüntüleme sisteminin FWHM'na karşılık gelmektedir. Başka bir ifade ile iki eş aktivitedeki kaynağı birbirinden ayırt edebilmenin ölçüsüdür.

Uzaysal rezolüsyon bar fantom kullanılarak yapılır. Bar fantomun 4 farklı rezolüsyon bölgesi vardır. Her bölgedeki barların (aralıkların) genişlikleri birbirinden farklıdır. En dar olan aralığın göz ile ayırt edilebilmesi istenir. En dar bar genişliği yaklaşık 3 mm'dir,

Kontrast

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

Saçılmış fotonlar ve derindeki organlardan gelen fotonlar görüntü kontrastını bozan etkenlerdir.



Resim III.3. Farklı sayım yoğunluklarında alınmış uzaysal rezolüsyon görüntüleri

III.6.9. Gürültü

Görüntülerdeki gürültü etkisi yapısal ve istatistiksel olarak ikiye ayrılır. Yapısal gürültü sistemin elektroniğinden kaynaklanır. İstatistiksel gürültü ise, radyoaktivitenin parçalanmasının tesadüfi olmasından kaynaklanır. Gürültü etkisi görüntülerde bölgesel sayım yoğunluğunun çok ya da az olması şeklinde beliren dalgalanmalar şeklinde görüntülere yansır.

Radyoaktivitenin bozunum yasasındaki doğal olayları değiştiremeyeceğimize göre görüntülerimizi bu etkiden nasıl koruruz? Bunun için görüntüleme süresinin yeteri kadar uzatılması ve yeterli sayım miktarına ulaştıktan sonra çalışmanın bitirilmesi yeterlidir.

Gürültü etkisi fazla olan görüntülerde rezolüsyon ve kontrast da kötüleşir. Dolayısıyla, bir nükleer tıp görüntüsünün kalitesinde rezolüsyon, kontrast ve gürültü birlikte etkilidir.

Gama Kameralarda Kalite Güvenliği

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

Günlük Kalite Kontrol Testleri

- Katod ışınları tüpünde dotların (vuruş) şiddet ve büyüklüğünün ayarlanması,
- Kameradaki role, lens,....vb parlak ve saydam yüzeylerin temizlenmesi,

c. Kolimatörlerin ve bağlantı kablolarının kontrolü, İntrensek (iç) homojenitenin alınması,

d. Sensitivitenin hesaplanması,

Nükleer tıpta günlük rutin işlere başlamadan önce kalite kontrol testlerinin yapılması doğru tanı konulmasında önemlidir,

İntrensek (iç) homojenite: Kolimatör çıkarılır. Detektör çapının 5 katı uzağına saniyedeki sayımı 20.000'den düşük ^{99m}Tc veya ^{57}Co kaynağı yerleştirilir. Yeterli sayım toplanır. Elde edilen görüntüde homojen bir dağılım beklenir.

Haftalık Testler

a. Rezolüsyon kontrolü için bar fantomu görüntüsünün alınması,

b. Lineerite fantomu görüntüsünün alınması,

c. Yardımcı aksesuarların kontrolü,

Üç Aylık testler

a. Enerji rezolüsyonu,

b. Sayım hızı kapasitesi kontrolü,

c. Enerji pencereleri kontrolü.

III.7. SPECT (TEK FOTON BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ)

III.7.1. SPECTin Fiziksel Prensipleri

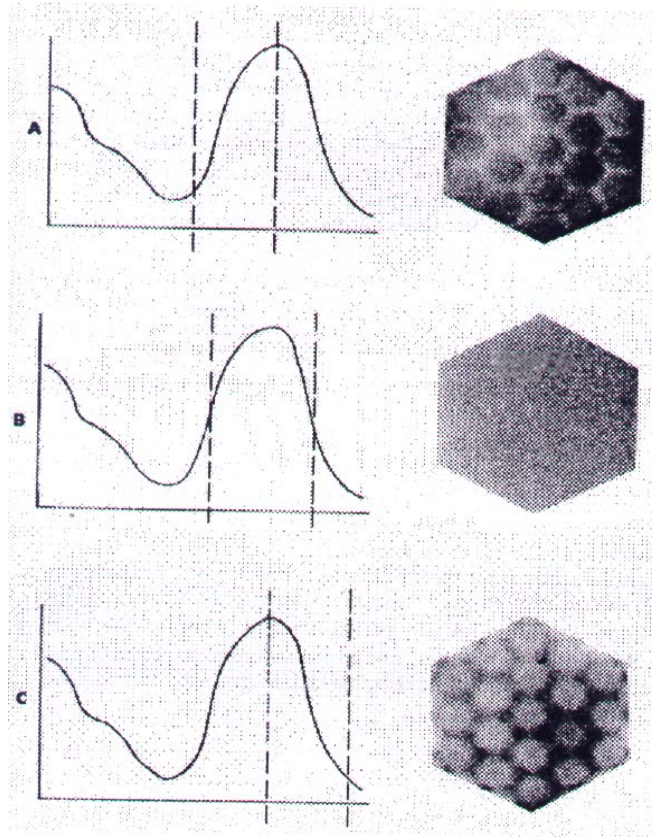
SPECT'in temeli 1917 yılında Avusturyalı matematikçi J.Radon tarafından yayınlanan bir yazı ile atılmıştır. Bu yayında radon iki ya da üç boyutlu bir objenin çeşitli açılar altındaki görünümünün yeniden elde edilebileceğini vurgulamıştır. 1922'de radyolojide X-ışını tüpü hasta üzerinde döndürülerek tomografi denemeleri yapılmıştır. Fakat objenin üç boyutlu yapısının oluşturulması ancak bilgisayarlı tomografinin geliştirilmesi ile anlam kazanmıştır. Radon'un yayınının klinik uygulamaya geçebilmesi Oldendorf un 1961 de ^{131}I ile gama ışınlarının transmisyon görüntülerinin alınmasına kadar sürmüştür. 1963'de Kuhl ve Edvard emisyon tomografisini geliştirmişlerdir. Bu araştırmacılar 1966'da osiloskop kamera ile elde

ettikleri projeksiyon görüntülerini depolamayı başardılar. Buna rağmen görüntülerin yeniden elde edilmesi (imaj rekonstrüksiyon) modem bilgisayarların geliştirilmesine kadar mümkün olmadı. Gama kamerayı icad eden Hal Anger 1967'de hastanın etrafında dönebilen bir kamera tezini ortaya attı. Bu düşüncenin uygulamaya geçebilmesi de on yıllık bir zaman aldı.[11]

III.7.2. Görüntü Matrisi

Gama kamerada alınan bilgilerin bilgisayar hafızasında depo edildiği küp şeklindeki ardışık kutucuklar kümesidir. Bu kutucukların herbirine piksel denir. Örneğin, 64x64 matriste 4096 tane piksel (kutucuk) vardır. Sintilasyon kristalinin herhangi bir yerinde oluşan bilgiler 1 ve 0 lık desimaller halinde sayımlar olarak birikir. Biriken sayımlar bu kutucuklarda kodlanır.

Matriks boyutu nükleer tıp uygulamalarında sonuçların istatistiki güvenilirliği yönünden önemlidir. Görüntü rezolüsyonunun iyileştirilmesi için, daha çok piksel sayısı kullanmak uygundur. Örneğin 256x256 görüntü matrisi,



Resim III.4. Homojenite görüntüleri. (A: pencere pikin sol tarafında, B: simetrik pencere, C: pencere pikin sağ tarafında. Simetrik pencere dışında homojenite görüntüleri bozuk olarak izlenmektedir.)

64x64 matriksten daha iyi görüntü rezolüsyonu sağlar. Ancak burada unutulmaması gereken bir husus da kullanılan gama kamera sisteminin total sistem rezolüsyonudur. Bizim gama kameramızın rezolüsyonu kullanılan piksel boyutundan daha fazla olmamalıdır. Örneğin, kameranın total rezolüsyonu 8 mm ise, bu değere en yakın matriks seçilmesi uygundur. Kamera detektörünün görüş çapı 400 mm olsun. 64x64 matriks kullanıldığı durumda bir pikselin genişliği $400:64= 6.25\text{mm}$ olur. Oysa 128x128 matriks kullanılırsa, piksel genişliği yarıya düşer. Bu da bilgisayar hafızasında gereksiz yer işgali anlamına gelir.

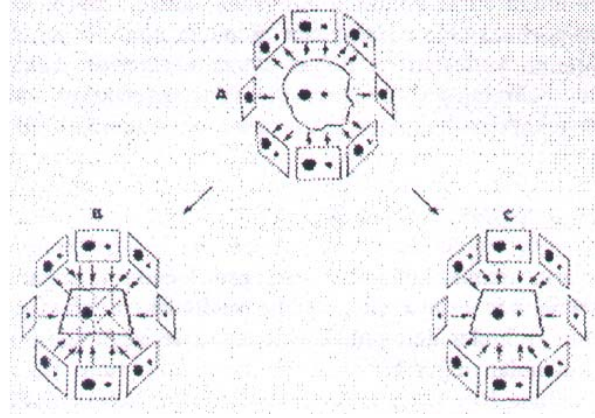
İstatistiksel dalgalanma, radyofarmasötiğin lokalize olduğu organda zaman içinde kendiliğinden parçalanması sırasındaki tesadüfi olaylardan kaynaklanır. Teknik olarak iyi bir görüntü elde etmek için istatistiki dalgalanmaların etkisinin en aza indirilmesi gereklidir. Görüntüleme de kullanılan matriks seçiminin istatistiki dalgalanmalarla ilişkisi vardır. Konvansiyonel gama kameraların 15 inç (38.1 cm) görüş alanı olduğu bilinmektedir. Fazla matriks kullanılarak yapılan çekimlerde her bir hücreye isabet eden sayım miktarı nispeten az olacaktır. Bu durum istatistiksel dalgalanmayı artırıcı bir etki olarak karşımıza çıkar. Görüntülerin bilgisayara kaydı sırasında sayım hızının bilinmesi ve uygun matriks seçiminin yapılması, görüntü rezolüsyonunun iyileştirilmesi yönünden faydalı bir uygulamadır.

Görüntülere büyütme faktörü uygulamasının da görüntü rezolüsyonu üzerinde önemi vardır, örneğin 2 kat büyütme uygulamak matriks boyutunu iki katına çıkarır, piksel içindeki sayım sayısını %50 azaltır. Böylece göz ile görülebilirlik artar, ancak bu durumda pikseller içindeki sayım sayılan azalacağından istatistiksel dalgalanmalar da artar. Dolayısıyla görüntü rezolüsyonu azalır.

III.7.4. Görüntünün Yeniden Elde Edilmesi (İmaj Rekonstrüksiyon)

Bilgisayarların gama kameralara bağlanmasıyla birlikte rekonstrükte imajların elde edilmesi mümkün olmuştur. SPECT teknikleri iki boyutlu görüntülerin her setinden üç boyutlu görüntülerin elde edilmesine olanak sağlar. Bunun için sintilasyon kamerasının hasta etrafında dönmesi ve her bir dönüş açısında veri toplaması gereklidir. Tüm açılarda verilerin toplanması tamamlanıncaya kadar bu işleme devam edilir. Her

bir görüş açısından alınan veriler bilgisayarda saklanır. Bilgisayardaki rekonstrüksiyon programları kullanılarak görüntünün yeniden elde edilmesi sağlanır. Daha sonra görüntü üzerinde istenilen kesitlerde tomografik dilimler alınarak klinik yoruma gidilir.



Şekil III. 18. Rekonstrüksiyon görüntüleri ve filtrelenmiş geri projeksiyon. (Sodee'den)

Halen en yaygın olan rekonstrüksiyon teknikleri geri projeksiyon ve iteratif rekonstrüksiyon teknikleridir. Şimdi bu teknikleri ana hatlarıyla inceleyelim.

III.7.5. Geri Projeksiyon Rekonstrüksiyon Tekniği

Geri projeksiyon yoluyla rekonstrüksiyon tekniği tüm rekonstrüksiyon tekniklerinin en yaygın olanıdır. Bu teknikte kameranın dönüş yaptığı açılardan projeksiyon imajları alınarak bilgisayar hafızasında depolanır. Tüm projeksiyon dataları toplandıktan sonra, en son görüntüden başlayarak, üst üste katlanır ve görüntünün üç boyutlu yapısı elde edilir. Geri projeksiyon tekniğinin iki tipi vardır. Basit geri projeksiyon ve filtrelenmiş geri projeksiyon. [32]

III.7.6. Basit Geri Projeksiyon

Basit geri projeksiyonda her hangi bir açıda toplanan bilgiler (sayısal veriler) kamera yüzeyinin temsil ettiği yerleşimdeki bilgisayar piksel kutucuğunda kodlanır. Kamera hasta etrafında döndükçe aynı kutucuğa isabet eden veriler ardışık kutucuklara doğru kodlanır. Kamera 180° dönüş yapınca aynı sıradaki piksellerin ortası daha koyu, iki uca gidildikçe daha açık tonda görüntü belirginleşir, Kamera hasta etrafında dönüşünü tamamlayınca, bir lezyona ait yıldız şeklinde görüntü elde edilmiş olur. Sonuçta görüntü yeniden elde edilmiştir. Görüntünün yerleşimi de doğru olarak

verilmiştir. Fakat Görüntüde kuyruk şeklinde belirginleşen ve istenmeyen yıldız artefaktları ortaya çıkmıştır. İlave düzeltim teknikleri kullanmadıkça görüntüde bulanıklık etkisi çok fazla olur.

III.7.7. Filtrelenmiş Geri Projeksiyon

En yaygın olarak kullanılan geri projeksiyon tekniğidir. Basit geri projeksiyon tekniğinde ortaya çıkan yıldız şeklindeki artefaktlar filtre kullanılarak düzeltilir. Filtreler geri projeksiyondan önce veya sonra kullanılabilir. Filtrelemede kullanılan diğer bir terim de konvolüsyondur. Bu nedenle filtre fonksiyonları sıklıkla konvolüsyon kerneli veya filtre fonksiyonu olarak adlandırılır.

III.7.8. İterativ Rekonstrüksiyon Teknikleri

Nükleer tıp çalışmalarında ilk uygulanan rekonstrüksiyon tekniğidir. Bu tekniğe bazen algebrik teknik de denir. Günümüzde pek kullanılmamakla birlikte kantitasyonu doğru sonuçlar verir. Bu teknikde görüntünün herhangi bir yerinden alınan matriks bilgileri, görüntü üzerinde kaydırılarak elde edilen tüm matrikslere uygulanır. Matriksin tüm eksenleri boyunca elde edilen veriler orijinal verilere uyarlanarak düzeltilir. Yer değiştirilen tüm matrikslere uygulanan işlemler ile ilk matriksin dataları elde edilince rekonstrüksiyon işlemi bitmiş olur. Tekniğin halen en önemli dezavantajı işlem süresinin uzun olmasıdır.

III.7.9. Atenüasyon (Zayıflatma) Düzeltmesi

Radyoaktif bir kaynaktan çıkan gama fotonlarının enerjileri geçtikleri ortamda yaptıktan etkileşimler neticesinde zayıflar. Gama fotonlarının derindeki organlardan geçerek detektöre ulaşmaları sırasında, değişik yoğunluktaki vücut dokularıyla etkileşmeleri sonucunda vücudun farklı yönlerindeki foton şiddeti azalmaları da farklı olur. Buna bağlı olarak yapılan kantitatif çalışmalarda hatalar ortaya çıkabilir.

Ortamın soğurucu etkisi projeksiyon profillerinin büyüklüklerinin azalmasına neden olur. Tüm SPECT sistemi lineer bir sistem kabul edilirse, projeksiyon değerlerindeki bu azalma görüntünün yeniden elde edilmesi işlemi boyunca ilerler ve sonuçta görüntünün iç kısım değerlerinin azalmış olarak çıkmasına neden olur.

Tek foton tomografisi ile görüntülerin kantitatif değerlendirilmesinde yukarıda

açıklanan foton azalım probleminin düzeltilmesi gereklidir. Simetri taşımayan ve homojen olmayan azalıma neden olan objelerde yeniden görüntülenen kesitler boyunca aktivite miktarının hesaplanmasındaki hata bilinmeyen bir değişkendir ve tam olarak düzeltilmesi mümkün değildir.

Foton azalımını belli bir dereceye kadar ortadan kaldıran bazı yöntemler vardır. Düzeltmeler bazı yöntemlerle rekonstrükte edilen görüntüye, bazı yöntemlerle de projeksiyonlara uygulanır. Biz burada atenüasyon düzeltimine ait yöntemlerin sadece isimlerini vermekle yetineceğiz. Foton azalımını düzeltme yöntemleri; sabit azalım katsayısına göre konvolüsyon ve Fourier yöntemi, tekrarlayıcı teknikler, Sorenson yöntemi ve Chang yöntemidir.

III.7.10. Frekans

Frekans, en genel anlamda saniyedeki titreşim sayısı olarak bilinir. Bilgisayar terimlerinde ise, sinüs dalgalarının birim mesafedeki pik sayısı olarak bilinir.

32 barlı bir fantomun görüntüsünü 64x64 matrikste kayıt edelim. Burada piksel başına 0.5 dönüşlük frekans düşer. Bu nispeten yüksek bir frekanstır. Bu yüksek frekansa Nyquist Frekansı denir. Başka bir kamera sisteminde 16 barlı bir fantomun barları ayırt edilebilir olsun. Burada ise piksel başına 0.25 dönüş frekansı düşer. Değişik bir kamerada 8 bar ayırt edilebilir olsun. Bu durumda da piksel başına 0.125 dönüş frekansı düşer. Bar fantomun son çeyreği olan 4 barlı kısımda ise piksel başına 0.0625 dönüş mümkündür. Nyquist frekansından daha yüksek frekanslara çıkıldıkça, sinüs dalgalarının dönüşleri tamamlanamayacağı için gelen yüksek frekanslı bilgiler kaybolur. Bu olaya alising denir.

Benzer olaylar, önce yavaş giden bir araba tekerleğinin video ekranında dönüşünün göz ile izlenebilmesi, fakat çok hızlı giden bir arabanın tekerleklerinin sanki dönmüyormuş gibi, hatta tersine dönüyormuş gibi izlenmesine benzetilebilir. Buradaki yanıltıcı olay videonun hızlı dönüş yapan tekerleğin dönüşleri seçememesinden ileri gelmektedir. Benzer şekilde bir görüntüdeki frekans Nyquist frekansından büyük olur ise radyoaktivite dağılımını doğru yansıtmaz. Bu olay tıpkı düşük sayım hızı veren çalışmalar ile elde edilen görüntülerdeki istatistiksel dalgalanmaların yaptığı etki gibi olur.

III.7.11. Proses Teknikleri (Görüntülerin İşlenmesi)

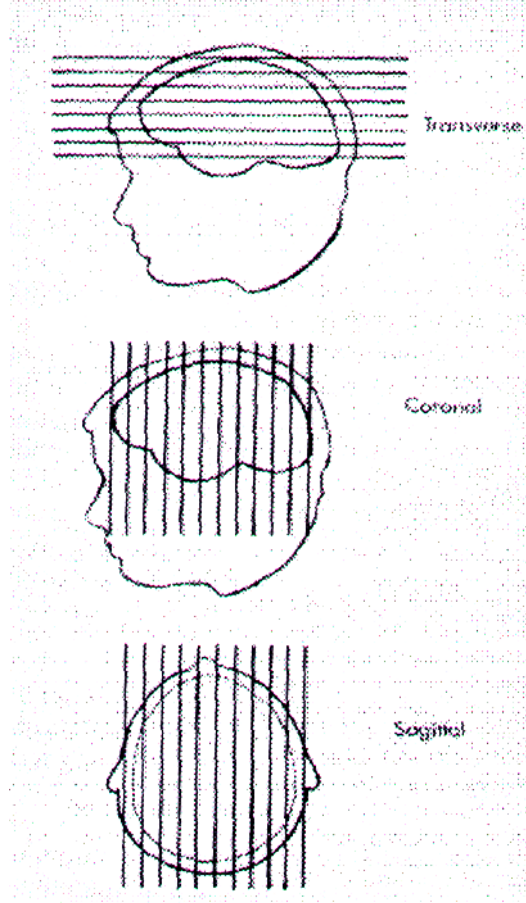
Kamera hastanın etrafında döndükçe planer imajın oluşumuna yarayan bilgileri toplayarak bilgisayara gönderir. Bu veriler her dönüş açısında toplanır. Elde edilen veriler sayısal değerlere çevrilerek piksellere kaydedilir.

SPECT rekonstrüksiyonu sırasında her açıda toplanan bilgiler diğer açıdan alınan bilgilere ilave edilir. Toplama işlemi sonucunda ortaya çıkan görüntü bulanık olarak izlenir. Çünkü her profilde gelen datalar bilgisayarda aynı eksen üzerinde tüm piksellere dağıtılır. Geri projeksiyon sırasında görüntü matriksindeki her hangi bir noktanın aktivitesi diğer noktalara da etki eder. Bir noktanın diğer noktalara etkisi matematiksel olarak tanımlanabilir. Rekonstrüksiyonda profil görüntülerinin arakesitleri değerlendirildiğinden matematiksel işlemler nispeten kolaylaştırılır. Matematiksel işlemlerin uygulanarak profil görüntülerinin arakesitlerinin sebep olduğu kuyrukların da düzeltilmesi görüntülerin netliğinin sağlanması yönünden gereklidir. İşte bu amaçla yapılan matematiksel işlemciler filtre fonksiyonları denir.

III.7.12. SPECT Filtreleri

Filtrelerin amacı, faydalı sinyali mümkün olduğu kadar korumak ve gürültüyü azaltmaktır. Gürültü, datadaki istenmeyen herhangi bir sinyal çeşidi olarak tanımlanabilir. Gürültü, sistemin elektronik yapısından veya radyoaktivitenin oluşumundaki istatistiksel dalgalanmalardan kaynaklanır. Bunlara ilave olarak ekstemal güç kaynaklarından, magnetik etkilerden, elektrostatik etkileşimlerden de kaynaklanabilir.

Klinik SPECT uygulamalarında biz faydalı sinyalleri muhafaza etmek ve gürültüye ait sinyalleri elemek isteriz. Filtrelemenin amacı, sinyal ve gürültü arasında optimize bir oran yaratmaktır (sinyal/gürültü). Filtreler rekonstrükte edilen imajlardan gelen artefaktları kaldırır ve projeksiyon datalarının toplanmasıyla doğal olarak oluşan bulanıklık etkisini düzeltir. Kullanılan filtre tipi, rekonstrükte edilen çalışmadaki ham datanın sayım yoğunluğuna göre seçilir. Genelde daha çok veri daha büyük sinyal/gürültü oran sağlar ve daha kaliteli görüntü elde edilir. Bu durumun tersine, düşük sayımlı çalışmalar daha çok gürültü etkisi ihtiva eder. Kenar keskinliğini artırmak ve rezolüsyonu iyileştirmek için daha dikkatli filtreleme işlemi gerekir. [29]



Şekil III.19. Rekonstrüksiyon sonrası SPECT kesitleri. (Üstte transvers, ortada koronal, altta sagittal kesitler şematik olarak görülmektedir.)

Tablo III.4. Beş farklı filtrenin görüntüleme parametrelerine göre dizilimi

Parzen, Bartlett, Hamming, Buttenvorth, Ramp	
Düşük gürültü ----->	Yüksek gürültü
Düşük rezolüsyon ----->	Yüksek rezolüsyon
Görüntü yumuşaklığı ----->	Digital imaj

Tabloda verilen beş farklı filtre, görüntülerde rezolüsyonu korumak ve gürültüyü bastırma kabiliyetine göre sıralanmıştır.

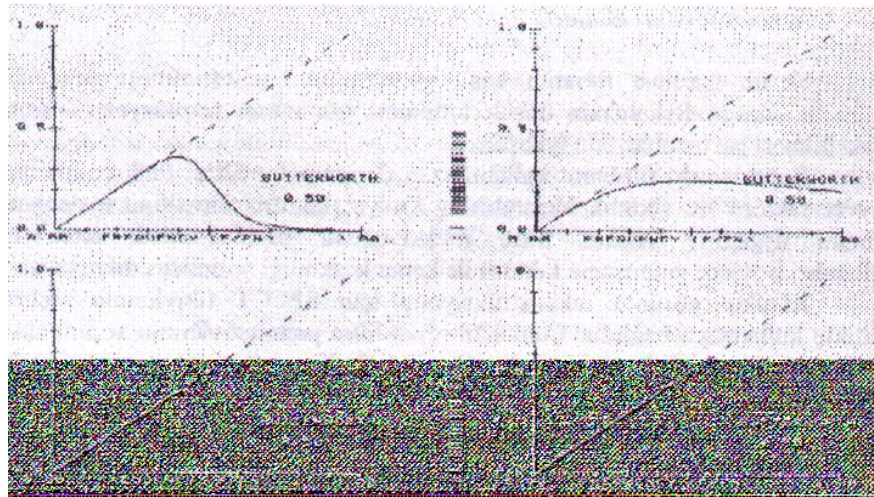
Ramp (yokuş) Filtreler : En yüksek görüntü rezolüsyonu sağlamalarına karşın en yüksek de gürültü etkisi yaratırlar. Rekonstrüksiyondan sonra görüntü kontrastı artar, ancak beraberinde ring (halka) artefaktları da doğurur. Bu nedenle rutin SPECT imaj rekonstrüksiyonunda ramp filtresini tek başına kullanmak uygun değildir.

- **Parzen Filtre** : Ramp filtrenin tam karşıtıdır. Rezolüsyonu en düşük olup, gürültü oranı da en düşük düzeydedir. Parzen filtre kullanılan imajlar çok fazla yumuşatıldığından görüntü içindeki lezyonlar maskelenmiş olur.
- **Bartlett ve Hamming Filtreler** : Ham datadaki gürültü etkisinin sebep olduğu istatistik dalgalanmaları azaltmak amacıyla, yumuşama etkisinin az olduğu durumlarda tercih edilir. Bu filtreler ^{201}Tl görüntüleri, kemik ve ^{67}Ga -görüntülerinin rekonstrüksiyonunda kullanılır.
- **Buttenthworth Filtre** : SPECT rekonstrüksiyonunda en sık kullanılan filtredir. Görüntülerde yumuşama etkisi ve kenar keskinliği arasındaki uyuşmayı iyi ayarlar. Beyin karaciğer ve akciğer görüntülerinin rekonstrüksiyonunda sıklıkla kullanılır. Mevcut SPECT filtreleri arasında çok yönlü kullanıma en uygun filtredir.

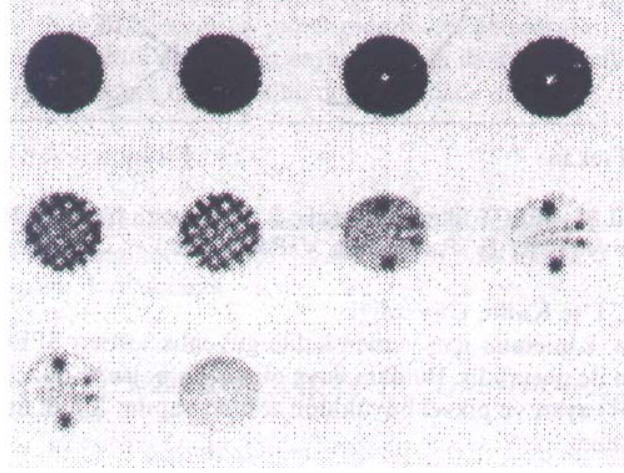
Tüm SPECT filtreleri cutoff (kesim) frekansı ile özelleştirilir. Buttenthworth filtre ayrıca order (kuvvet faktörü) ile özelleştirilir.

III.7.13. Düzleştirme -Yumuşatma (Smoothing)

Bu işlem aslında bir çeşit filtrelemedir. Görüntü üzerinde küçük bir matrikste bir bölge alınır. Matriksin ortasındaki çok yoğun sayımlı bölge, geniş bir matrikse yayılarak görüntü düzleştirilir.



Şekil III.20. Buttenthworth filtrenin farklı filtre spektrumları. (Cutoff frekansı hepsinde 0,5, kuvvet faktörleri değiştirilmiştir.)



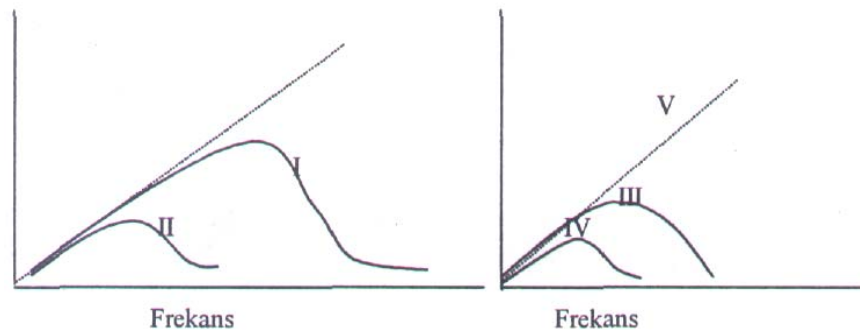
Resim III.5. SPECT fantomundan alınan farklı kesit görüntüleri.

III.7.14. Kesim Frekansı

Kesim frekansı filtrenin band genişliğinin özelleştirilmesi amacıyla kullanılır. Kesim frekansının düşük tutulması görüntüde rezolüsyonu bozar, yükseltilmesi ise rezolüsyonu iyileştirir.

Butterworth filtrenin kullanılması durumunda filtre fonksiyonlarına kuvvet faktörü ile etkinlik kazandırılır. Kuvvet faktörü filtre fonksiyonunun eğimini değiştirir. Kısaca filtre fonksiyonunu şekillendirmek amacıyla kullanılır. Böylece yumuşama faktörü ile kenar keskinliği optimize edilmiş olur.

Klinikte görüntü rekonstrüksiyonu için SPECT filtrelerinin seçimi pratikte kullanıcıya bağlıdır. Çünkü filtre ve filtre parametrelerinin seçimi elde edilen sayım yoğunluğu ile ilgilidir. Operatör kutlanacağı filtre çeşidine bağlı olarak kesim frekansını ve/veya kuvvet faktörünü aynı çalışma üzerinde değişik değerler uygulayarak kendisi seçebilir. [18]



Şekil III.21: SPECT filtreleri. (Burada; I: Buttenvorth filtre, ü: Hamming filtre, III: Bartlett filtre, IV: Parzen filtre, V: Ramp filtre)

SPECTte Kalite Güvenliği

Gama kameralar için verilen kalite güvenlik testleri SPECT yapabilen kameralar için de geçerlidir. Bunlara ilave olarak homojenite düzeltmesi, dönme merkezi (ÇOR) ayan ve piksel büyüklüğü testleri yapılır. Şimdi bu ilave testleri kısaca inceleyelim.

SPECT homojenitesi

SPECT'te faydalı görüş alanına giren bölgedeki $\% \pm 1$ 'den daha büyük homojenite bozukluktan halka (ring) artefaktların oluşmasına sebep olur.

Modern gama kameralar ham datadaki homojenite hatalarını minimize edebilmektedir. Bir SPECT homojenite düzeltim işlemi haftalık olarak yapılır. Bunun için ^{99m}Tc veya ^{57}Co düzlem kaynağı kullanılır. %20 pencere aralığında toplanan sayım yoğunluğu saniyede 10 000'den yüksek olmamalıdır. Düzlem (flood) homojenite görüntüsü için 64x64 matrikste 30 milyon sayım, 128x128 matrikste 100 milyon sayım toplanır. Bilgisayarda homojenite düzeltim programları kullanılmak suretiyle ham görüntü işlenerek düzeltilir. Düzeltilmiş homojenite değeri bilgisayarda saklanır. Daha sonra klinik görüntülerin işlenmesinde kullanılır.

Dönme Merkezi Ayarı , COR (Center of Rotation Correction)

COR testi, detektörün mekanik dönme merkezi ile bilgisayarın görüntü eksenlerinin izafi olarak çakıştınması amacıyla geliştirilir. Gama kameraların COR ayarlarının bozulmasına etkili birkaç faktör vardır. Bunlar; Kolimatörün kamera yüzeyine yanlış yerleştirilmesi, dedektörün mekanik dönüşü, yer çekimi, analog-dijital dönüşürücülerin zayıflığıdır. Tüm bu faktörler COR ayarının zaman içinde bozulmasına sebep olur. Bu testin haftalık olarak yapılmasının tavsiye edilmesine karşın modern kamera dizaynlarının daha da güvenilir olması nedeniyle bu süre daha da uzayabilmektedir. COR testi için $\text{ImCi } ^{99m}\text{Tc}$ nokta kaynak kullanılır. Detektör nokta kaynak etrafında hasta yatağına dokunmadan dönebileceği en yakın mesafeden döndürülür. 360 derecede 64 projeksiyonda görüntü alınır. Bilgisayar aracılığı ile test tamamlanır. Tavsiye edilen değerler genellikle ± 0.5 piksellik değişim içinde olmalıdır.

Piksel Büyüklüğü Ölçümü

Piksel büyüklüğü ölçümü görüntü boyutlarının belirlenmesinde ve volumetrik ölçümlerde önemlidir. İç çapı 3 mm olan bir nokta kaynak ve bilgisayarda paket program kullanılarak yapılır. Bu test ile bir pikselin mm olarak karşılığı bulunabilir. [11], [14], [17], [18], [25]

III.8. RADYOFARMASÖTİKLER

III.8.1. Tanımı

Radyofarmasötikler insanlarda teşhis ve tedavi amacıyla kullanılan ve yapısında radyonüklit içeren ilaçlardır[1]. Bir radyofarmasötik, radyoaktif element (^{133}Xe), radyoizotop tuzu (2-4) veya işaretlenmiş bileşik [5] şeklinde olabilir.

İşaretlenmiş bileşik şeklindeki bir radyofarmasötik, radyonüklit ve biyoaktif bileşen olmak üzere 2 birimden oluşur. Hazırlanması için, bir organda lokalize olan veya organın fizyolojik fonksiyonuna katılan güvenilir ve toksik olmayan biyoaktif bileşen seçilir [6]. Yayınladığı radyasyondan yararlanılarak vücut dışında izlenebilen (tanı) veya vücut içinde bulunduğu dokuyu tahrip eden (tedavi) uygun bir radyonüklit, bu seçilen biyoaktif bileşene bağlanır. Bu işleme işaretleme denir[4, 7].

Radyofarmasötikler vücuda genellikle parenteral, oral veya inhalasyon yolu ile verilir. Oral yoldan kullanılan bir radyofarmasötik, çözelti (sulu, sulu-alkollü, yağlı), kapsül, koloit veya süspansiyon şeklinde olabilir. Parenteral yollar içinde en yaygın kullanılan intravenöz (iv) enjeksiyondur. İntratekal, intradermal, subkütan olarak da kullanılabilir (3, 8, 9) Radyofarmasötiklerin büyük çoğunluğu liyofilize kitler halinde bulunurlar [4].

Radyofarmasötik ilacın hastaya verilmesinden sonra, radyonüklitten yayılan radyasyon dedektörlerle belirlenir ve bilgisayar yardımı ile görüntüye dönüştürülür. Bu işlem gama kameralar ile yapılır [3]. Radyonüklidin organizmadaki dağılımının görüntülenmesi ile anatomik, zamana göre değişimlerinin saptanması ile de fizyolojik bilgiler elde edilir [8]. Tanı amacıyla kullanılacak olan radyofarmasötik ilaçların incelenmesi, istenilen hastalık hakkında en iyi niteliklerde bilgiyi sağlayacak ve insan sağlığına en az zarar verecek şekilde geliştirilmesi ve hazırlanması gerekir [6].

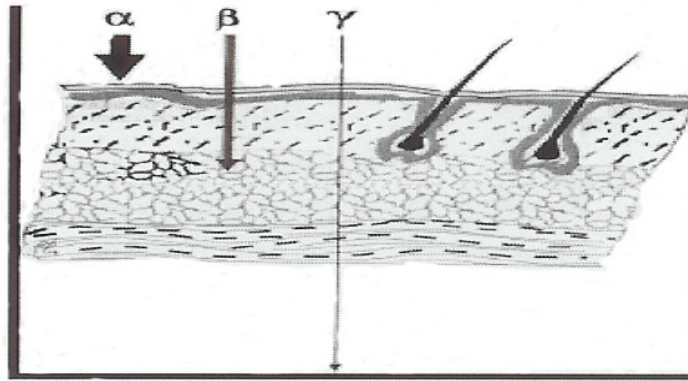
Radyofarmasötikler eser miktarda kullanıldıkları için farmakolojik etkiye sahip değildirler. Herhangi bir doz-cevap ilişkisi göstermez ve bu şekilde konvansiyel ilaçlardan ayrılırlar [3].

Radyofarmasötikler steril olmalı, pirojen madde içermemelidir. Konvansiyonel ilaç için gerekli tüm kalite kontrol testlerine tabi tutulmalıdırlar [10].

III.8.2. Radyofarmasötiklerin Özellikleri

III.8.2.1. Teşhis Amaçlı Kullanılan Radyofarmasötiklerin Özellikleri

Radyonüklitler kararlı hale gelebilmek için ya partikül (alfa= α , beta= β , pozitron= ρ) ya da foton (gama ışını= γ) yayarlar (4) Teşhis amaçlı kullanılan radyonüklit saf gamma yayıcısı olmalıdır. Diğer radyasyonlar, örneğin α ve β taneciklerin lineer enerji transferlerinin (yani cm başına verdikleri enerjinin) çok yüksek olmasından dolayı istenmez. Bu özelliklerinden dolayı vücut içinde absorbe edilir ve dışarı kaçabilen birkaç tanecik de dedektöre ulaşamaz [7, 11].



Şekil III.22. α , β , γ radyasyonlarının vücut içinde ilerleyişi

Görüntüleme açısından ideal enerji aralığı 100–250 keV dir [11]. Genelde dedektörler bu aralıkta çalışılacak şekilde ayarlanmıştır. Bu sınırlamaya rağmen 100 keV in altında ($^{201}\text{Tl} \sim 70$ keV, $^{133}\text{Xe} \sim 80$ keV) ve 250 nin üstünde ($^{67}\text{Ga} \sim 300$ keV, $^{131}\text{I} \sim 364,5$ keV) fotonlar yayan radyonüklitler de kullanılmaktadır (7, 11). Enerji açısından en uygun ve en çok kullanılan radyonüklitler $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV), ^{111}In (171 keV) ve ^{123}I (159 keV) dur [11].

Radyofarmasötik, belli bir organa veya dokuya hedeflendirildiğinden yüksek bir hedef / hedef dışı oranına sahip olması önemlidir. Örneğin tiroit taraması yapılırken radyoaktivite, boyun çevresinde veya başka bir yerde değil, sadece tiroit bezi içinde olmalıdır. Eğer bu oran ideal görüntüleme yapılacak kadar büyük değilse teşhis dışı tarama meydana gelir ve bu da gereksiz radyasyon dozu, teşhiste gecikme ve işlemin tekrarlanması gibi istenmeyen neticeler doğurur [11, 13].

İdeal bir radyofarmasötiğin etkili yarı ömrü, tanı için gerekli olan sürenin 1.5 katı olmalıdır. Vücuda verilen radyofarmasötik hem fiziksel hem de biyolojik olarak parçalanır [7, 11, 13]. Radyofarmasötiğin kullanıldığı andaki aktivitesinin yarıya inmesi için geçen süreye *fiziksel yarı ömür* (T_{fiz}) denir. Radyofarmasötiğin vücuttan dışkı, idrar, solunum veya diğer yollar ile atılarak başlangıçtaki miktarının yarıya inmesi için geçen süreye *biyolojik yarı ömür* (T_{biy}) denir. Bir radyofarmasötiğin etkili yarı ömrü, biyolojik ve fiziksel yarı ömürleri arasındaki ilişki aşağıdaki eşitlik ile ifade edilir [7, 11].

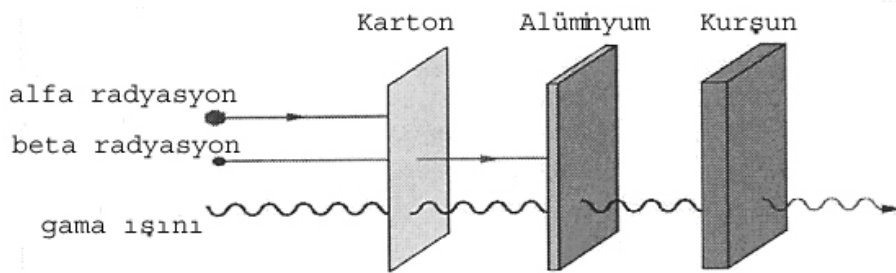
$$1 / T_{\text{etk}} = 1 / T_{\text{fiz}} + 1 / T_{\text{biy}}$$

T_{etk} = Radyofarmasötiğin etkili yarılanma ömrü

T_{fiz} = Radyofarmasötiğin fiziksel yarılanma ömrü

T_{biy} = Radyofarmasötiğin biyolojik yarılanma ömrü

Radyofarmasötiklerin kullanılmasında hasta güvenliği her zaman için çok önemlidir. İdeal bir radyofarmasötiğin hiçbir toksik etkisi olmamalı ve hastaya minimum radyasyon dozu verirken maksimum etkinlik sağlamalıdır. Çalışanlar radyasyondan korunmak için radyofarmasötikleri mümkün olan en kısa zamanda hazırlamalı, zırhlama kurallarına uymalı (Şekil III.23) ve radyoaktiviteye mümkün olan en uzak mesafede durmalıdır[7,11].



Şekil III. 23. Radyasyon tipleri ve penetrasyon güçleri

Radyofarmasötikler kolay üretilmeli, pahalı olmamalı, güvenilir raf ömrüne sahip olmalıdır [11]. Radyonüklitin veya işaretli bileşiklerin karmaşık üretim metotları radyofarmasötiğin fiyatını artırır.

Bir radyofarmasötiğin çok özel bir işlemde ve sadece belirli merkezlerde uygulanması kullanımını önemli derecede kısıtlar [7, 11]. Ayrıca kullanıcı ve üreticinin uzaklığı da radyofarmasötiğin kullanımını sınırlamaktadır[13]. Günümüzdeki ekonomik koşullar daha ucuz olan alternatif radyofarmasötiklerin bulunmasını zorlamaktadır [7, 11].

III.8.3. Tedavi Amaçlı Kullanılan Radyofarmasötiklerin Özellikleri

Teşhis amacıyla kullanılan radyofarmasötiklerin aksine, tedavi amacıyla kullanılanlar hücreleri öldürmeye yöneliktir. Dokuda dağılım bakımından β radyasyon yayan (β bozunma) radyonüklitlerle çalışmak α radyasyon yayanlarla (α bozunma) çalışmaktan daha kolaydır. Ayrıca β radyasyon yayanlar yüksek lineer enerji transfer katsayılarından dolayı dokuları kolay öldürdüklerinden, tedavi amaçlı kullanılan radyonüklitin yüksek enerjili ($E_{\max} > 1$ Mev) β radyasyon yayıcısı olması istenir. Kullanılan radyofarmasötiğin hedef organdaki lokalizasyonu çok önemlidir. Eğer bu miktar hastalığı tedavi etmeye yetecek kadar yüksek olmazsa istenilen sonuca ulaşılamaz. Bunun sonucunda kemik iliği veya diğer radyasyona hassas dokular çok doz aldıklarından dolayı zarar görebilir. Tedavi amaçlı kullanılan radyofarmasötikler ucuz ve kolayca temin edilmelidir [7, 11].

III.9. RADYO İŞARETLEME

III.9.1. İşaretleme Metotları

Biyoaktif bileşenlerin başarılı bir şekilde işaretlenmesinde birçok fizikokimyasal özellik göz önünde bulundurulur. Klinikte kullanılacak işaretli bileşikler hazırlamada başlıca 6 önemli teknik vardır [7]. Bu işaretleme metotları Tablo III.1 de özetlenmiştir.

Tablo III.5. Genel işaretleme metotları

METOTLAR	ÖRNEKLER
İzotop değişimi	¹²⁵ I işaretli T3 ve T4
Yabancı bir işaretin girişi	^{99m} Tc ile işaretli radyofarmasötikler ¹²⁵ I ile işaretli proteinler ¹²⁵ I ile işaretli hormonlar ¹¹¹ In ile işaretli hücreler ¹¹¹ In-bleomisin
Biyofonksiyonel şelatlar	¹¹¹ In-DTPA-albumin ^{99m} Tc-DTPA-antikör
Biyosentez ve kimyasal sentez	⁷⁵ Se-selenometiyonin ⁵⁷ Co-siyanokobalamin ¹⁴ C ile işaretli bileşikler
Geri tepme (Recoil)	³ H ile işaretli bileşikler
Eksitasyon (Excitation)	¹²³ I ile işaretli bileşikler (¹²³ Xe den bozulma) ⁷⁷ Br ile işaretli bileşikler (⁷⁷ Kr den bozulma)

DTPA: Dietilentriaminpentaasetik asit

Se: Selenyum

In: İndiyum

Co: Kobalt

Br: Brom

Kr: Kripton

H: Hidrojen

Xe: Ksenon

I: İyod

Tc: Teknesyum

III.9.1.1. İzotop Değişimi Metodu

Bu tip reaksiyonlarda moleküldeki bir veya birden fazla atom, aynı elementin farklı kütle numaralarına sahip izotopları ile yer değiştirir [4, 7]. Bu işlemi hızlandırmak için uygun bir katalizör kullanılır. Yer değiştirme reaksiyonunun hızı, kullanılan katalizör, çözücü ve pH gibi etkenlere bağlıdır [13]. ¹²⁵I işaretli triiyodotironin (T3), ¹²⁵I işaretli tiroksin (T4) ve ¹⁴C, ³²S ve ³H- işaretli bileşikler bu reaksiyonlara örnektir. Tersinir olan bu reaksiyonlar, trityum (³H) ile birçok bileşiğin ve iyot içeren materyallerin iyot radyoizotopları ile işaretlenmesinde çok kullanılmaktadır (7).

III.9.1.2. Yabancı İşaretin Girişi Metodu

Bu tip işaretlemede bir radyonüklit, biyoaktif bileşene kovalent olarak bağlanır. Bağlanan radyonüklit moleküle yabancıdır. Molekülde bu radyonüklitin kararlı izotopu yoktur [13]. ^{99m}Tc ile işaretli albumin, ^{99m}Tc-DTPA, ⁵¹Cr-işaretli kırmızı kan hücreleri ve birçok iyotlanmış protein ve enzim bu metoda örnektir. Çeşitli örneklerde, materyalin *in vivo* stabilitesi kararsızdır ve işaretli bileşiğin kimyasal ve biyolojik özelliklerinde bir değişiklik olabilir [7].

III.9.1.3. Biyofonksiyonel Şelatlar ile İşaretleme Metodu

Bu yaklaşımda biyofonksiyonel şelat ajanları bir taraftan makromoleküllerle (protein, antikor vb.) bir taraftan da metal iyonları (^{99m}Tc vs.) ile konjugasyonlar oluşturur[7]. DTPA, etilendiamindiasetik asit (EDDA), Etilendiamintetraasetik asit (EDTA), diamitdimerkaptit, hidrazinnikotinamit (HYNIC) ve ditiyosemikarbazon bifonksiyonel şelatlar örnek olarak verilebilir (15, 16, 17, 18 19, 20). Çeşitli antikolar bu yöntemle işaretlenir. Şelatin bulunuşu nedeniyle, işaretli proteinin biyolojik özellikleri değişebilir ve klinik kullanımdan önce şelat miktarı belirlenmelidir [7].

III.9.1.4. Biosentez ve Kimyasal Sentez Metodu

Biyosentezde, yaşayan bir organizma radyoaktif izleyici içeren kültür ortamında büyür. Radyoaktif izleyici, organizmanın metabolik işlemleri sonucu oluşan metabolitlere katılır [4, 7]. Daha sonra metabolitler kimyasal olarak ayrılır. Örneğin *Streptomyces Griseus*'un ürettiği bir kültür ortamına radyoaktif izleyici ilave edilerek Vit B₁₂, ^{60}Co veya ^{57}Co ile işaretlenir. ^{14}C işaretli karbonhidratlar, proteinler ve yağlar biyosenteze ait diğer örneklerdir [4].

III.9.1.5. Recoil (Geri Tepme) İşaretleme Metodu

Çok fazla kullanılan bir yöntem değildir. Nükleer bir reaksiyonda partiküller çekirdekten saçıldığında recoil atom veya iyonlar oluşur ki bunlar hedef materyaldeki mevcut diğer moleküllerle bir bağ yaparlar. Yüksek enerjili bu atomların verimleri düşüktür ve bu yüzden de işaretli bileşiğin spesifik aktivitesi zayıftır [7].

III.9.1.6. Eksitasyon İşaretleme Metodu

Nükleer bozunma sırasında oluşan radyoaktif kız* iyonlar ile meydana gelen işaretlemeleri kapsar [4, 7]. Beta bozunma veya elektron yakalama esnasında enerji yüklü iyonlar oluşur ve bunlar değişik bileşiklere işaretlemeye yeteneklidir. ^{77}Kr , radyoaktif bozunmalar ile ^{77}Br ye dönüşür. Eğer işaretlenecek bileşik ^{77}Kr ye maruz kalırsa radyoaktif bozunmalar sonucu oluşan enerjik ^{77}Br iyonları bileşiği işaretler ve bromlanmış bileşik haline getirir. Benzer şekilde değişik proteinler ^{123}Xe ye maruz bırakılarak aynı şekilde ^{123}I ile işaretlenmeleri sağlanır. Bu metot ile işaretleme verimi düşüktür [7].

III.9.2. İşaretlemede Önemli Faktörler

Klinik uygulamalarda kullanılan radyofarmasötiklerin büyük bir kısmı iyonik, koloit ve makroagregat halinde kolaylıkla hazırlanırlar. Bu radyofarmasötiklerin birçoğu piyasada bulunan kitleri kullanılarak üretilir [21]. İşaretlemede önemli faktörler aşağıda özetlenmiştir.

a- İşaretleme İşleminin Verimi

Biyoaktif bileşenin daima yüksek oranda işaretleme istenir ancak bazen bu durum gerçekleşmeyebilir. İşaretleme işleminin veriminin artırılmasında uygulanan metot önemli rol oynar [7, 21].

b- Ürünün kimyasal stabilitesi

Stabilite, biyoaktif bileşen ile radyonüklit arasındaki kimyasal bağın cinsini belirler. Kovalent bağlar ile oluşan bileşikler çeşitli fizikokimyasal şartlar altında oldukça stabildir [21].

c- Bozunma ve değişiklik

İşaretlenen bileşiğin yapısı ve biyolojik özellikleri, işaretleme işlemi sırasında çeşitli fizikokimyasal olaylar ile değişir. Kimyasal saflık, işaretlenen bileşiğin başlangıçtaki saflığına bağlı olduğu kadar işaretleme esnasında ortamdaki pH, ısı, ışık, oksidan, redükleyici ajanlar nedeni ile oluşan bozunma ürünlerine de bağlıdır [7,22].

**Radyoaktif bozunmaya uğrayan birincil çekirdek ana ürün, bunun bozunmasıyla oluşan ikincil çekirdek radyoaktif kız ürün olarak adlandırılır[27]*

d- İzotop Etkisi

İzotop etkisi sonucu, izotoplar arasındaki ağırlık farkına bağlı olarak değişik fiziksel ve biyolojik özellikler oluşur. Örneğin; ^3H ile etkileştirilmiş bileşiklerde hidrojen atomları, ^3H atomları ile yer değiştirir. H ve ^3H atomları arasındaki kütle farklılığından dolayı işaretli bileşiğin özellikleri de değişebilir. Trityumlu suyun fizyolojik davranışları, normal suyun vücuttaki fizyolojik davranışından farklı bulunmuştur [7, 22].

e- Taşıyıcı ilave edilmemiş durum

Radyofarmasötikler taşıyıcı ilave edilmemiş durumlarda içinde buldukları primer ambalaj (genelde cam) tarafından adsorbe edilebilirler. Bu durumda işaretleme

verimini değiştirmemek koşuluyla taşıyıcı ilave etme teknikleri geliştirilmektedir [7, 22].

f- Bekletme koşulları

Birçok işaretli bileşik yüksek temperatrde parçalanmaya yatkındır. Proteinler ve işaretli boyalar ısıyla indirgenir bu nedenle düşük dereceli ısıda saklanmalıdır. Örneğin albumin buzdolabında saklanmalıdır. Işık, bazı işaretli bileşikleri bozabilir. Örneğin radyoaktif iyot ile işaretlenmiş bengal kırmızısı karanlıkta saklanmalıdır [7,22].

g- Spesifik Aktivite

Spesifik aktivite, işaretli bileşiğin gram başına aktivitesi olarak tarif edilmektedir. Birçok örnekte işaretli bileşiklerin uygulamalarında yüksek spesifik aktivite gerekir ve amaca uygun metotlar bulunmalıdır. Bazılarında ise işaretli bileşikte yüksek spesifik aktivite daha fazla radyolize sebep olabilir ve bu durumdan kaçınilmalıdır [7].

h- Radyoliz

Birçok işaretli bileşik, yapısındaki radyonüklitten yayılan radyasyon ile bozunur. Buna *radyoliz* denir. Yüksek spesifik aktivite, radyolizin etkisini artırır. Moleküldeki kimyasal bağlar radyasyonla koptuğunda, işlem *otoradyoliz* olarak adlandırılır. Ayrıca radyasyonlar zeltiyi de bozabilir. Böyle bir bozunma sonucu oluşan serbest radikaller işaretli bileşiğin kimyasal bağlarını koparırlar. Buna *dolaylı (indirekt) radyoliz* denilir. Dolaylı radyolizi önlemek için zeltinin pH sınır nötral yapılması gerekir. Çünkü asit ya da alkali pH'da reaksiyon artabilir. Uzun yarılanma ömürlü radyonklitte radyoliz daha büyük ve yaygındır [7, 22].

I- Saflaştırma ve Analiz

Radyonüklidik safsızlıklar, radyonüklitlerin üretim metodundan doğan radyoaktif kontaminantlardır. Radyonüklitlerin retim basamağında radyoaktif kirliliklerin uzaklaştırılması çeşitli kimyasal metotlar ile yapılabilir. Radyokimyasal ve kimyasal safsızlıklar bileşiklerin işaretlenmesinin tam gerçekleştirilememesinden olduğu kadar radyolizden veya işaretlendikten sonra doğal parçalanma olayından da kaynaklanır. Elektroferez, jel, kağıt ve ince tabaka kromatografileri, iyon değiştirme, çözücü ekstrasyonu gibi çeşitli analitik metotlarla saptanabilir [7, 22].

j- Raf ömrü

İşaretlenmiş biyoaktif bileşen istenilen amaç için güvenle kullanılabilen bir raf ömrüne sahip olmalıdır. İşaretlenmiş bileşikte zamanla görülen etki kaybı, molekül ile radyonüklit arasındaki kimyasal bağın ve yayılan radyasyonun cinsine, ilave edilen yardımcı maddeye, çözücüye, radyonüklitin fiziksel yarı ömrüne bağlıdır. İşaretlenmiş bir bileşimin raf ömrü için genellikle üç fiziksel yarı ömür süresi veya 6 ay sınır olarak önerilir. ^{99m}Tc ile işaretlenmiş bileşiklerin raf ömrü 0.5 -18 saat arasında değişse de bu değer yaygın olarak 6 saat olarak kabul edilmektedir [7, 22].

BÖLÜM IV

ÜRETİM ÇALIŞMALARI

IV.I. ^{99m}Tc JENERATÖRLERİ

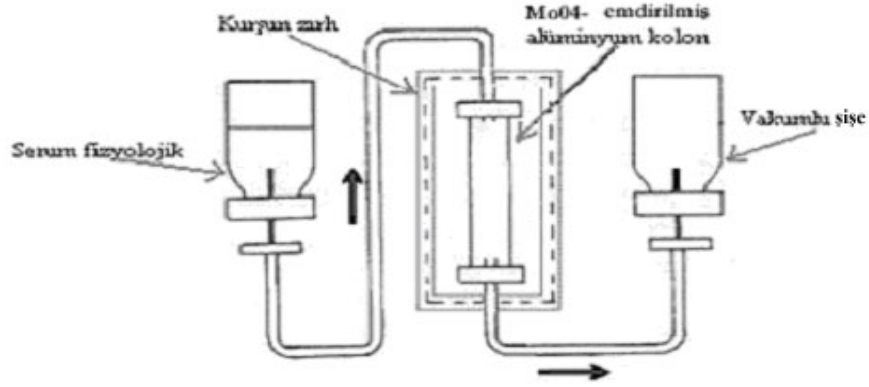
In vivo uygulamalarda hasta ve personelin maruz kaldığı radyasyon dozunu düşük düzeyde tutabilmek için kısa yarı ömürlü izotoplar tercih edilir. Yarılanma süresi ne kadar kısa olursa radyoizotopun üretildiği yerden kullanılacağı hastanelere ulaştırılması esnasındaki radyoaktivite kaybı o kadar fazla olacaktır. Bu problem jeneratör sistemlerinin kullanılmaya başlanmasıyla çözümlenmiştir [13, 23].

Radyonüklit üreten jeneratörlerdeki prensip uzun yarı ömürlü bir radyonüklitin (ana) dönüşümü ile meydana gelen yeni nüklitin (kız nüklitin) de radyoaktif olması ve daha kısa yarı ömrü bulunması esasına dayanır. Ana ve kız radyonüklitlerin birbirinden ayrılabilmesi için farklı kimyasal özelliklere sahip olmaları gerekmektedir. Ana nüklidin kız nüklite dönüşmesi için gerekli süre dolduktan sonra kız nüklit kimyasal yolla ayrılır [13, 24]

IV.II. RADYOFARMASOTİK ÜRETİMİ

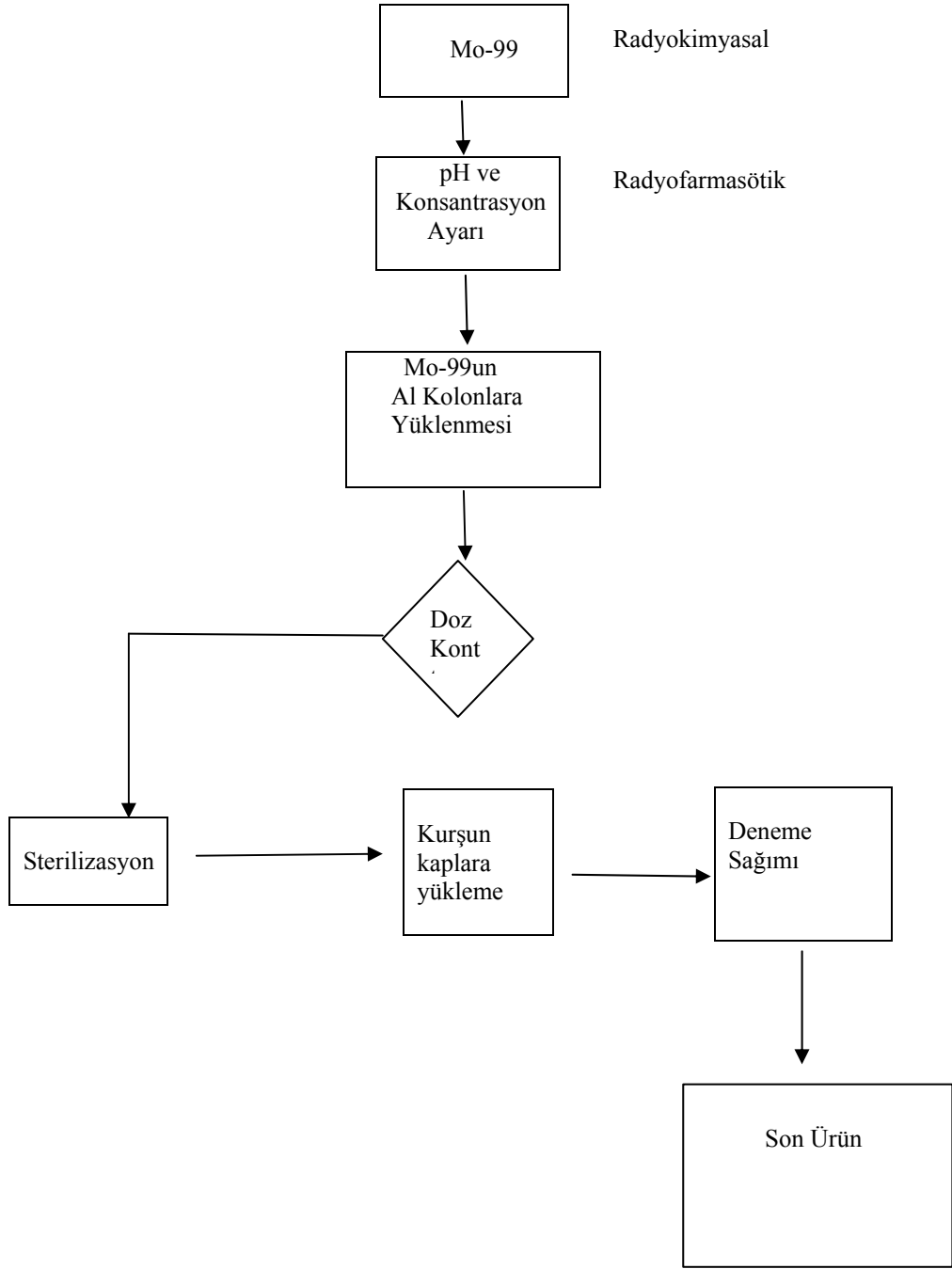
Türkiyede Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim merkezinde TR-2 reaktörü çalışmadığından dışarıdan ithal edilen fisyon ürünü Mo-99 kullanılmıştır. Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim merkezi İzotop Üretim Bölümünde radyofarmasotik üretimi için fevkalade cihazlar , sistemler (bunların birçoğu Uluslararası Atom Enerji Ajansından bağış olarak elde edilmiştir) ve steril şartlar vardır.

Nükleer tıpta en fazla kullanılan ^{99m}Tc , $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ jeneratöründen elde edilmektedir. Mo-99/Tc-99 jeneratörü akış şeması aşağıda verilmiştir. (Şekil IV.1) ^{99m}Tc jeneratörü kurşun muhafaza içinde bir cam kolondan oluşmuştur. Sistemdeki kolon bölümüne 5-10 g Al_2O_3 (alüminyum oksit) doldurulmuştur. (Şekil IV.2)



Şekil IV.1. $^{99}\text{Mo} / ^{99m}\text{Tc}$ jeneratörünün çalışma sistemi

^{99}Mo (molibden), $^{99m}\text{MoO}_4^-$ (molibdat) şeklinde kolon materyaline emdirilmiştir. $^{99m}\text{TcO}_4^-$ (perteknetat) ün kolon materyaline olan ilgisi yok denecek kadar azdır. ^{99m}Tc nin birikimi tamamen ^{99}Mo nun radyoaktif dönüşümüne bağlıdır. ^{99m}Tc maksimum aktiviteye 4 yarılanma süresi (24 saat) geçtikten sonra erişir. Dengede iken ^{99m}Tc aktivitesi ^{99}Mo nun yarılanma süresi ile azalır. ^{99m}Tc kolondan steril serum fizyolojik geçirilerek $\text{Na}^{99m}\text{TcO}_4$ (sodyum perteknetat) olarak elde edilir. Elüsyondan sonra radyoaktivite tekrar birikmeye başlar. Dengeye gelmesi beklenmeden de elüsyon yapılabilir. Bu durumda elde edilen ^{99m}Tc un radyoaktivitesi düşüktür. Jeneratörler her gün bir, iki veya daha fazla elüsyon yapılarak bir hafta süreyle kullanılır. Günümüzde jeneratörler ticari şekliyle steril kapalı sistemlerdir. Steril serum fizyolojik içeren stok şişeleri ve havası boşaltılmış elüsyon şişeleri ile birlikte satışa sunulur. Çok basit elüsyon işleminden sonra $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ün serum fizyolojik içindeki steril çözeltisi elde edilir [24, 25].



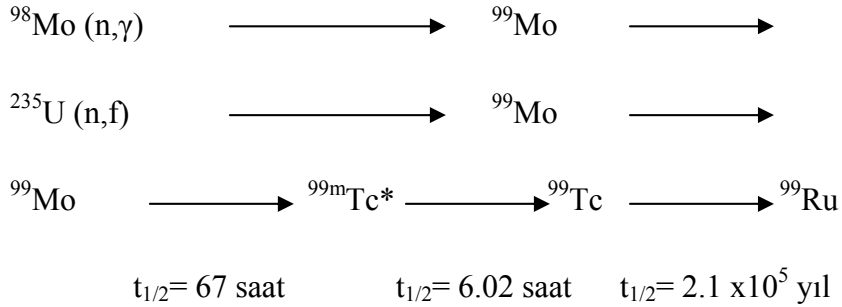
Şekil IV.2. Mo-99/Tc-99 jeneratörü üretimi akış şeması

IV.III. TEKNESYUM ELEMENTİNİN FİZİKSEL VE KİMYASAL ÖZELLİKLERİ

IV.III.1. Fiziksel Özellikleri

Teknesyum'un atom numarası 43 tür. 1937 de İtalya da Perrier ve Segre tarafından ışınlandırılmış ^{99}Mo içinde keşfedilmiştir. Teknesyum Yunanca da suni anlamına gelen "technetos" kelimesinden esinlenerek aynı araştırmacılar tarafından adlandırılmıştır. Teknesyum tabiatta doğal olarak bulunmamaktadır. Yapay olarak nükleer reaktörlerden üretilen teknesyumun 14 radyoizotopu vardır [26].

Uranyum (^{235}U) un parçalanmasından ^{99}Mo oluşmaktadır. ^{99}Mo radyoaktif bozunma ile önce $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ye sonra ^{99}Tc ye ve daha sonra kararlı ^{99}Ru ya dönüşür. ^{99}Mo nun elde edilmesi Eşitlik 2 ve Eşitlik 3 de, kararlı ^{99}Ru ya dönüşmesi ise Eşitlik 4 de gösterilmiştir [7, 26].



$^{99\text{m}}\text{Tc}$, fiziksel özellikleri nedeniyle nükleer tıpta teşhis amaçlı kullanılan radyoizotopların en idealidir. Fiziksel yarı ömrü 6.02 saattir. İzomerik geçiş ile ^{99}Tc ye dönüşür. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ sadece γ radyasyon yayar. Enerjisi 140 keV olan tek bir γ fotonuna sahiptir.

IV.III.2. Kimyasal Özellikleri

Teknesyum bir geçiş elementi olup periyodik cetvelde VII B grubuna dahildir. Mangan (Mn) ve Renyum (Re) gibi davranır. Özellikle yüksek oksidasyon kademesinde Re ye benzeyişi fazladır [22].

Teknesyum için 0 dan +7 ye kadar birçok oksidasyon kademesi tanımlanmıştır. Hatta -1 oksidasyon basamağının olduğu dahi söylenmektedir. En kararlı oksidasyon kademesi +7 değerindedir ve $^{99m}\text{TcO}_4^-$ halinde bulunur [22, 26].

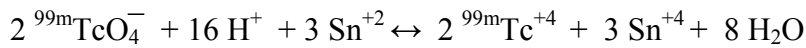
Geçiş elementi olduğundan dolayı şelat özelliği gösteren metallere kompleks oluşturur ve bu özelliği nedeniyle birçok radyofarmasötüğün hazırlanmasında kullanılır. Komplekslerde, ^{99m}Tc nin koordinasyon sayısı 4 ve 9 arasında olmakla beraber en yaygın olan 5 ve 6 dır [22, 26].

IV.IV. TEKNESYUM İLE İŞARETLEME

Radyofarmasötiklerin %75 i radyonüklit olarak ^{99m}Tc içermektedir [4]. $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ jeneratör sisteminden elde edilen $^{99m}\text{TcO}_4^-$ de ^{99m}Tc +7 değerlidir. +7 değerlikli haliyle doğrudan biyoaktif bileşene ilave edilmesi sonucunda işaretleme işlemi gerçekleşemez [28].

Bir maddenin ^{99m}Tc ile işaretlenebilmesi için önce ^{99m}Tc nin +7 oksidasyon kademesinden daha düşük değerlere indirgenmesi gerekir [4]. Bu işlem çeşitli indirgenme metotları kullanılarak gerçekleştirilebilir [7].

$^{99m}\text{TcO}_4^-$ ün çeşitli maddelerle işaretlenmesinde en çok kullanılan kalay II (Sn^{+2}) yöntemidir [4,13]. Bu reaksiyon mekanizması aşağıdaki eşitlikte verilmiştir.



Bu eşitliğe göre $^{99m}\text{Tc}^{+7}$ den $^{99m}\text{Tc}^{+4}$ ye indirgenir. Farklı fizikokimyasal şartlarda + 3 ve + 5 değerlerine de indirgenmektedir. Jeneratörden elde edilen $^{99m}\text{TcO}_4^-$ çözeltisi içindeki ^{99m}Tc miktarı ($\approx 10^{-9}$ M) çok düşüktür. Dolayısıyla ^{99m}Tc yi indirgemek için çok az Sn^{+2} ye ihtiyaç vardır. Genelde reaksiyonun tamamlandığından emin olabilmek için Sn miktarı ^{99m}Tc un 10^6 katı fazla kullanılır. Yıllarca süren araştırmalara rağmen ^{99m}Tc nin reaksiyon mekanizmaları, komplekslerindeki oksidasyon kademeleri tam olarak açığa kavuşmamıştır [7].

IV.V. RADYOFARMASÖTİKLERİN KALİTE KONTROLLERİ

Radyofarmasötikler insanlara uygulanmak üzere tasarlandıklarından dolayı sıkı kalite kontrol testlerine tabi tutulurlar. Radyoaktif olmayan ilaçlara uygulanan tüm kontroller radyofarmasötikler için de geçerlidir [13, 29]. Bunun yanında radyonüklidlik ve radyokimyasal saflık testleri de yapılmalıdır [10, 29]. Kalite kontrol testlerinin cins ve miktarı radyonüklitin fiziksel yarılanma ömrüne bağlıdır. Bazı radyofarmasötiklerde insana verilmeden önce kalite kontrol testi uygulamak imkansızdır [13]. Bu radyonüklitlere örnek olarak ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F gösterilir [30].

Radyofarmasötiklerin kalite kontrol testleri 2 grupta değerlendirilebilir;

a- Fizikokimyasal testler

b- Biyolojik testler

Fizikokimyasal testler, radyonüklidlik ve radyokimyasal safsızlıkların düzeyini, pH sın, iyonik gücünü, osmolalitesini ve özellikle bir koloit ise fiziksel durumunu belirler. Biyolojik testler ise, biyolojik dağılım, sterilite, pirojenite ve toksisite testleridir [29, 30].

IV.V.1. Fizikokimyasal Testler

Radyofarmasötikler, güvenilirliklerinin ve saflıklarının belirlenmesi için birçok *in vitro* fizikokimyasal testlere tabi tutulurlar. Bu testlerden bazıları radyonüklit içerdiklerinden radyofarmasötikler için özeldir ve konvansiyonel ilaçlara uygulanamazlar [30].

IV.V.1.1. Fiziksel Özellikleri

Radyofarmasötiklerin hazırlanmadan önceki ve sonraki fiziksel özellikleri önemlidir. Kullanılan radyofarmasötüğün rengi ve fiziksel durumu bilinmelidir. Çözelti halinde bulunan bir radyofarmasötik hiçbir partikül içermemelidir. Orjinal renginde hiçbir değişme olmamalıdır. Herhangi bir farklılık, radyofarmasötik içindeki bir değişikliği göstereceğinden bu durum radyofarmasötüğün biyolojik davranışını etkiler. Koloidal ve agregatlar halinde hazırlanan bileşikler verilen amaca uygun partikül boyutlarına sahip olmalıdır. Mesela RES in görüntülenmesi için koloidin partikül

büyüküğü ortalama 100 nm olmalıdır. Agregat halindeki bileşiklerden ^{99m}Tc -MAA (^{99m}Tc -makroagregat albumin) nin partikül büyüküğü 10-100 μm arasında olmalıdır. Bu partikül büyükükleri, ışık mikroskobu, ultramikroskop veya elektron mikroskobu ile kontrol edilebilir. Bu testler daha sonra hayvanlarda yapılan doku dağılımı çalışmaları ile desteklenebilir [29, 30].

IV.V.1.2. pH ve İyon Şiddeti

Bir radyofarmasötik için ideal pH 7.4 dür. Kanın yüksek tamponlama kapasitesi nedeni ile bu değer pH 2-9 arasında değişebilir. Ayrıca bir radyofarmasötiğin insanlara uygulanabilmesi için izotonik ve uygun osmolaliteye sahip olması gereklidir. Bir radyofarmasötiğin stabilitesi için iyon şiddeti ve pH önemli faktörlerdir. Radyofarmasötik seyreltileceği zaman, orijinal preparatın hazırlanması sırasındaki çözeltinin aynısı kullanılmalıdır [29].

IV.V.1.3. Radyonüklidik Saflık

Radyonüklidik saflık, bir radyofarmasötikte bulunması istenen radyonüklit aktivitenin toplam radyoaktiviteye oranı olarak tanımlanır. Yüzde olarak ifade edilir [1, 10].

İstenmeyen radyonüklitlerin varlığı hastanın aşırı radyasyon almasına neden olur ve sintigrafik görüntülerin anlaşılmasını güçleştirir. Bu safsızlıklar uygun kimyasal metotlarla uzaklaştırılabilir [24].

Radyonüklidik saflık her bir radyonüklitten yayılan radyasyonun çeşidi ve yarı ömürlerinin ölçümü ile tayin edilir. γ ışınları yayan radyonüklitler çok kanallı bir analizöre bağlanan NaI(Tl) veya (Ge(Li)) dedektörleri ile elde edilen spektrumlar yardımıyla saptanırlar. Mesela ^{99m}Tc nin fotopiki 140 keV enerjisindedir. ^{99}Mo ise 740 keV de pik verir. ^{99}Mo fotopikindeki aktivite sayımının ^{99m}Tc fotopikindeki aktivite sayımına bölünmesi ile ^{99}Mo kaçığının miktarı tayin edilebilir [24]. Saf β yayıcılarını tayin etmek, sayım problemi nedeniyle, gama yayıcılar kadar kolay değildir. Bunların saflıkları spektrofotometre veya bir sıvı sintilasyon sayıcısı ile tayin edilebilir [27].

IV.V.1.4. Radyokimyasal Saflık

Radyokimyasal saflık, işaretlemede kullandığımız radyonüklitin tamamının istenilen bileşige bağlanmış olup olmadığının saptanmasıdır [13]. Radyokimyasal safsızlıklar, çözelti ısısı veya pH sıradaki değişikliklerden, ışıktan, indirgenmiş ya da

yükseltgenmiş ajanların varlığından ve radyoliz nedeniyle oluşan yapısal bozulmadan kaynaklanır [29, 30].

Birçok ^{99m}Tc ile işaretli kompleksteki serbest $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ve hidrolize ^{99m}Tc , örnek olarak verilebilir. Bir radyofarmasötikteki radyokimyasal safsızlıklar istenilen bölgedeki zayıf lokalizasyonu ve çevre dokulardan gelen yüksek zemin aktivitesi nedeniyle düşük kaliteli görüntülerin alınmasına ve hastanın yüksek dozda radyoaktivite almasına neden olur. Radyokimyasal safsızlıkları saptamak için birçok analitik metot kullanılır. Özellikle bu amaçla çöktürme, kağıt, ince tabaka, yüksek basınçlı sıvı kromatografileri, jel elektroforezi, iyon değiştiriciler ile ayırım, bir sıvı ile tüketme ve distilasyon metotları kullanılır [10,30].

A.Radyofarmasötiklerde Radyokimyasal Saflığın Belirlenmesi

a. Kağıt ve İnce Tabaka Kromatografisi

Genel olarak kromatografi, ayrılması istenilen maddelerin plak veya kağıda tatbik edilerek uygun bir çözücü yardımı ile ayrılmaları esasına dayanan bir metottur [31].

Kağıt kromatografisinde, stasyonier faz olarak kağıt kullanılır. Kağıttan ayırımı sağlayacak bir çözücü geçirilerek, ayrışması istenilen maddelerin kağıt üzerindeki farklı hızla ilerlemelerinden yararlanılarak ayrılma sağlanır [32].

İnce tabaka kromatografisinin kağıt kromatografisinden farkı, kağıt yerine silikajel, alüminyum oksit, alüminyum silikat veya selüloz kaplı kağıtların plakların kullanılması ve böylece ayrışma işleminin daha hızlı ve kısa sürede tamamlanmasıdır[31, 32].

Kağıt ve ince tabaka kromatografileri nükleer eczacılıkta en sık kullanılan metotlardır [29, 30]. Numune kağıda (Whatman kağıdı) ya da ince tabaka kromatografi kağıdına uygulanır (silikajel kaplı hazır ince tabaka kromatografisi kağıdı veya ITLC – SG; polisiklik asit emdirilmiş, fiberglasdan yapılan hazır ince tabaka kromatografi kağıdı veya ITLC–SA).

Daha sonra numunenin uygulandığı kağıt ayrışma işlemi için uygun çözücü veya çözücü karışımlarını içeren kromatografi tankına yerleştirilir. Çözelti istenilen uzaklığa ulaştığında plak tanktan çıkarılır, kurutulur ve birkaç parçaya ayrılır (genellikle 10 parçaya). Her bir parçadaki radyoaktivite uygun sayımı özellikle NaI(Tl) sayıcısında yapılır ya da radyokromatografik tarayıcı ile ölçülür. Radyokimyasal safsızlık, istenmeyen bileşenin radyoaktivitesinin uygulama yerine uygulanan toplam aktivite

oranı olarak hesaplanır [30].

İşaretli bileşiklerde serbest, indirgenmiş ve bağlı olmak üzere üç tür ^{99m}Tc görülebilir [29, 30].

b. Jel Kromatografisi

Jel kromatografisi bir radyofarmasötüğün farklı komponentlerini ayırmak için uygulanan en kullanışlı metotlardan biridir. Bu metotta numune Sefadex jel ya da Bio-Rad jel kolonuna damlatılır, uygun bir çözelti ile ıslatılır ve sonra aynı çözeltiyle sütundan geçirilir. Bir numunedeki komponentlerin ayırımı molekül ağırlığına bağlıdır. Büyük olanlar küçüklere göre daha hızlı elüe edilir. Elüsyon serileri otomatik bir toplayıcı ile toplanır ve her bir kısımdaki radyoaktivite ölçülür [30, 31].

Jel kromatografisi metodundan farklı molekül ağırlıklarına sahip proteinleri ayırmak için faydalanılır. Bu metot, ^{99m}Tc radyofarmasötüklerinde safsızlıkların tayininde aynı derecede önemlidir. Serbest, indirgenmiş ve bağlı ^{99m}Tc örnekleri ayrılabilir ve elüsyon için serum fizyolojik kullanılarak saptanabilir. Bu durumda ilk olarak ^{99m}Tc -şelat elüe edilir. Daha sonra serbest teknesyum ($^{99m}\text{TcO}_4^-$), en son ise indirgenmiş ^{99m}Tc kolondan alınır [30].

c. Kağıt ve Poliakrilamit Jel Elektrofrez

Elektrofrezin temeli, uygulanan elektrik yardımıyla bir elektrolit solüsyonu içindeki iyonların değişik kutuplara doğru göçlerine dayanır. Elektrofrez pratikte bir kromatografi tekniği prensibine dayanmamasına rağmen, kağıt kromatografisi ile birlikte kullanılır. Ayırımı istenilen bileşiklerin pek çoğu kendiliğinden iyonize olabilen asit ve bazik karakterli gruplar içerir. Bu yüklü maddeler bir elektrik alanına yerleştirildiklerinde uygun elektroda doğru hareket edeceklerdir [31, 32].

Kağıt ve poliakrilamit jel elektrofrezinde, uygun bir tampon içerisinde ıslatılmış olan kağıt ya da poliakrilamit jel üzerine belli bir süre elektriksel akım uygulanır. Numune bileşenleri kağıt ya da jel üzerinde farklı mesafelere doğru hareket ederler. Bu da taşıdıkları yüke ve iyonik hareket yeteneğine bağlıdır. Elektrofrezden sonra kağıt ya da jel kolonu üzerinde aktivitenin dağılımı bir sayıcı ya da radyokromatografik tarayıcı ölçülebilmektedir [30, 31].

Sıvı değişimlerinin neden olacağı hataları en aza indirmek için numune uygulanmadan kağıt, tampon içine batırılarak ıslatılır, sonra üzerindeki fazla tampon süzülür ve elektrofrez cihazına yerleştirilir. Kağıt kuru bir şekilde cihaza yerleştirilmez, kapiller hareket için ıslak olması gereklidir. Islatıldığı zaman çözelti,

çözünen maddelerden daha hızlı bir şekilde bitiş çizgisine doğru ilerler. Kağıdı ıslatmanın diğer bir nedeni de, şeklinin bozulmasına mani olmaktır [31, 32].

Numunenin iyi bir şekilde ayrılmasını sağlamak için küçük miktarda uygulanmalıdır. Uygulanacak voltaj miktarı ve süresi numuneye bağlı olarak değişir [30].

IV.V.1. Radyofarmasötiklerin Biyolojik Safılık Testleri

Hazırlanan radyofarmasötiklerin steril, pirojen madde içermemesi ve toksik olmaması gerekmektedir [29, 30].

IV.V.1.1. Sterilite

Radyofarmasötiğin steril olması, içinde bakteri veya diğer mikroorganizmaların bulunmadığını gösterir. Sterilizasyon metotları içinde en çok bilinen otoklav sterilizasyonudur. Bu işlem 121°C'de 15-20 dakika süre ile yapılır. Cam malzemeler, kaplar ve bazı solüsyonlar devamlı olarak otoklav sterilizasyonuna dayanabilir. ^{99m}TcO₄, ¹¹¹In-DTPA, ⁶⁷Ga sitrat da otoklav ile sterilize edilebilir. Isıdan etkilenen (iyot ile işaretli proteinler vb.), kısa ömürlü radyonüklit içeren radyofarmasötikler otoklav ile steril hale getirilemezler. Bu tür radyofarmasötikler için tercih edilen sterilizasyon metodu membran filtreden süzmektir. Bu yöntemle, filtrenin por çapından büyük olan mikroorganizmalar uzaklaştırılır. Selüloz ve esterlerinden yapılan membran filtreler bu amaç için uygundur ve değişik por çaplarında olan cinsleri vardır. Çözeltilerin sterilizasyonu için tercih edilen 0,22 µm dur. Nispeten ucuz ve pratik olmasından dolayı membran filtre sterilizasyonu yapmak kolaydır [29, 30].

IV.V.1.2. Pirojenite

Pirojenler ölü veya canlı mikroorganizmaların metabolitik ürünleridir. Suda çözünen, ısıya dayanıklı moleküllerdir. Pirojenlerin kaynağı genelde parenteral ilaçların hazırlanmasında kullanılan su ve kimyasal maddelerdir [29, 30]. Bir numuneyi pirojensiz yapmanın özgün bir metodu yoktur. Esas olarak bakterilerin metabolizmalarından oluştuğu için pirojenlerin neden olduğu bulaşmanın önlenmesinde en iyi yol radyofarmasötiğin hazırlanması sırasında aseptik şartlar altında steril malzemelerin ve çözeltilerin kullanılmasıdır. Cam malzemeler 175 °C de birkaç saat

sıcak hava sterilizasyonu ile pirojensiz hale getirilebilir. Yüksek kalitedeki kimyasal maddeler, pirojensiz distile su ve cam malzemeler kullanıldığı takdirde istenilen nitelikteki radyofarmasötikleri hazırlamak zor değildir. USP 24 deki tavşan ve LAL (Limulus Amebosit Lizat) testleri ile pirojenite saptanabilir [29, 30].

IV.V.1.3. Toksikite Testi

Herhangi bir radyofarmasötik, kullanıma sunulmadan önce, diğer ilaçlarda olduğu gibi toksik etki ve güven aralığının belirlenmesi gerekir [29, 30]. Akut ve kronik toksisite testleri fare, sıçan, tavşan ve köpek gibi hayvanlarda yapılır. Radyofarmasötikler belli dozlarda 2–6 hafta süreyle uygulanır ve değişik zamanlarda öldürülen bu hayvanlarda yapılan otopsi incelemeleri sonucu organlardaki patolojik değişiklikler saptanır.

Kimyasal toksisitenin nedeni işaretli kitler içerisindeki biyoaktif bileşenler, yardımcı maddeler ve stabilizanlar olabilir. Radyonüklit miktarı genellikle çok düşüktür ve toksik etki göstermez [13]. Hastaya uygulanan radyofarmasötiklerin miktarının çok düşük olması nedeniyle, kimyasal toksisite açısından büyük bir problem yaratmazlar ve bir kez uygulandıktan sonra kronik toksisite söz konusu değildir [30].

IV.V.1.4. Biyolojik Dağılım

Fare ve sıçan gibi hayvanlarda enjekte edilen radyofarmasötiklerin zamana bağlı olarak organ dağılımının belirlenmesi önemlidir. İnsanlarda beklenen biyolojik etkinlik ve davranışın uygun bir indeksini oluşturmak için doğrudan uygulanan bir test yöntemidir [29, 30].

Biyolojik dağılım çalışmalarında uygulanan yöntemlerin ince detayları her laboratuvara göre değişebilir. Farmakopelerde tavsiye edilen genel işlemler, kullanılan hayvan sayısı ve türleri, önerilen numune hacmi ve aktivitesi, kontrol edilecek organ ve doku cinslerinin belirlenmesinde pratik bir rehber olarak kullanılabilir. Test hayvanlarına verilen (fare başına 0.2 ml ve sıçan başına 0.5 ml) doz, insan için uygulanan doz ile orantılı olarak ayarlanır. Belirli bir süre geçtikten sonra hayvanlar kurallara göre öldürülerek gerekli dokuları alınır. Deney öncesi anestezik madde verilmesi ile yapılacak biyolojik dağılım sonuçları değişebilir. Çıkarılan dokuların radyoaktivite sayımlarından önce, doku ağırlıklarının ölçülmesi gerekir. Ayrıca enjeksiyon bölgesinde tutulan aktivite içinde bir düzeltme yapmak gerekir. Ancak idrar ve feçesteki atılım aktivitelerini belirlemek zordur.

Radyofarmasötiklerin değişik zamanlarda çeşitli doku ve organlarda birikimi biyolojik dağılım hakkında iyi fikir verir. ^{99m}Tc ile işaretlenen ilaçlarda serbest teknesyumun varlığının en iyi göstergesi tiroit bezinde ve midede saptanmasıdır [30].

IV.VI. Radyofarmasötik Dozaj Şekilleri

Radyofarmasötiğin seçiminde fiziksel durumu (katı, sıvı, gaz), vücuda verilif yolu (iv, oral, inhalasyon vb.) veya incelenen organın özellikleri önemlidir [8, 75]. Örnek olarak akciğerlere ait solunum (ventilasyon) çalışmaları için ^{133}Xe nin gaz şekli kullanılırken, kanlanma (perfüzyon) çalışmaları için ^{99m}Tc -MAA süspansiyonundan yararlanır. İlaç şekilleri uygulanacak amaca yönelik olarak oral, intratekal, iv verilif şekilleri ile tek veya çok dozluk olarak tasarlanır. Uygulanan radyofarmasötiklerin çoğunluğu önceden liyofilize edilerek üretilmiş kitler halinde bulunurlar. Kitler, hastalara bir radyonüklit ilavesinden sonra uygulanabilen, steril ve önceden ambalajlanmış ara ürünlerdir [1, 3]. Kitler gerçek veya koloidal çözelti, süspansiyon ve aerosol halinde formüle edilip daha sonra steril, azot geçirilmiş flakonlarda liyofilize edilerek hazırlanır.

Radyofarmasötikler dört grup altında incelenebilir [8, 33].

a- İnhalasyon: ^{85}Kr , ^{133}Xe gibi gazlar özel apareyler ile hastaya inhale ettirilir. Kullanıma hazır halde bulunurlar.

b- Çözelti: Radyofarmasötiklerin büyük bir kısmını kapsar. Örnek olarak ^{131}I sodyum iyodür çözeltisi, ^{99m}Tc -DTPA, ^{99m}Tc -DMSA (^{99m}Tc - Dimerkaptosüksinik asit), ^{99m}Tc -MDP(^{99m}Tc -Metilendifosfonat) verilebilir.

c- Kapsül: ^{131}I -sodyum iyodür tanı ve tedavi amacıyla jelatin kapsül içinde verilir.

d- Koloit ve süspansiyon: Örnek olarak ^{99m}Tc -sülfür koloit (^{99m}Tc -SC), ^{99m}Tc -MAA verilebilir. Nükleer tıpta kullanılan ^{99m}Tc -SC, RES hücreleri tarafından fagositozla alınır, karaciğer, dalak ve kemik iliğini görüntüleme de kullanılır. ^{99m}Tc -antimon sülfür koloidi gibi küçük çaptaki koloitler lenfosintigrafide kullanılır. Makroagregatların partikül büyüklüğü 1 μm den fazladır ve ışık mikroskobundan görülebilir. Partikülün büyüklüğü ışık mikroskobu altında bir hemasitometre ile ölçülebilir. ^{99m}Tc -MAA ve albumin mikrokürelerinin büyüklükleri 15–100 μm arasındadır. Bu büyük partiküller akciğerlerdeki kapillerlerde tutulur ve yaygın olarak akciğerlerin görüntülenmesi için kullanılırlar.

BÖLÜM V

SONUÇLAR, TARTIŞMA VE DEĞERLENDİRMELER

Tıpta erken tanı ve buna bağlı tedavi, hastalıkla mücadele de hastanın hayatta kalmasında önemli rol oynar. Bugün erken teşhis için en fazla radyofarmasötik ve radyasyonlardan faydalanılmaktadır. Bu nedenle üretilen radyofarmasötüğün kalite kontrolleri (kalite kontrol testleri) çok önemlidir. Kalite kontrol testleri iki grupta değerlendirilebilir.

a) Fizikokimyasal

b) Biyolojik testler. Mutlaka ilk yapılan testler olmalıdır.

Fizikokimyasal testler yapılırken fiziksel özellikleri Ph ve iyon şiddeti, radyonüklidik saflık ve radyokimyasal saflık tayini mutlaka yapılmalıdır. Biyolojik saflık testlerine gelince sterilite, projenite, toksisite testleride yapılması gereken çok önemli testlerdir. Yeni bir radyofarmasötüğün geliştirilmesinde dikkat edilmesi gereken noktalara aşağıda özetlenmiştir.

- ❖ Öncelikle radyonüklitin işaretlenmesi düşünülen biyoaktif bileşene bağlanıp bağlanamayacağı kontrol edilmelidir.
- ❖ Radyofarmasötik hazırlanırken ilave edilen her yardımcı madde, biyoaktif bileşen ile radyonüklit arasındaki kimyasal reaksiyonları etkileyeceğinden optimum konsantrasyonlarda olmalıdır.
- ❖ Radyofarmasötüğün yükü, çeşitli solvanlardaki çözünürlüğünü belirleyeceğinden, önemli bir faktördür.
- ❖ Radyofarmasötüğün molekül büyüklüğü, biyolojik sistemden absorpsiyonunun belirlenmesinde önemli bir faktördür.
- ❖ Radyofarmasötikler belirli oranlarda plazma proteinlerine bağlanırlar. Proteinlere bağlanmayı radyoaktif molekülün yükü, pH sı, proteinin yapısı

plazmada bulunan anyonların miktarı gibi faktörler etkiler.

- ❖ Enjeksiyon için kullanılacak radyofarmasötiklerin çoğu sulu çözelti halindedir ve kanın pH sı (pH 7.4) ile uyumlu olmalıdır.
- ❖ İşaretli bileşik *in vitro* ve *in vivo* şartlarda stabil kalmalıdır. Bir radyofarmasötiğin *in vivo* olarak stabil olmaması radyoaktivitenin biyolojik dağılımını etkiler.
- ❖ İşaretli bileşiklerin hazırlanması ve saklanması sırasında stabilitesini etkileyebilecek ısı, pH ve ışık gibi fizikokimyasal faktörler optimum değerlerde olmalıdır.
- ❖ Bir radyofarmasötiğin etkinliğini ve kullanılabilirliğini saptamak için biyolojik dağılım çalışmaları yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

- [1] Attix FH: Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, JohnHeller SL and Goodwin PN: SPECT Instrumentation: Performace, Lesion Dedection and Recent Innovations. Seminars in Nuclear Medicine 184-199, (1987)
- [2] Alazraki NP, Mishkin FS: Fundamentals of nuclear medicine, ed 2, The Society of Nuclear Medicine, New York, (1991)
- [3] AŞikoglu M., Radyofarmasotikler, In: Gursoy AZ.(eds). Farmasotik Teknoloji - Temel Konular ve Dozaj Şekilleri-Kontrollu Salim Sistemleri Dernegi Yayını, İstanbul. (2004); 399-407
- [4] Barber HB, Barrett HH, Hickenaeill-TS, Kwo DP, Woolfenden JM, Entine Wiley & Sons, New York, (1986)
- [5] Barrett HH, Eskin JD, Barber HB: Charge transport in arrays of semiconductor gama-rayjdetectors. Phys Rev Let, 75(1): 156-159,(1995)
- [6] Bayhan H, GoktaŞ: XI. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi, Teknik Ders Notları, Ankara, (1997)
- [7] Berkem AR: İekirdek Kimyasi ve Radyokimya, Universite yayınları, İstanbul, (1992)
- [8] Boyd CM, Daüymple GV (Eds): Basic Scienceprinciples of Nuclear Medicine. The C.V. Mosby Company. Saint Louis, (1974)
- [9] British Pharmacopoeia, Radiopharmaceutical Preparations, Volume Ü. Her Majesty's Stationary Office, London. (2001); 2577-2637.
- [10] Cambrecht FY., Radyofarmasotikler 1-2 Mayıs Teknisyen Egitim Kursu, 6th International Congress of Nuclear Oncology and 17 th National Congress of Turkish Society of Nuclear Medicine. 1-5 Mayıs 2004,

- [11] Cantez S., Gorpe A., Pratik Nükleer Tıp (İstanbul Üniversitesi Vakfı) Tayf Ofset Basım, İstanbul. 1992; 266-276. 12. Celebi G: BIYOFIZİK, Çağlayan kitapevi Beyoğlu - İSTANBUL, Birinci Baskı. (1989)
- [12] Chandra R: Introductory Physics of nuclear medicine, ed 4, Lea & Febiger, Philadelphia, (1992).
- [13] Coleman RE, Hoffman JM, Hanson MW, et al: Clinical Applications of PET for the Evaluation of Brain Tumors. J Nucl Med. 32, 616-622, (1991).
- [14] Delaney CFG, Finch EC: (Radiation detectorsX physical principles and Application), Clarendon Press, Oxford, (1992)
- [15] Demir M: Gama kamera teknolojisindeki yeni teknik gelişmeler ve gama kamera semimer" değerlendirilmesi. Türkiye Nükleer Tıp Dergisi, 8(2), 78-3-95, (1999)
- [16] DePuey EG, Garcia EV: Optimal specificity of thallium-201 (Tl-201) through recognition of imaging artifact J Nuc Med 30: 441-449, (1998)
- [17] DoPont Merck Pharmaceutical Co: Technelite technetium Tc-99m generator, package insert, Billerica, Mass, (1992)
- [18] Early PJ, Abdel Razzak M, Sodee DB: Text-book of Nuclear Medicine Technology. The C.V. Mosby Company, St. Louis, (1969)
- [19] Early PJ, Sodee DB: Principles and Practice of Nuclear Medicine, Second Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis, (1995)
- [20] Eczacılık Öğrencilerine Analitik Kimya. İstanbul Üniversitesi Rektörlük Yayınları, İstanbul. (1989)
- [21] English RJ, Brown SE: SPECT Single Photon Emission Computed Tomography: A primer, Second Edition, The Society of Nuclear Medicine, Inc, New York, (1990)
- [22] English RJ, Brown SE: SPECT Single-photon Emission Computed Tomography: A Primer. Second Edition. The Society of Nuclear Medicine, Inc, New York, (1990)
- [23] Ercan MT., Radyofarmasotikler, Nükleer Tıp Yıllığı. Emek matbacılık Ltd. Şti, (1987):(1)Yayın No:13;35-56.

- [24] Ercan MT: Tc-99m radyofarmasotikleri, Hacettepe Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi Dergisi, P(2): 69-84, (1989)
- [25] Ercan MT: XL Ulusal Nükleer Tıp Kongresi, Teknik Ders Notları, Ankara, (1997)
- [26] Ergeng N., Gürsoy A., Ateş O., ilaçların Tanınması ve Kantitatif Tayini, İstanbul Üniversitesi Rektörlük Yayınları, İstanbul. (1999); 118-122.
- [27] G, Baccash CO: Comrakon'of NaI(Tl), CdTe, and H₂I₂ surgical probes: physical characterization, Med Phy 18(3): 373-381, (1991)
- [28] Gilardi MC, Bettinardi V, Todd-Pokropek A, Milanese, Fazio F: Assessment and comparison of three scatter correction techniques in single photon / emission computed tomography, J Nucl Med 29: 1971-1979, (1988)
- [29] Goldstein RA and James TW: The Clinical Role of Positron Emission Tomography for Cardiology in the 1990s and beyond. J Nucl Med, 32: 606-609, (1991)
- [30] Gottschalk A, Hoffer PB, Potchen EJ: Diagnostic Nuclear Medicine Volume 1. Second Edition. Williams & Wilkins, Baltimore, (1988)
- [31] Gould KL: PET Perfusion Imaging and Nuclear Cardiology. J Nucl Med , 32: 579-606, (1991)
- [32] Hannequin PP, Mas JF: Application Alternative And-Hon Atationary smoothing filters for statistical noise reduction in nuclear medicine. J Nucl Med 19:875-885, (1998)
- [33] Harbert J, Rocha AFG: Textbook of Nuclear Medicine, volume I: Basic Science. Second Edition, Lea and Febiger, Philadelphia, (1984)
- [34] <http://www.nukleertip.org/goruntuleme/radyofarmasotikler.html>(Erişim tarihi: Ocak 2007)
- [35] H. SEMAT and ALBRIGHT., Introduction to Atomic and Nuclear Physics, London, Chapman and Hill, (1973)
- [36] H Saha GB., Radiopharmaceuticals and Methods of Radiolabelling, In: Fundamentals of Nuclear Pharmacy, Fifth Edition, Springer Verlag, New York. (2004); 79-109.

- [37] Saha GB., Quality Control of Radiopharmaceuticals, in: Fundamentals of Wiley & Sons, New York, **(1986)**
- [38] Sorenson JA, Phelps ME: Physics in Nuclear Medicine, Game and Station, **(1987)**
- [39] Sorenson JA, Phelps ME: Physics in Nuclear Medicine. Grune and Stratton, Inc. **(1987)**
- [40] Yaramış, Bahriye., Nükleer Fizik, İ.T.Ü. Fen-Edebiyat Fakültesi, **(1985)** Strauss LG and Conti PS: The Applications of PET in Clinical Oncology. J Nucl Med, 32: 1623-648, **(1991)**

ÖZGEÇMİŞ

Ali Özhan HAYRAT

1975 yılında İstanbul'da doğdu. İlköğretimini tamamladıktan sonra lise öğrenimini 1993 yılında İstanbul Hayrullah Kefoğlu Anadolu Lisesinde tamamladı. Lisans eğitimini Yıldız Teknik Üniversitesi Fizik bölümünde tamamladıktan sonra halen yüksek lisans eğitimine Marmara Üniversitesi Atmosfer Fiziği bölümünde devam etmektedir.