

**T.C.
BOZOK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI**

Yüksek Lisans Tezi

**NÜKLEER TIP UYGULAMALARINDA KULLANILAN
RADYOİZOTOPLARIN EKSTERNAL DOZ DAĞILIMI**

Murat KÖSE

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Şeref OKUDUCU**

Yozgat 2014

**T.C.
BOZOK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI**

Yüksek Lisans Tezi

**NÜKLEER TIP UYGULAMALARINDA KULLANILAN
RADYOİZOTOPLARIN EKSTERNAL DOZ DAĞILIMI**

Murat KÖSE

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Şeref OKUDUCU**

**II. Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. Seyhan KARAÇAVUŞ**

Yozgat 2014

T.C.
BOZOK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEZ ONAYI

Enstitümüzün Fizik Anabilim Dalı 70110510010 numaralı öğrencisi Murat KÖSE'nin hazırladığı “Nükleer Tıp Uygulamalarında Kullanılan Radyoizotopların Eksternal Doz Dağılımı” başlıklı Yüksek Lisans tezi ile ilgili Tez Savunma Sınavı, Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği uyarınca 12/ 06 /2014 günü saat 14:00’ da yapılmış, tezin onayına OY BİRLİĞİYLE karar verilmiştir.

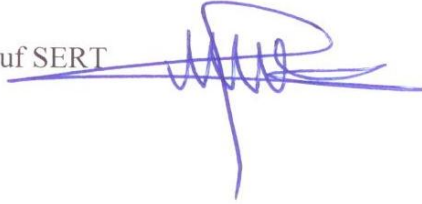
Başkan : Prof. Dr. Recep ŞAHİNGÖZ



Üye : Prof. Dr. Şeref OKUDUCU (Danışman)



Üye : Yrd. Doç. Dr. Yusuf SERT



ONAY:

Bu tezin kabulü, Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../20..... tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

...../...../20.....

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
TABLolar LİSTESİ	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
KISALTMALAR LİSTESİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Radyoaktiflik ve Radyasyon	3
2.2. Radyoaktif Bozunma Çeşitleri	5
2.2.1. Alfa (α) Bozunumu	5
2.2.2. Beta (β) Bozunumu	6
2.2.3. Gama Bozunumu	8
2.3. Radyoaktif Bozunma	9
2.4. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi	10
2.4.1. Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşimi	11
2.4.2. Yüksek Enerjili Fotonların Madde ile Etkileşimi	11
2.4.2.1. Fotoelektrik Olay	12
2.4.2.2. Compton Saçılması	13
2.4.2.3. Çift Oluşumu	14
2.5. Radyasyon Birimleri	15
2.5.1. Radyoaktivite Şiddet Birimi	16

2.5.2. Radyasyon Enerjisi Birimi	16
2.5.3. Işınlama Birimleri	16
2.5.4. Absorblanmış Doz Birimi	17
2.5.5. Biyolojik Doz Birimi	17
2.6. İyonize Radyasyonun Biyolojik Etkileri	18
2.6.1. Radyasyon Hasarları	19
2.6.2. Deterministik ve Stokastik Etkiler	19
2.6.3. İyonize Radyasyonun Hücredeki Etki Mekanizması	19
2.6.4. Radyasyonun Oksijen (O ₂) Etkisi	21
2.7. Radyasyon Korunmasında Tarihçe	23
3. NÜKLEER TIPTA KULLANILAN RADYOİZOTOPLAR	26
3.1. Tedavi Amaçlı Kullanılan Radyonüklidler	27
3.1.1. Radyosinovektomi ve Radyoimmunoterapi Radyonüklidler	27
3.1.2. Kemik Ağrıları İçin Kullanılan Radyonüklid Tedavi	28
3.1.3. Tiroit Hastalıklarının Tedavisinde Kullanılan Radyonüklid	29
3.2. Görüntüleme Amaçlı Kullanılan Radyonüklidler	30
3.2.1. Tek Foton Yayıcı Radyonüklidler	30
3.2.2. Pozitron Yayıcı Radyonüklidler	31
4. MATERYAL VE YÖNTEM	32
4.1. ⁹⁹ Mo / ^{99m} Tc Jeneratörü	32
4.2. Hastalara Uygulanan Radyofarmasötikler	34
4.3. Geiger- Müller Sayacı	36
4.4. Doz Kalibratörü	37
4.5. Görüntüleme Tekniği	38
4.6. Yöntem	40

5. BULGULAR VE TARTIŞMA	42
5.1. Tablolar	42
5.1.1. 0. Dakikada Alınan Ölçüm Sonuçları	42
5.1.2. 60. Dakikada Alınan Ölçümler	48
5.1.3. 120. Dakikada Alınan Ölçümler	51
5.1.4. 180. Dakikada Alınan Ölçümler	53
5.1.5. Zaman Mesafe İlişkisi	55
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	66
KAYNAKLAR	68
ÖZGEÇMİŞ	71

NÜKLEER TIP UYGULAMALARINDA KULLANILAN RADYOİZOTOPLARIN EKSTERNAL DOZ DAĞILIMI

Murat KÖSE

**Bozok Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi**

2014; Sayfa: 71

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Şeref OKUDUCU

ÖZET

Bu çalışmada Bozok Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda hastalara radyofarmasötiklerin uygulanmasından sonra alınan eksternal doz ölçümlerinin araştırılması yapıldı. Çalışmaya 19 u miyokard perfüzyon sintigrafisi (MPS), 10' u kemik sintigrafisi, 10' u tiroid sintigrafisi ve 11' i hipertiroidi hastası olmak üzere toplam 50 hasta dahil edildi. MPS hastalarına ortalama 620-740 MBq ^{99m}Tc-MIBI radyofarmasötiği, kemik sintigrafisi hastalarına 740 MBq ^{99m}Tc-MDP (metilen di fosfonat) radyofarmasötiği, tiroid sintigrafisi hastalarına 185 MBq ^{99m}Tc-Pertechnetat (^{99m}TcO₄)⁻ radyofarmasötiği intravenöz yoluyla, hipertiroidi hastalarına ise 1110 MBq radyoiod (I-131) oral yolla verildi. Daha sonra sırasıyla belirli zaman aralıkları ve belirli mesafelerde Geiger-Müller sayıcısı ile ölçümler yapıldı. Elde edilen sonuçlar ICRP' nin uygun gördüğü doz limitleri ile kıyaslanarak sonuçlar yorumlandı. Nükleer tıp ekibinin ve hasta yakınlarının ekstra önlemler alıp almaması gerektiği durumlar tartışıldı.

Anahtar Kelimeler: Nükleer Tıp, Radyofarmasötik, Sintigrafi, Hipertiroidi, Eksternal Doz Dağılımı

EXTERNAL DOSE DISTRIBUTION OF RADIOISOTOPS ON NUCLEAR MEDICAL APPLICATION

Murat KÖSE

**Bozok University
Institute Of Science
Department Of Physics
Master Thesis**

2014; Page: 71

Thesis Supervisors: Prof. Dr. Şeref OKUDUCU

ABSTRACT

In this study external dose measurement are investigated after performed radiopharmaceutical (radiopharmasotic) to patient. This study was investigated on Nuclear Medicine Department at Bozok University Medical Hospital. Our study included 50 patients; 19 of them myocardial perfusion scintigraphy (MPS), 10 of them bone scintigraphy, 10 of them thyroid scintigraphy and 11 of them hyperthyroid scintigraphy. Averagely 620-740 MBq ^{99m}Tc -MIBI radiopharmasotic to the MPS patients, 740 MBq ^{99m}Tc -MDP (Methylene diphosphate) to the bone scintigraphy patients, 185 MBq ^{99m}Tc - Pertechnetate ($^{99m}\text{TcO}_4^-$) radiopharmasotics were gave by intravenous application and 1110 MBq radioiodine (I-131) by oral route. Then periodically, measurements were made by Geiger-Müller counter in specific time and distance range. Our results were compared with approved the ICRP's dose limatation and commented.

Keywords: Nuclear Medical, Radiopharmasotic, Scintigraphy, Hyperthroid, External Dose Distribution

TEŞEKKÜR

Bu tez konusunu seçmemde, yürütülmesinde, sonuçlandırılmasında ve sonuçlarının değerlendirilmesinde destek ve yardımlarını esirgemeyen değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Şeref OKUDUCU' ya; ayrıca bu tezimin oluşturulmasında gerekli ortamları ve imkanları bana sağlayan, uygulamalı pratik eğitimler yaparak kendimi nükleer tıp fiziği alanında geliştirmemi sağlayan, bana bu konuda her anlamda yol gösteren ek danışman hocam Bozok Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı Başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. Seyhan KARAÇAVUŞ' a, klinik çalışmalarımı desteklemesinden dolayı Bozok Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Dekan'ı Sayın Prof. Dr. Namık DELİBAŞ' a

Tezimin deneysel kısımlarını oluştururken benden desteklerini yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen Bozok Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı' ndaki tüm sağlık personeline ve tezi yazma aşamamda benden desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen arkadaşlarım Şevket Arda ATILGAN' a, Gökhan ŞAHUTOĞLU' na, İsmail ŞAHİN' e, Fatih YALÇIN' a

Maddi ve manevi olarak beni sürekli ve sabırla destekleyen, bana inanan, bugünlere gelmemi sağlayan aileme sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

TABLolar LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 2.1. Radyasyon Birimlerine Ait Dönüşüm Değerleri.....	18
Tablo 2.2. Bireyler İçin Müsaade Edilen Maksimum Doz Limitleri.....	25
Tablo 3.1. Kemik Ağrılarında Kullanılan Radyonüklidler.....	29
Tablo 3.2. I-131 Radyoizotopunun Karakteristikleri.....	30
Tablo 5.1. 0. dakikada ^{99m} Tc-Perteknetat için alınan ölçüm sonuçları(mR/h)	42
Tablo 5.2. 0. dakikada ^{99m} Tc-Perteknetat için alınan ölçüm sonuçları(μSv/h)	43
Tablo 5.3. 0. dakikada ¹³¹ I için alınan ölçüm sonuçları (mR/h).....	44
Tablo 5.4. 0. dakikada ¹³¹ I için alınan ölçüm sonuçları (μSv/h).....	45
Tablo 5.5. 0. dakikada ^{99m} Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları.....	46
Tablo 5.6. 0. dakikada ^{99m} Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları (μSv/h).....	47
Tablo 5.7. 0. dakikada ^{99m} Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (mR/h).....	47
Tablo 5.8. 0. dakikada ^{99m} Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (μSv/h).....	48
Tablo 5.9. 60. dakikada ^{99m} Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (mR/h).....	49
Tablo 5.10. 60. dakikada ^{99m} Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (μSv/h).....	49
Tablo 5.11. 60. dakikada ^{99m} Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları (mR/h).....	50
Tablo 5.12. 60. dakikada ^{99m} Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları (μSv/h).....	50
Tablo 5.13. 120. dakikada ^{99m} Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (mR/h)....	51
Tablo 5.14. 120. dakikada ^{99m} Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (μSv/h)....	52
Tablo 5.15. 120. dakikada ^{99m} Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları (mR/h)....	52
Tablo 5.16. 120. dakikada ^{99m} Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları (μSv/h)....	53
Tablo 5.17. 180. dakikada ^{99m} Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (mR/h)....	53
Tablo 5.18. 180. dakikada ^{99m} Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (μSv/h)....	54
Tablo 5.19. 180. dakikada ^{99m} Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları (mR/h)....	54
Tablo 5.20. 180. dakikada ^{99m} Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları(μSv/h)....	55
Tablo 5.21. ^{99m} Tc-MDP İçin Zaman-Mesafe Tablosu	55
Tablo 5.22. ^{99m} Tc-MIBI İçin Zaman- Mesafe Tablosu.....	58

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1.	Kararlı Çekirdekler İçin Nötron Sayısının Proton Sayısının Fonksiyonu Olarak Gösterimi..... 3
Şekil 2.2.	Radyasyon Çeşitleri..... 4
Şekil 2.3.	Alfa Bozunumu..... 6
Şekil 2.4.	Beta Bozunumu..... 7
Şekil 2.5.	Pozitron Bozunumu..... 7
Şekil 2.6.	Elektron Yakalama Olayı..... 8
Şekil 2.7.	Gama Bozunum Şeması..... 9
Şekil 2.8.	Fotoelektrik Olay..... 13
Şekil 2.9.	Compton Saçılması..... 14
Şekil 2.10.	Çift Oluşumu..... 15
Şekil 2.11.	Enerji yüklü Fotonların Madde İle Etkileşimlerinde Görülen Olayların Foton Enerjisi ve Atom Numarası İle Değişimi..... 15
Şekil 2.12.	Radyasyonun Direk ve İndirekt Etki Teorileri..... 20
Şekil 2.13.	Oksijen Etkisi..... 22
Şekil 4.1.	^{99}Mo ' nun $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ' a Bozunması 33
Şekil 4.2.	$\text{Mo}99\text{-Tc } 99\text{m}$ Jeneratörü..... 33
Şekil 4.3.	$^{99}\text{Mo} / ^{99\text{m}}\text{Tc}$ Jeneratör Sisteminde Ana Radyonüklid ve Ürün Radyonüklid Aktivitelerinin Sağıma Bağlı Olarak Değişimi..... 32
Şekil 4.4.	(a) Hastaya $^{99\text{m}}\text{Tc}$ –MDP Uygulanması ve (b) Kemik Sintigrafisi.. 33
Şekil 4.5.	Digital Frisker Survey Meter TBM-15D Modeli Geiger Müller Sayacı 36
Şekil 4.6.	Capintec Marka CRC-25R Modeli Doz Kalibratörü 37
Şekil 4.7.	Görüntülemeye kullanılan Philips Marka SPECT Sisteminin Genel Görüntüleri 38
Şekil 4.8.	Kolimatörün Yapısı 39
Şekil 4.9.	Gama Kameranın Bileşenleri 40
Şekil 5.1.	Teknesyum Perteknetat Doz Hızı-Mesafe İlişkisi 43
Şekil 5.2.	I-131 Doz Hızı-Mesafe İlişkisi 45
Şekil 5.3.	0 Metrede $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP Doz Hızı-Zaman İlişkisi 56
Şekil 5.4.	0,25 Metrede $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP Doz Hızı-Zaman İlişkisi 56

Şekil 5.5.	0,5 Metrede 99mTc-MDP Doz Hızı-Zaman İlişkisi	57
Şekil 5.6.	1 Metrede 99mTc-MDP Doz Hızı-Zaman İlişkisi	57
Şekil 5.7.	2 Metrede 99mTc-MDP Doz Hızı-Zaman İlişkisi	58
Şekil 5.8.	0 Metrede 99mTc-MIBI Doz Hızı-Zaman İlişkisi	59
Şekil 5.9.	0,25 Metrede 99mTc-MIBI Doz Hızı-Zaman İlişkisi	59
Şekil 5.10.	0,5 Metrede 99mTc-MIBI Doz Hızı-Zaman İlişkisi	60
Şekil 5.11.	1 Metrede 99mTc-MIBI Doz Hızı-Zaman İlişkisi	60
Şekil 5.12.	2 Metrede 99mTc-MIBI Doz Hızı-Zaman İlişkisi	61

KISALTMALAR LİSTESİ

SPECT	: Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi
PET-BT	: Pozitron Emisyon Tomografi ve Bilgisayarlı Tomografi
ICRP	: Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu
A	: Kütle Numarası
N	: Nötron Sayısı
Z	: Proton Sayısı = Atom Numarası
E	: Enerji
β^-	: Beta Parçacığı
β^+	: Pozitron Parçacığı
keV	: Kilo Elektron Volt
MeV	: Mega Elektron Volt
Ci	: Curie
Bq	: Becquerel
MBq	: Mega Becquerel
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu
mR/h	: Mili Röntgen/saat
μ Sv	: Mikro Sievert
mSv	: Mili Sievert
nm	: Nano Metre
^{99m}Tc	: Teknesyum-99m
^{99}Mo	: Molibden-99
^{131}I	: İyot-131
^{186}Re	: Renyum-186
^{153}Sm	: Samaryum-153
^{89}Sr	: Stronsiyum-89

^{32}P	:	Fosfor-32
^{111}In	:	İndiyum-111
^{201}Tl	:	Talyum-201
^{18}F	:	Flor-18
^{165}Dy	:	Disprosyum-165
GM	:	Geiger-Müller
NaCl	:	Sodyum Klorür
MIBI	:	Methoxy İsouty İsonitrile
MPS	:	Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi
MDP	:	Metilen Di Fosfonat
PMT	:	Foto Çoğaltıcı Tüp
LET	:	Lineer Enerji Transferi

1. GİRİŞ

Nükleer tıp, açık radyasyon kaynaklarının tanı ve tedavi amacıyla kullanıldığı disiplinler arası bir bilim dalıdır. İnsan fizyolojisindeki değişimleri algılamak için radyonüklidlerin kullanıldığı nükleer tıp çalışmalarında temel amaç, minimum radyasyon dozu ile maksimum tanı ve tedavi bilgisi elde etmektir. Nükleer tıp uygulamalarında görüntüleme işlemi hastalara verilen radyoaktif maddelerden çıkan fotonların deteksiyonuna dayanır [1]. Bu amaca yönelik olarak, hasta içindeki radyofarmasötik dağılımını tam olarak yansıtacak bir görüntünün oluşturulması ve hedef organdaki ince ayrıntıların ayırt edilebilmesi istenir. Nükleer tıp uygulamalarında kullanılan görüntüleme cihazları; gama kamera, tek foton emisyon tomografisi (SPECT), tek foton emisyon tomografisi/ bilgisayarlı tomografi (SPECT/BT), pozitron emisyon tomografisi (PET), pozitron emisyon tomografisi/ bilgisayarlı tomografi (PET/BT) gibi kompleks sistemlerdir [2].

Nükleer tıp uygulamalarında tanı tetkikleri, fonksiyonel (dinamik) ve yapısal (anatomik) bilgiler elde etmek üzere iki çeşittir. Hastalıkların veya lezyonların teşhisi için alınan tanı amaçlı görüntülere sintigrafi denir. Sintigrafi çalışmaları yapılırken radyoizotopların vücutta istenilen dokuda veya organlarda tutulumunun olması için biyoaktif ajana ihtiyaç vardır. Bu ajanlara farmasötik denir. Radyoizotop ile farmasötik denilen ajanın işaretleme adı verilen işlem yapılarak birleştirilmesi sonucunda oluşturulan moleküle radyofarmasötik denir. Radyofarmasötikler görüntülemesi, yapılmak istenen doku ya da organlar için spesifik olarak seçilir [3]. Radyofarmasötikler hastaya verildikten belirli bir süre sonra görüntülenmesi istenen organa yerleşir ve yaydığı ışın sayesinde; gama yayıcılar, gama kamera ya da SPECT ile pozitron yayıcılar ise PET cihazı aracılığıyla detekte edilerek sintigrafik görüntüler elde edilir. Görüntüler planar ya da tomografik olarak alınabilir. Alınan bu görüntüler nükleer tıp uzmanları tarafından değerlendirilerek hastalığın teşhisi, gidişatı veya uygulanan tedavinin etkinliği konusunda bilgi verir. Radyofarmasötik; radyoizotoptan ve farmasötik kısımdan olabildiği gibi, sadece radyoizotoptan da oluşabilir [4].

Radyofarmasötiklerin nükleer tıp uygulamalarında diğ er bir kullanım alanı da bazı hastalıkların tedavisidir. Bu tür yapılan klinik ç alışmalarda, daha önceden görüntüleme teknikleri kullanılarak yapılmış patolojik bulguların tanısına göre; radyofarmasötik seçimi ve doz miktarı belirlenmesi yapılır. Örneğ in, tiroid kanseri tedavisin de kullanılan iyot-131 (¹³¹I) izotopunun miktarı 3700-11100 MBq seviyeleri arasında değ işirken, hipertiroidi bulgularında vücuda oral yollardan verilen ¹³¹I izotopu 900-1110 MBq seviyelerindedir [5].

Nükleer tıp uygulamalarına avantaj ve dezavantaj olarak bakılırsa; nükleer tıp uygulamaları “Non-invazif” dir, yani hastaya zarar vermez, alerjisi ve yan etkisi minimal seviyededir. Aynı anda duyarlılığ ı yüksek yöntemlerdir. Başka yöntemlerle elde edilmesi mümkün olmayan fizyolojik, metabolik ve moleküler düzeyde bilgi saç larlar ve bilgiler sayısaldır, dolayısıyla birbiri ile kıyaslanabilir. Dezavantajı ise, iç erdiğ i radyoaktif maddelerden dolayı hastaların belirli bir miktar radyasyon dozuna maruz kalmalarıdır. Bundan dolayı bir nükleer tıp uygulaması yararı, zararından fazla ise tercih edilir. Özellikle ç ocuklarda ve hamilelerde bu prensibe ç ok daha fazla dikkat edilir.

Klinik uygulamalarda gerek tanı için yapılan ç alışmalar, gerekse tedavi için yapılan ç alışmalar sırasında; nükleer tıp uzmanı hekimler, hastalar, kliniğ e gelen hasta yakınları radyofarmasötikleri hazırlayan, bunları hastalara uygulayan ve görüntüleme iş lemini yapan personel bir miktar radyasyona maruz kalır. Bunun sonucunda da bir takım önlemler almak gerekir. Özellikle değ iş ik radyoizotoplar kullanılarak hazırlanan radyofarmasötikler hastalara uygulandıktan sonra; efektif yarı ömürlerine bağ lı olarak değ iş iklik gösteren belirli bir süre radyasyon kaynağ ına dönüştüğ ünden özel önlemler alınmalıdır.

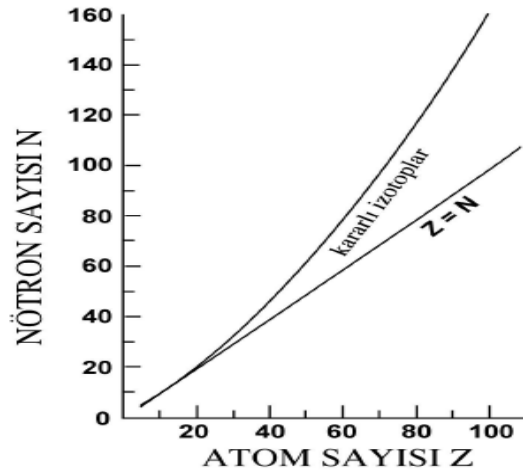
Bu amaçla ç alışmada, Bozok Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı’na ç eşitli istemlerle gelen hastalara radyofarmasötiklerin uygulandıktan sonraki ve belirli zaman aralıkları ve değ iş ik mesafelerde ki eksternal doz dağ ılımının ölçümleri yapıldı. Geiger-Müler Cihazı kullanılarak yapılan bu ölçümlerden sonra elde edilen dozimetrik verilerin güvenilirliğ i, Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP)’nun ön gördüğü değ erlerle kıyaslaması yapılarak tartışıldı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoaktiflik ve Radyasyon

Elementlerin kendi özelliklerini taşıyan en küçük parçaları olan atomlar, bir çekirdek ve etrafındaki yörüngelerde dönen elektronlarından meydana gelmiş birimlerdir. Atomun çekirdek kısmı, pozitif yüklü protonlardan ve yüksüz olan nötronları içerir. Pozitif yüklü protonların sayısı atom numarasını gösterirken, adına nükleon da denen proton ve nötronların toplamı atomun kütesini oluşturur. Elektronlar bütün elementlerde aynı yapı ve kütle özelliğinde olduğundan değişik elementlerin atomları arasındaki farklılık tamamen nükleon ve elektron sayıları ile bunların dizilişlerinin bir sonucudur [6].

Bir atomun sağlamlığı yani kararlılığı çekirdeğin içindeki nötron ve proton sayıları ile ilişkilidir [7]. Pozitif yüklü protonlar arasında itici coulomb kuvvetleri, yüksüz nötronlar arasında ise çekici coulomb kuvvetleri mevcuttur. İtici ve çekici kuvvetlerin birbirini dengelemesi yani proton ve nötron sayılarının birbirine eşit olması durumunda çekirdek kararlı olacaktır [8]. Yani nötron/proton oranı 1' e ne kadar yakınsa çekirdek aynı oranda karalıdır. Şekil 2.1 de gösterilen kararlılık çizgisinde ya da bu çizgiye yakın çok fazla ya da çok az nötrona sahip olan birçok çekirdek vardır. Bu çekirdekler kararsızdır ve radyoaktif bozunuma uğrarlar [9].

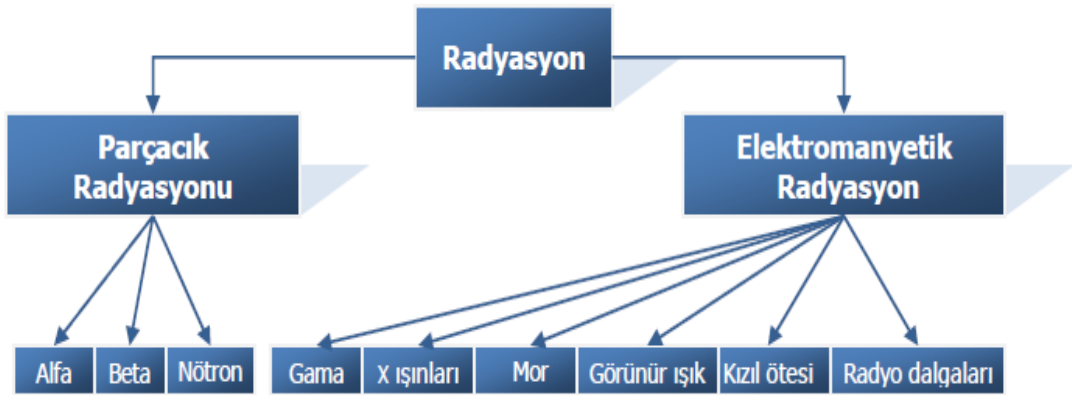


Şekil 2.1. Kararlı Çekirdekler İçin Nötron Sayısının (N) Proton Sayısının (Z) Fonksiyonu Olarak Gösterimi [9]

Nükleer kararlılığın diğer bir göstergesi bağlanma enerjisidir (E_B). Nükleon başına bağlanma enerjisi E_B/A oranı büyüdükçe çekirdek kararlılığı da artar. Burada A kütle numarasıdır. Kütle numarası 60 olan nüklidlerde nükleon başına bağlanma enerjisi oldukça büyüktür. Elementlerin kütle numarası arttıkça bağlanma enerjisi düşmeye başlar [8].

Bazı elementler çekirdeklerindeki n/p dengesizliğinin bir sonucu olarak fazla enerji yüküne sahiptir ve bu nedenle dolaylı olarak kararsızdır. Bu elementler n/p dengesini sağlamak üzere fazla olan enerjilerini kaybederek kararlı duruma geçmeye çalışırlar ve ışınlar yayarlar. Bu kararlı hale geçme süreci içerisinde enerjilerini değişik şekillerde kaybederler ve bozunmalar yaparak farklı elementlere dönüşürler. Bu bozunmalar sonucunda ortaya çıkan enerjiye radyasyon denir. Radyoaktif denilen bazı elementlerin atom çekirdeklerinin, tanecikler veya elektromanyetik ışınlar yayarak kendiliğinden parçalanması olayına radyoaktiflik denir. Bir radyoaktif çekirdeğin kendiliğinden başka bir çekirdeğe dönüşmesi olayına desintegrasyon (parçalanma), yapay olarak bir çekirdekte başka bir çekirdek elde edilmesine transmutasyon denir [7].

Radyasyonun nükleer tıptaki anlamı özet olarak bir enerji geçişidir. Bu enerjiyi tanımlamada üç önemli parametre kullanılır. Bunlar: Enerjisi (düşük ve yüksek enerjili) , türü (parçacık radyasyonu ve elektromanyetik radyasyon) ve kaynağı (doğal ve yapay radyasyon kaynakları) dır.



Şekil 2.2. Radyasyon Çeşitleri

Yüksek enerjili radyasyon iyonize radyasyon olarak da tanımlanır ve atomdan elektron koparabilen dolayısıyla atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. Bunlar: Alfa, beta, gama ve X-Işınlarıdır. Gama ve X-ışınları maddeden geçerken elektronları serbest bırakırlar ve bu elektronlar elektrik yükü taşıdıklarından iyonizasyon oluştururlar. Yani X-ışınları ve gama ışınları dolaylı yoldan iyonizasyona neden olurlar. İyonize edici elektromanyetik radyasyonlar atomun çekirdeğinden yayınlanıyorsa nükleer radyasyon, atomun yörüngelerinden yayınlanıyorsa X- ışını adını alır.

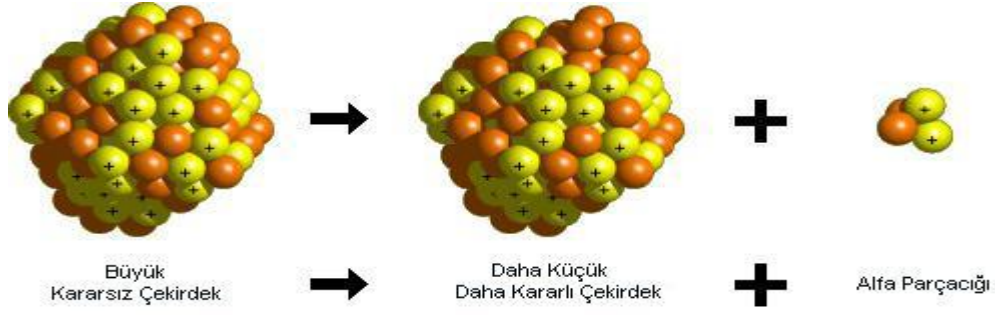
Düşük enerjili ya da iyonize olmayan radyasyon ise etkileştiği materyal içindeki atomları yeteri kadar enerjisi olmadığı için iyonize edemez ve sadece uyarılmakla yetinir. Mikrodalgalar, görünür ışık, radyo dalgaları, kızılötesi ve (çok kısa dalga boyluları hariç olmak üzere) morötesi ışık iyonize olmayan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

2.2. Radyoaktif Bozunma Çeşitleri

Radyoaktif ışınım yapan çekirdeklerin yaydıkları ışın türleri üç çeşittir. Bunlar; alfa, beta ve gama ışınlarıdır. Her radyoaktif bozunmadan sonra yeni bir çekirdek oluşur. Bu çekirdek ya karalıdır ya da bozunmaya hazır başka bir çekirdektir. Ama bozunan çekirdek sayısı zamanla azalır. Bu azalma zamana göre exponansiyel olarak değişir. Bozunmalarda, bozunmaya uğrayan çekirdek ana ürün; bunun da bozunmasıyla oluşan çekirdek kız ürün olarak adlandırılır. Çoğu zaman kız çekirdek de kararsızdır ve bu da parçalanmaya uğrar. Radyoaktif parçalanmalar sırasında dışarıya nükleer enerji salınımı olur. Bu enerjiye transisyon enerjisi denir. Bu enerji partikül ya da foton şeklinde olabilir. Salınan enerjinin çoğunluğu kütlelenin enerjiye dönüşmüş halidir [4].

2.2.1. Alfa (α) Bozunumu

Bu bozunmada çekirdek bir alfa parçacığı yayınlar. Rutherford ve arkadaşları bu parçacığın bir ${}^4_2\text{He}$ çekirdeği olduğunu göstermişlerdir [10]. Yani Çekirdeğin kararsızlığı hem proton hem de nötron fazlalığından ileri geliyorsa, çekirdek iki proton ve iki nötrondan oluşan bir alfa parçacığı yayınlamaya bozunur.



Şekil 2.3. Alfa (α) Bozunumu



Alfa bozunumu genellikle kütle numarası 190' dan büyük çekirdeklere daha sık görülür. Enerjisi ve 4 ile 8 MeV arasında değişim gösterir. Bu enerji ile havada yaklaşık 4 cm kadar gidebilirken dokuda bu mesafe 0,003 mm kadardır. Dokudaki erişme uzaklıklarının çok kısa olması nedeniyle, alfa parçacıklarının cilde bulaşması durumunda deriyi geçmesi mümkün olmaz. Enerjisinin tamamını olduğu yere bırakarak orada kuvvetli iyonizasyon yaratır. Ancak nükleer tıp uygulamalarında alfa ışınları kullanılmadığı için tehlikeleri söz konusu değildir [7].

2.2.2. Beta (β) Bozunumu (İzobarik Bozunma)

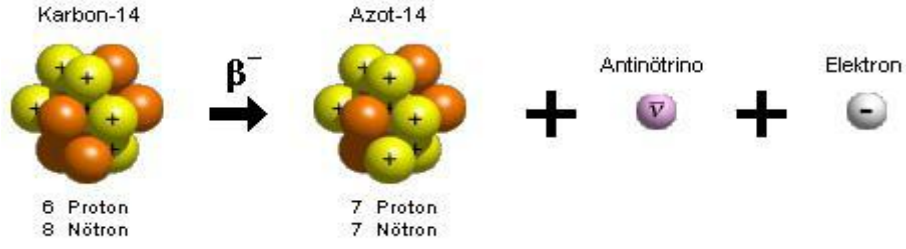
Beta bozunumun üç farklı şekli vardır. Bunlar;

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



Elektron ve nötrino çekirdekten salınır ve kinetik enerji olarak taşınır. Elektron bir beta partikülüdür. Nötrino kütlesi ve yükü olmayan partiküldür. Madde içindeki etkileşimleri önemsiz olduğu için detekte edilmez. Bu olayda nükleonların toplam sayılarını ifade eden kütle sayısı değişmez. Bu nedenden dolayı izobarik bozunmadır.



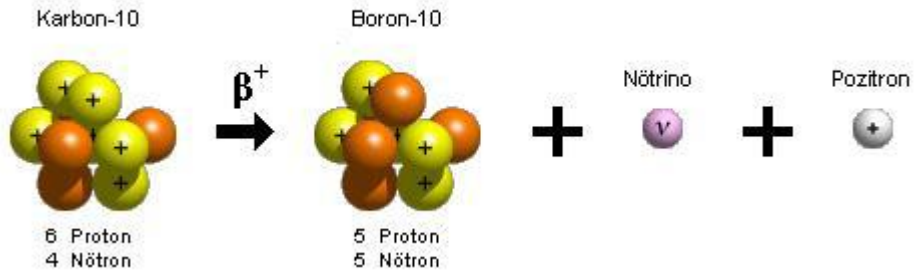


Şekil 2.4. Beta (β^-) Bozunumu

β^- Bozunumu: Elektron ile yükünün pozitif olması dışında aynı özellikleri taşıyan pozitronun emisyonunda ise bir çekirdek protonu bir nötrona ve nötrinoya dönüştür.



Nötron çekirdekte kalır, pozitron dışarı fırlatılır. Böylece pozitron yayınlayan radyoizotopun proton sayısı bir eksilerek kendinden bir önceki elementin izobar atomuna dönüştür, fakat kütle sayısı değişmez.

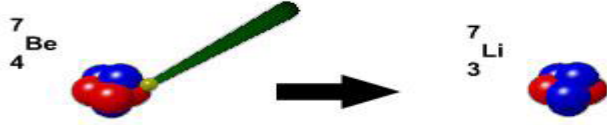


Şekil 2.5. Pozitron (β^+) Bozunumu

Elektron Yakalama Olayı: Pozitron bozunması olayı ile yakından ilgili olan elektron yakalama olayında ise, bir çekirdek kendi iç atomik elektronlarından birini içine alır ve sonuç olarak bir çekirdek protonu bir nötrona dönüştür ve bir nötrino yayınlanır. Bu bozunumda çekirdekten parçacık salınmaz ancak pozitron bozunmasında olduğu gibi proton sayısı bir eksilir. Kütle numarası ise aynı kalır. Bu olayda boşalan elektron yörüngesine üst yörüngelerdeki başka bir elektron geçer ve bremmstrahlung (frenleme) radyasyonu adı verilen X-ışınları yayınlanır.

$$p + e^{-} \rightarrow n + \nu \quad (2.6)$$

$${}^A_Z X_N + e^{-} \rightarrow {}^A_{Z-1} X'_{N+1} + \nu \quad (2.7)$$



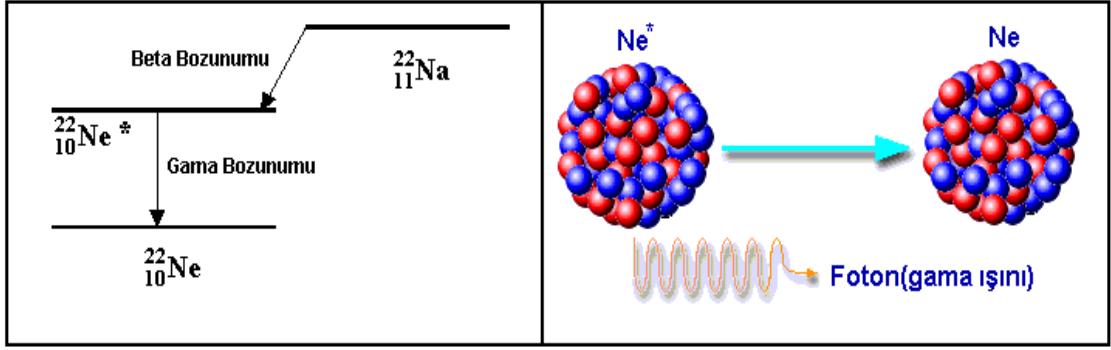
Şekil 2.6. Elektron Yakalama Olayı

Bremsstrahlung meydana gelmesi parçacığın kinetik enerjisiyle ve absorbe edici maddenin atom numarasının karesiyle (Z^2) doğru orantılıdır. Bundan dolayı bremsstrahlung hava, alüminyum gibi hafif maddelerde önemsizken, kurşun ve tungsten gibi ağır metallerde çok önemlidir [12].

Nükleer tıp kliniklerinde rutin olarak kullanılan beta yayıcıları olan radyonüklidlerin ağır metaller içinden geçmeleri sırasında bremsstrahlung yaratma ihtimalleri artar. I-131 betalarının yanında gamaları da olan radyonüklidler doğrudan kurşun içine konduklarında bremsstrahlung yaratırlar. Bu da maruz kalınan radyasyon miktarını arttırır. Bremsstrahlung' dan korunmak için, şayet radyonüklid cam vial içindeyse veya tablet şeklinde ise, kurşun içini plastik, kauçuk gibi düşük atom numaralı bir malzeme ile kaplamak gerekir [7,37].

2.2.3. Gama Bozunumu

Radyoaktif bozunum (alfa, beta, pozitron emisyonu veya elektron yakalama) yapmış veya bir nükleer reaksiyondan sonra ortaya çıkan kız çekirdek, genellikle, eksite durumunda kalır. Bu durumdaki çekirdek ikinci bir bozunum ile bir foton yayımlayarak daha düşük enerji seviyesine ve sonunda taban enerji seviyesine düşer. Bu şekilde, çekirdeğin uyarılmış enerji seviyesinden temel enerji seviyesine düşerken yayınladığı fotonlara gama ışını denir.



Şekil 2.7. Gama Bozunum Şeması

Gama ışınları yayan radyonüklidler klinik uygulamalarda gama kamera ve SPECT görüntüleme teknikleri kullanılırken, görüntü eldesi için kullanılan iyonlaştırıcı radyasyon türüdür.

Uyarılmış halde bulunan aynı kütle numarasına ve aynı atom numarasına sahip iki çekirdekte birine izomer denir. Bir nükleer izomerden daha düşük enerjili bir izomere geçiş hali izomerik geçiştir. Ana nüklidin parçalanması ile oluşan kız nüklid yarı kararlı ya da izomerik halde bulunup daha uzun ömürlü olabilir. Birbirinin izomeri olan iki nüklidin enerjileri hariç diğer tüm özellikleri aynıdır. Yarı kararlı haldeki radyonüklidler nükleer tıpta büyük öneme sahiptir. Çünkü nispeten uzun yarı ömürlüdürler. Partikül nitelikte ışınlar taşıyıcıdır. Monoenerjitik gama ışınları vardır. Radyonüklid jeneratörlerinden kolaylıkla elde edilirler.

2.3. Radyoaktif Bozunma

Radyoaktif bozunma sürekli bir süreçtir. Dolayısıyla bu süreci durdurmak yavaşlatmak veya bozunma hızını değiştirmek mümkün değildir. Bu durum fazla enerjisi bulunan bir çekirdeğin elementer veya elektromanyetik parçacıklar yayma yoluyla değişime uğramasıdır. Ne zaman daha kararlı bir nüklide dönüşeceği kesin olarak bilinemez. Bu, daha ziyade olasılık hesapları ve ortalama bozunma hızları ile saptanır.

Klinik uygulamalar yapılırken radyoaktif maddeler vücuda alındıktan sonra ve dokularla temas etmesinin ardından, vücuttan atılması aşamasında iki durumdan bahsedilir. Bunlardan birincisi kullanılan radyoizotopun fiziksel yarı ömrü (T_1) diğeri

ise biyolojik yarı ömrüdür (T_b). Fiziksel yarı ömür radyonüklidin başlangıçtaki atom sayısının ya da aktivite düzeyinin %50'sine inmesi için geçen süredir. Biyolojik yarı ömür ise; bir maddenin yarısının, normal eliminasyon yollarıyla vücuttan atılarak yarılanması için geçen süredir. Ancak vücut içinde her iki olay birlikte meydana geleceğinden her iki olayı birlikte ifade eden efektif yarılanmadan (T_{eff}) bahsedilmelidir. Fiziksel yarı ömür, biyolojik yarı ömür ve efektif yarı ömür arasında;

$$1/T_{eff} = 1/T_f + 1/T_b \quad (2.8)$$

eşitliği vardır. Radyoaktif parçalanmanın matematiksel ifadesi ise şu şekilde ifade edilir.

$$N_t = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2.9)$$

Burada, N_t belli bir andaki atomların sayısı, N_0 başlangıçtaki atomları sayısı, e doğal logaritma tabanını, λ parçalanma sabitini (1 saniyede bozulan çekirdek sayısını), t süreyi, $-$ işareti ise azalmayı gösterir. Parçalanma sabiti $\lambda = 0,693 / T_f$ ifadesi ile verilir. Parçalanma sabitinin tersine ($1/\lambda$) ise ortalama ömür denir. Yani bir elementin tüm atomlarının aynı hızla parçalanıp başka bir elemente dönüşmesi için geçen sürenin ortalamasıdır. Ortalama yarı ömür fiziksel yarılanma süresinin 1.443 katına eşittir [7,11]. Radyoaktif bozunmadan sonra kalan aktivite miktarı zaman ile lineer bir değişim göstermediğinden, kalan veya bozulan miktarı ancak bu eşitlik yardımı ile hesaplamak mümkündür.

2.4. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Hem parçacık şeklindeki hem de elektromanyetik biçimdeki radyasyon içinden geçtiği soğurucu madde ile etkileşir ve bunun sonucunda soğurucu maddenin atomlarında iyonizasyon ve uyarılma meydana getirirler. Parçacık şeklindeki radyasyonlar kütleyle sahipken elektromanyetik radyasyonların kütlesi yoktur. Bu nedenle elektromanyetik radyasyon madde içersinde enerjisinin tamamını kaybedinceye kadar aynı enerjideki parçacık şeklindeki radyasyondan daha çok yol alır [12].

Gama ışını ve X ışını gibi bütün elektromanyetik radyasyonlar birçok olayda parçacıklara benzer davranış gösterdiği için, çok küçük enerji paketleri anlamına

gelmek üzere bu radyasyonların birim elemanına foton adı verilmiştir. Radyasyonun belli bir frekansı için bütün paketlerde taşınan enerji aynıdır ve $E=h.v$ kadardır.

2.4.1. Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşimi

Yüklü parçacıklar radyasyonun tıbbi kullanımında gerek tanı gerekse tedavi yönünden önemlidir. Eğer birincil radyasyon bir foton demeti olsa bile, böyle durumlarda, ister hücrelerin öldürülmesi olsun ister sonunda kanseri tetikleyebilen diğer değişimler olsun biyolojik etkiye neden olan ikincil radyasyon olarak bilinen yüklü parçacıklardır[13]. α -parçacıkları, protonlar, döteronlar ve β -parçacıkları (elektronlar) madde içersinden geçerken maddenin atomlarıyla etkileşirler. Bu etkileşim esasen atomların orbital elektronları ile olurken nadiren de çekirdekleri ile olur. Etkileşim esnasında, iyonizasyon ya da uyarılma meydana gelebileceği gibi molekülün bozulması da görülebilir. Uyarılmada, yüklü parçacık enerjisinin tamamını ya da bir kısmını orbital elektronlarına aktarırken, elektronları daha yüksek enerji seviyelerine çıkarır. İyonizasyon da ise, enerji transferi orbital elektronlarının bağlanma enerjilerinin üstesinden gelip sonuç olarak elektronların atomdan dışarı atılmasına neden olur. Atomlardan yayılan bu elektronlar birincil elektronlar olarak adlandırılır ve absorbe edici maddede daha fazla uyarılma ve iyonizasyon meydana getirebilecek yeterli kinetik enerjiye sahip olabilirler. İkincil iyonlaşmalardan gelen yüksek enerjili ikincil elektronlara da delta (δ) ışınları denir. Uyarılma ve iyonizasyon süreçleri gelen parçacık ve tüm elektronlar dinlenim durumuna gelene kadar devam eder. Her iki süreç de soğurucu maddenin moleküllerinin kimyasal bağlarında kırılmalara neden olarak çeşitli kimyasallar oluşturabilir [12].

2.4.2. Yüksek Enerjili Fotonların Madde ile Etkileşimi

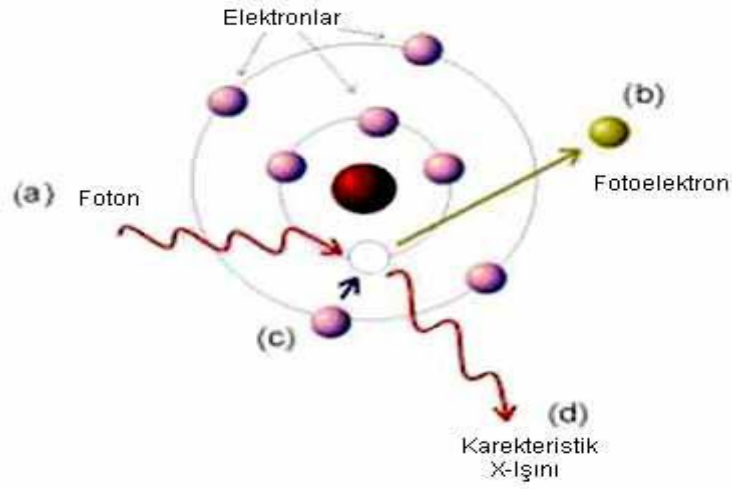
Penetre edici yüksek enerjili fotonlar (gama ışınları, X-ışınları, frenleme radyasyonu) madde içersinden geçerken absorbe edici atomun orbital elektronları ya da çekirdeğiyle etkileşerek enerjilerini kaybederler. Bu fotonlar bir seferde enerjilerinin tamamını ya da bir kısmını kaybedebilirler. Yani yüklü partiküllerde olduğu gibi direkt iyonizasyona neden olmayıp indirekt yoldan iyonizasyona sebep olurlar. Ama ihtimal düşükte olsa fotonlar etkileşim ortamındaki bir atomun bir elektronuna çarparak onu atomdan dışarı fırlatmak suretiyle direkt yoldan iyonizasyona sebep olabilir. Absorbe edici madde içersinde enerjilerinin tamamını kaybetmeden önce

uzun bir yol alan fotonların madde ile etkileşmesinde başlıca mekanizmalar şunlardır:

2.4.2.1. Fotoelektrik Olay

Düşük enerjili bir foton genellikle içinden geçtiği ortamdaki atomların K veya L yörüngesindeki bir elektrona bütün enerjisini vererek onu pozitif yüklü çekirdeğin bağlayıcı kuvvetinden kurtarır. Dışarıya fırlatılan bu elektrona fotoelektron denir. Bir orbital elektronun dışarı fırlatılmasıyla meydana gelen boşluk daha yüksek enerji seviyesinden gelen bir elektronun geçişiyle doldurulur. Bunu daha sonra bir karakteristik x-ışını ya da Auger elektronunun yayılması izler. Fotoelektrik olay ağır elementlerin, enerjisi 0,5 MeV' den düşük olan fotonlarla etkileşmesi durumunda olması beklenir. Foton demetinin fotoelektrik etkileşime girme olasılığı, hedef atomun foton enerjisi ve hedef atomun numarası ile ilgilidir. Elektron bağlanma enerjisinden daha düşük enerjisi olan ışın fotonu demeti fotoelektrik etkileşimi yapmaz. Fotoelektrik etkileşiminin oluşma olasılığı foton enerjisinin 3. kuvveti ile ters ($1/E^3$) orantılıdır. Ayrıca fotoelektrik olayın meydana gelme olasılığı etkileşiminin ortamının atom numarasının (Z) dördüncü kuvveti ile orantılıdır [7,10,11]. Yani fotoelektrik etki, gelen fotonun enerjisine ve etkileşim ortamının atom numarasına göre değişir. Fotoelektrik olayının olması için gelen fotonun enerjisi orbital elektronun enerjisinden fazla olmalıdır. Bu olay sırasında gelen fotonun enerjisinin bir kısmı elektrona bağlı olduğu atomdan koparabilmek için harcanır, geri kalan kısmı ise koparılan elektrona kinetik enerji olarak aktarılır.

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

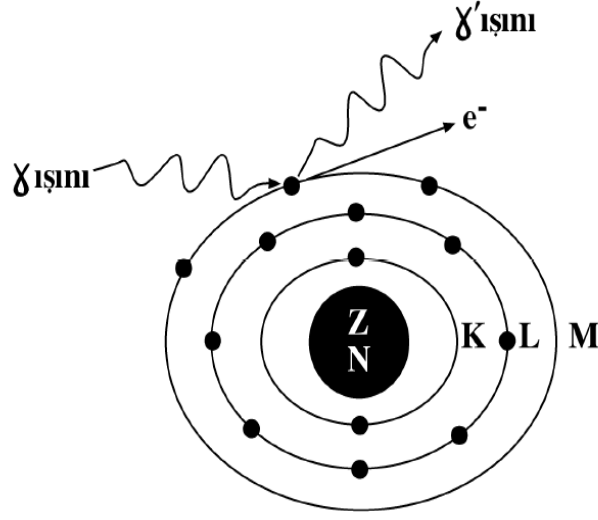


Şekil 2.8. Fotoelektrik Olay

2.4.2.2. Compton Saçılması

Compton saçılımının da γ -ışını fotonu absorbe edici maddenin atomunun dış kabuğundaki bir elektrona enerjisinin yalnızca bir kısmını aktarır ve elektron dışarı fırlatılır. Elektron azalan enerjisiyle kendi doğrultusundan sapar. Buna Compton saçılması denir. Daha sonra, daha düşük enerjideki saçılan foton, birçok fotoelektrik ya da Compton etkileşmesine girebilir ve Compton elektronu da iyonizasyon ya da uyarılmaya neden olabilir. Bu olayda gelen fotonun dalga boyu ile saçılan fotonun dalga boyu arasındaki fark aşağıdaki eşitlik ile verilir.

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos \theta) \quad (2.11)$$



Şekil 2.9. Compton Saçılması

Compton saçılımı absorbe edici maddenin atom numarasından veya başka bir özelliğinden bağımsızdır. Yani bu olay foton elektron etkileşmesine bağlıdır. Bu saçılma olayı maddenin dış yörüngedeki elektronların sayısı ile doğru, fotonun enerjisi ile ters orantılı bir şekilde, genelde orta enerji seviyeli ışın fotonları ile düşük atom numaralı maddeler arasındaki etkileşim sonucunda gerçekleşmektedir. Atom numarasının Compton etkileşimi üzerine etkisi yok sayıldığından kemik ve yumuşak dokularda Compton etkileşimi eşittir [4].

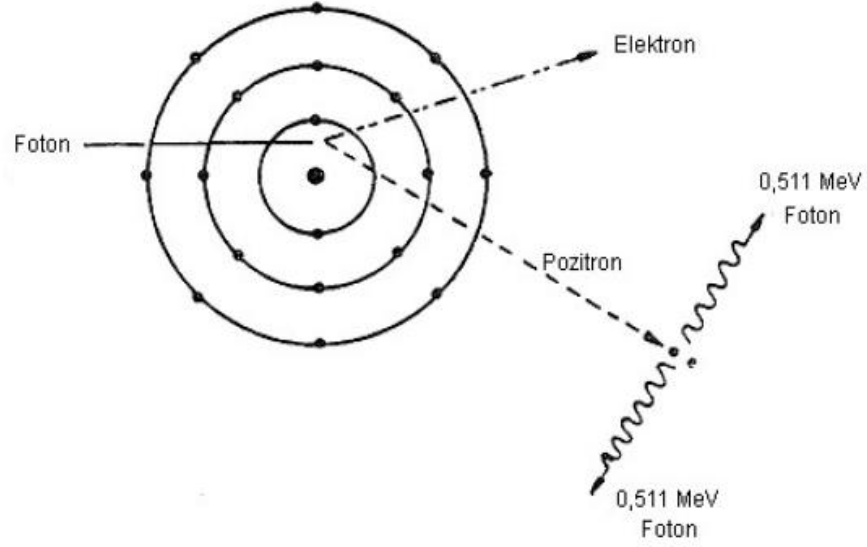
2.4.2.3. Çift Oluşumu

Fotonun enerjisi yeteri kadar büyük ise ve bu foton atom çekirdeğinin çok yakınından geçerse ya da foton bir elektronun yakınından geçerse kütlesi olmayan fotonun enerjisinden çekirdek yakınında aynı anda biri negatif yüklü elektron diğeri pozitif yüklü pozitron olmak üzere iki parçacık oluşur (enerjinin kütleye dönüşümü). Pozitron ilk karşılaştığı atomun elektronuna çarparak anihilasyon (yok olma) olayı meydana getirir (kütle enerjiye dönüşür). Bu olayda zıt yönlü 0,511 MeV enerjili 2 foton (γ -ışını) meydana gelir.

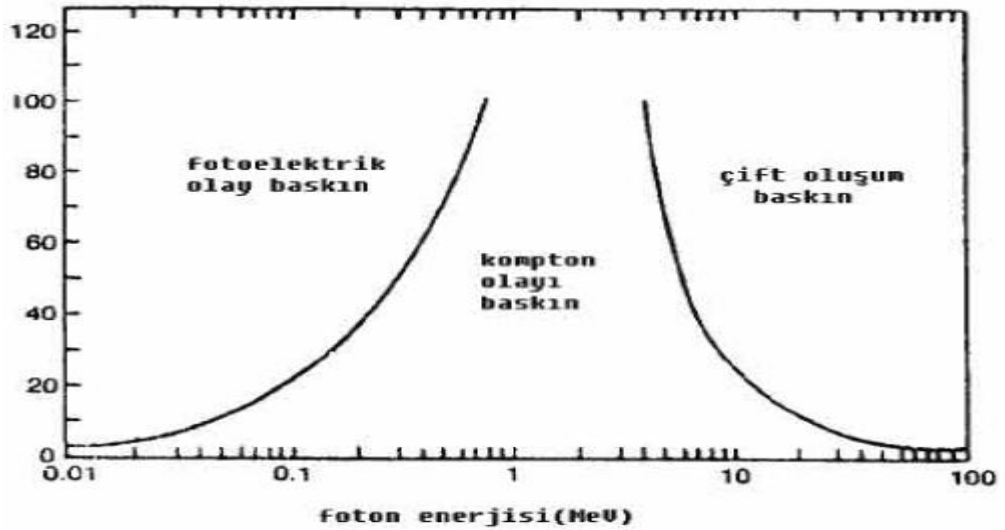
$$h\nu = m_{e^+} + m_{e^-} + T_{e^+} + T_{e^-} \quad (2.12)$$

Çift oluşumu, enerji düzeyleri ve atom numaraları çok yüksek ışınlar ile maddeler arasında ki etkileşim sonucunda gerçekleşir. Bu süreç absorbe edici materyalin Z^{21} si

ile lineer olarak değişirken fotonun enerjisinin artmasıyla yavaşça artar. Çift oluşumu tarafından meydana gelen pozitif elektronlar radyoaktif bozunumdan meydana gelen pozitronlara benzer olarak iki 511 MeV' lik foton oluşturmak için yok olur.



Şekil 2.10. Çift Oluşumu



Şekil 2.11. Enerji yüklü Fotonların Madde İle Etkileşimlerinde Görülen Olayların Foton Enerjisi ve Atom Numarası İle Değişimi

2.5. Radyasyon Birimleri

İyonlaştırıcı radyasyonların tanısıl ve tedavi edici tıbbi uygulamalarda kullanılmaya başlanması ile radyasyon ölçüm değerlerine ihtiyaç duyulmuş ve radyasyon ile ilgili sınırlayıcı birimler geliştirilmiştir. Uluslar arası Birimler Sistemi (SI)' nin kabul edilmesiyle, ICRU 1971 yılında SI birimlerini tanımlamıştır. Radyoaktivite birimleri radyasyonun ölçülmesi ve radyasyondan korunma amacıyla kullanılmaktadır.

2.5.1. Radyoaktivite Şiddet Birimi

Aktivite, bir numuneden birim zamanda bozulan çekirdek sayısıdır. Birimi Becquerel (Bq), eski birimi Curie (Ci) ise, 1 gr radyumun aktivitesi olarak tanımlanır ve 1 gr radyum saniyede $3,7 \times 10^{10}$ bozunuma uğradığına göre $1 \text{ Curie} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Becquerel} = 37 \text{ GBq}$ ' dir. Ancak 1 Ci miktarı oldukça büyük miktarda bir aktivitedir. Cürie ile alt katları arasında $1 \text{ Ci} = 10^3 \text{ mCi} = 10^6 \mu\text{Ci}$ eşitlikleri vardır.

2.5.2. Radyasyon Enerjisi Birimi

Etkileştiği maddede değişiklik oluşturabilme özelliği radyasyonun enerjisi olarak tanımlanır. Nükleer tıpta radyasyonun enerjisi olarak elektron volt (eV) kullanılır. Elektron volt ise, bir elektronun 1 V' luk potansiyelde hızlandırılmasıyla kazandığı enerjidir. Elektron volt küçük değerlerde bir birim olduğu için nükleer tıp uygulamalarında genellikle kilo elektron volt (keV) yada mega elektron volt (MeV). Radyasyon enerjisinin dönüşümü $1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ Joule (J)}$ olarak ifade edilir. Radyoizotopların radyasyon şiddetleri, izotopun yarılanma ömrü ile azalırken radyasyon enerjileri değişmeden kalmaktadır.

2.5.3. Işınlama Birimleri

Işınlama, X ve gama ışınlarının havayı ışınlama kabiliyetinin bir ölçüsüdür. Işınlama birimi Röntgen, normal hava şartlarında (0° ve 760 mmHg basıncı) havanın 1 kg' ında $2,58 \times 10^{-4} \text{ Coulomb}$ ' luk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan X ve gama radyasyon miktarıdır[7]. Röntgen sadece ışınlama birimi olup, foton sayısını ve foton enerjilerini vermez. Radyasyonun havayı iyonlaştırma kabiliyetinin bir ölçüsüdür. SI birimlerinde ışınlama birimi olarak Coulomb/kg kullanılır.

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

2.5.4. Absorblanmış Doz Birimi

Radyasyon dozu konusunda yalnızca Röntgen ve Coulomb birimleri ile yetinilmemiş, soğurulan radyasyonun belirlenmesi içinde bir birimin tanımlanması gerekmiştir. Bu ihtiyaçtan dolayı radyasyon absorpsiyon dozu olarak bilinen geleneksel rad birimi tanımlanmıştır. Rad, ışınlanan maddenin 1 kg'ına 10^{-2} joule' lik enerji veren radyasyon miktarıdır. Bu birim sadece soğurulan enerji miktarını gösteren fakat hem parçacık, hem de elektromagnetik radyasyonlara uygulanabilen bir büyüklük olup, radyasyon demeti ile birlikte absorblayıcı maddenin özelliklerini içerir. SI birimleri sisteminde absorblanmış doz birimi olarak Gray (Gy) kullanılır. Gray, ışınlanan maddenin 1 kg' ına 1 joule' lik enerji veren radyasyon miktarıdır[6].

2.5.5. Biyolojik Doz Birimi

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

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

Klinik uygulamalarda kullanılan radyasyon çeşitleri genellikle gama ve beta ışınları yayan radyoizotoplar olup nispeten de bunlar düşük enerjilidir. Bu ışınlar için kalite faktörü 1 olduğundan rad ve rem birimleri birbirine eşit sayılabilirler. Aşağıdaki tabloda radyoaktivite ve radyasyon birimlerinin hepsi bir arada görülmektedir.

Tablo 2.1. Radyasyon Birimlerine Ait Dönüşüm Değerleri

Büyüklik	SI birimi	Özel Birim	Dönüşüm Değerleri
Aktivite	Bq	Ci	1 Bq = $27,03 \times 10^{-12}$ 1 Ci = $3,7 \times 10^{10}$ Bq
Işınlama	C/kg	R	1 C/ kg = $3,867 \times 10^3$ R 1 R = $2,58 \times 10^{-4}$ C/kg
Apsorblama	Gy	Rad	1 Gy = 100 rad 1 rad = 10^{-2} Gy
Doz Eşdeğeri	Sv	Rem	1 Sv = 100 rem 1 rem = 10^{-2} Sv

2.6. İyonize Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Energileri 10 eV' tan fazla olan radyasyonlar iyonizan radyasyonlar sınıfına girer [36]. İyonlaştırıcı radyasyonla canlı sistemler arasındaki etkileşimleri ve canlı maddede oluşan fizikokimyasal değişiklikler ile bunların sebep olduğu hücre ölümü, genetik mutasyonlar, kanser oluşumu gibi biyolojik etkilerin ortaya çıkışı arasındaki süre boyunca gelişen olayların neler olduğunu araştıran bilim dalına radyobiyoj denir.

Memeli canlıların hücreleri radyasyona maruz kaldıkça hücrelerin tümü aynı şiddette etkilenmez. Bu durum Bergonie ve Tribondeau Kanunu ile açıklanır. Buna göre; Radyasyonun biyolojik etkisi hücrelerin farklılaşma derecesi ile ters, bölünme hızı ile doğru orantılıdır. Genel olarak daha az diferansiye hücreler, iyi diferansiye olanlardan radyasyona daha duyarlıdır. Yani, hızlı bölünen hücreler radyasyondan daha çok etkilenir [37].

Hücrelerin radyasyona duyarlılıklarına göre gruplandırılırsa;

1. Çok duyarlı hücreler: lenfositler, kırmızı kemik iliği hücreleri, mide ve bağırsak epitel hücreleri ve testis hücreleri.
2. Orta duyarlılıkta hücreler: Epiderm hücreleri, tükürük bezi, göz dokuları, gelişmekte olan kemik ve kıkırdak dokusu hücreleri.
3. Dirençli Hücreler: Kas, sinir, olgun kemik, böbrek ve endokrin bez hücreleri en dirençli hücrelerdir [36].

2.6.1. Radyasyon Hasarları

Radyasyonun meydana getirdiği hasarların oluşum mekanizmaları, direkt (doğrudan) ve indirekt (dolaylı) olmak üzere iki türlü olmaktadır.

Direkt Etki; radyasyon etkisi ile oluşan olaylar zinciri radyasyon enerjisinin DNA veya bir enzim molekülü tarafından absorplanması ile başlar. Bu etkiler maruz kalınan dozla eksponansiyel olarak değişir. İndirekt etki ise; Radyasyonun hücre içinde bol miktarda bulunan maddeler ile etkileşmesiyle ortaya çıkan etkileşimdir. Yani, su moleküllerinin iyonizasyonu sonucunda oluşan serbest radikallerin (OH^\bullet , H^\bullet , H_2O_2 , gibi) hücre molekülleri ile ortaya çıkan etkileşimlerdir [37]. Radyasyonun biyoloji etkileri deterministik ve stokastik etkiler olarak 2 sınıfta gruplandırılır.

2.6.2. Deterministik ve Stokastik Etkiler

Deterministik etkiler, tüm vücudun radyasyonla ışınlanmasında sonra, biyolojik etkiler belli bir eşik doz değerinden sonra görülmeye başlar. Bu etkide genellikle etkilerin gözlemlendiği bir eşik altı değeri vardır (insanlar için yaklaşık 250 mSv). Doz miktarı arttıkça etkilerin şiddeti de artar. Bunun en iyi bilinen örnekleri katarakt, deride eritem sterilite ve fibrozis vb. olaylar doza bağlı olarak gerçekleşebilir.

Stokastik etkiler, gecikmiş etkileridir. Yani etkileri yıllar sonra açığa çıkar. Bunda bilinen bir eşik değer yoktur. Maruz kalınan dozla birlikte etkinin ortaya çıkma olasılığı artar. Stokastik etkiler nedeniyle kanser olma olasılığının saptanmasında belirsizlikler vardır.

2.6.3. İyonize Radyasyonun Hücredeki Etki Mekanizması

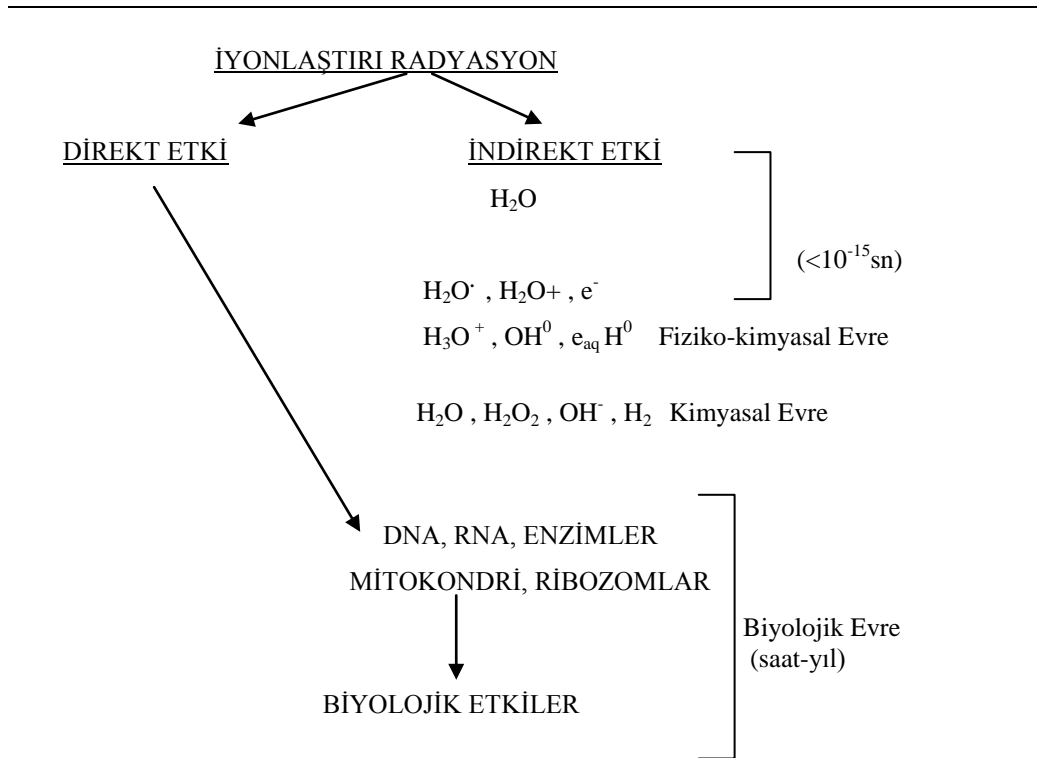
Hücreye giren iyonize radyasyonun hücre ile etkileşmesi sonucu biyolojik etkinin ortaya çıkması direkt ve indirekt olaylar zincirinin birbirini takip etmesi ile oluşur.

1. Fiziksel Kademe: radyasyon enerjisi hücreden geçerken yolları üzerindeki atom veya biyomoleküllerle etkileşerek 1. İyonizasyon ve uyarılma olayına neden olurlar. Bu süreç 10^{-13} saniye mertebesinde gerçekleşir.
2. Fiziko-kimyasal Kademe: radyasyonun atom veya moleküllerle direkt-indirekt etkileşmesi sonucu hücre içinde yeni yapılar ve uyarılmış moleküller meydana gelmektedir. İnsan vücudunun yaklaşık % 80' nin su olmasından

dolayı su ile etkileşmesi sonucu serbest radikaller meydana gelir. 10^{-9} saniyede gerçekleşen bu kademedeki ikincil iyonizasyon olayları oluşur.

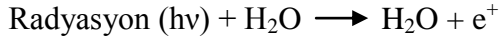
Serbest radikaller elektriksel olarak nötr atom veya moleküllerdir. Kimyasal bağlara katılan serbest bir elektrona sahip elektrikçe nötr bir atom veya moleküldür. Bu elektron kolaylıkla kimyasal reaktörlere katılır. 10^{-6} saniye gibi kısa bir sürede çevresindeki su ile etkileşir.

3. Kimyasal Kademe: oluşan ürünler (radikaller) hem birbirleriyle hem de ortamdaki diğer moleküllerle (proteinler, nükleik asitler, enzimler, karbonhidratlar) reaksiyona girerler. Örneğin serbest bir hidroksil radikali karbonhidrat ve lipidlerle doymuş ya da doymamış bağları bozarak polimer yapılarını değiştirebilir. Bu kademenin oluş süresi saniye veya saat mertebesinde olabilir.
4. Biyolojik Kademe: hücre ve organizma ölümü bu kademedeki olur. Etkilerin çoğu suyun kompozisyonunun bozulmasından dolayı oluşur. Radyasyon ortamında OH ve H gibi serbest radikaller oluşturur. O_2 varlığında da radyasyon etkisi artar, H_2O_2 oluşur.



Şekil 2.12. Radyasyonun Direk ve İndirekt Etki Teorileri [37]

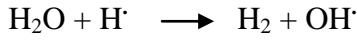
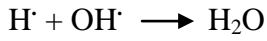
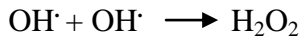
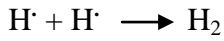
Radyasyon su molekülleri ile etkileştiklerinde şu reaksiyonlar olabilir;



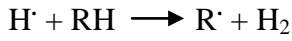
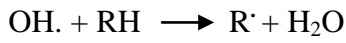
$\text{H}_2\text{O} + e^- \longrightarrow \text{H}_2\text{O}^-$ olup buradaki H_2O^- ve H_2O^+ kararsız yapılar olup şu şekilde ayrıştırılırlar,



Oldukça reaktif olan bu radikaller şu reaksiyonlara girerler;

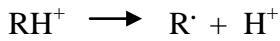


Organik bir madde durumunda hidrojen içeren biyolojik molekülün yapısını hidrojenli bir R \cdot Serbest radikalının RH kombinasyonu olarak düşünülebilir. H \cdot veya OH \cdot Radikalleri bu molekülle birleşebilir.



Buradaki her iki durumda da sonuç biyolojik olarak daha karışık bir sistemin bir parçası olabilecek bir R \cdot radikalının üretilmesidir.

Alternatif bir işlem olarak düşünüldüğünde, radyasyon RH molekülüyle doğrudan etkileşebilir. Bu durum tekrardan radikal meydana gelecek şekilde, doğrudan iyonlaştırma işlemi ile gerçekleşebilir.



2.6.4. Radyasyonun Oksijen (O₂) Etkisi

Radyasyona maruz kalan materyal oksijen bakımından zenginse mümkün olan başka bir işlemde

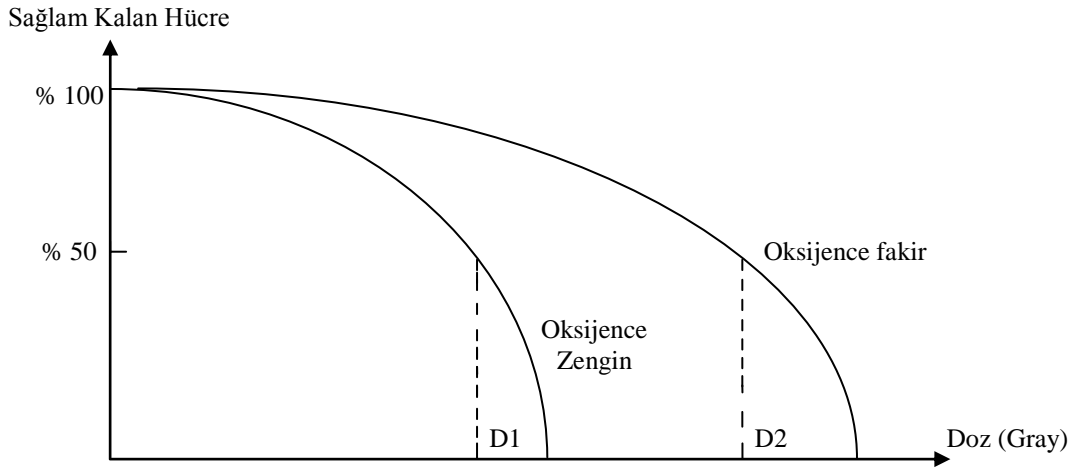
$\text{R}^\cdot + \text{O}_2 \longrightarrow \text{RO}_2^\cdot$ Reaksiyonu gerçekleşir ve buradaki RO_2^\cdot Radikali de başka bir RH molekülüyle etkileşerek

$RO_2\cdot + RH \longrightarrow RO_2H + R\cdot$ reaksiyonunu gerçekleştirir ve $R\cdot$ radikalini oluşturur. O_2 bakımından zengin olan ortamdaki başka bir süreçte ise

$O_2 + e^- \longrightarrow O_2^-$ reaksiyonu gerçekleşir.

Bu durum oksijenin büyük bir elektron ilgisinin olduğunu gösterir. Burada elektronun oksijen tarafından yakalanması sadece alternatif bir kimyasal reaksiyonun başlatılması ile kalmaz aynı zamanda radyasyon etkileşmesi ile üretilen ilk iyonlarla elektronların birleşmesini de engeller. Yani radyasyonun yıkıcı etkisi elektronların tekrar kapılması yoluyla iyileştirilmez [11].

Oksijen etkisi daha fazla radyasyon hassasiyetine sahip oksijen bakımından zengin olan hücrelerde kendini gösterir ve bu durum oksijence zengin olmayan doku, oksijence daha az zengin olan dokuya nispeten daha küçük bir yaşama oranına sahip olur. Bu, radyasyonla yapılan tümör tedavilerinde şanssız bir durumdur. Tümör hücreleri normal hücrelerle kıyaslandığında daha az kan yani daha az oksijen içerirler. Dolayısıyla tümörlerin radyasyondan etkilenmeleri çevrelerine göre daha azdır [11].



Şekil 2.13. Oksijen Etkisi [11]

Şekilde görüldüğü üzere oksijence fakir dokuyu yok etmek için daha fazla radyasyon dozu gereklidir. Burada belirli bir radyasyon dozu için D_2/D_1 oranına oksijen zenginleştirme oranı (OER) denir. Bu oranda genel değerler 2-3 dür. Ama genel olarak amaç ise en ideal değer olan 1' dir.

Radyasyon tedavisinde istenmeyen sonuçların olduğu da unutulmamalıdır. Örneğin I-131 tedavisi verilen hastalarda tükrük bezlerinin zarar görmesi veya radyoterapi uygulamaları yapılan hastaların hedef dokunun etrafındaki dokuların radyasyona maruz kalması gibi. Buradaki her iki durumda da amaç en az radyasyon dozuyla tedavi etmek ve çevreye verilecek zararı en aza indirmektir. Bu durum yüksek LET radyasyonlarını gündeme getirir. Yüksek LET radyasyon için doz-yanıt eğrisi düşük LET için olandan çok daha ekspanansiyeldir. Düşük LET radyasyonun yüksek doz hızındaki etkisi yüksek LET radyasyonun düşük doz hızındaki etkisi ile aynıdır. Yani yüksek doz hızlarında hasar daha büyüktür.

Yüksek LET radyasyon ile oluşan hasar doğrudan etkiye bağlı olduğu için OER LET fonksiyonu olarak azalır. X-ışını yada gama ışını ile ışınlanmış insan böbrek dokusunda OER yaklaşık 2 iken alfa partiküller ile ışınlandığı zaman bu değer 1.1 dir [37]. Ancak genel olarak alfa partiküllerinin dokuda erişme mesafeleri düşük olduğundan bu partiküller tercih edilmez. Yerine dokuda derinlere nüfuz edebilen x-ışınları ve gama ışını gibi fotonlarla yapılır.

2.7. Radyasyon Korunmasında Tarihçe

Gelişen teknoloji ile birlikte özellikle son yıllarda radyasyonun, bilimde, tarımda, sanayi alanında ve tıp alanında kullanılmasıyla birlikte radyasyon korunması kurallarının geliştirilmesine de ihtiyaç duyulmuştur.

Radyasyon kullanımının yaygınlaşmaya başlamasıyla birlikte 1920' lerde Avrupa ve Amerika' da Ulusal Radyasyon Komiteleri kurulmaya başlamıştır. İlk olarak 1928 de Uluslararası X-ışınları ve radyumdan korunma komisyonu kurulmuştur. Bu kuruluş 2. Dünya savaşından önce faaliyetlerine ara vermiş savaş sonrası faaliyetlerine kaldığı yerden devam etmiştir. Bu kuruluş günümüzde Uluslararası Radyasyon korunması Komisyonu (ICRP) ismi ile faaliyetlerine devam etmektedir. ICRP hükümet organı olamayan bağımsız bir uzman kuruluş olup “maksimum müsaade edilebilir” radyasyon dozlarını kurulduğu yıllardan buyana önermektedir. ICRP bu önerileri radyasyon korunmasından sorumlu olan uluslararası kuruluş tarafından kabul edilmektedir [15].

X ışınlarının ve radyoaktivitenin keşfinden sonra radyasyonun insan sağlığına olan zararlı etkileri deri eritemi, göz hastalıkları, saç dökülmesi ve tümörler şeklinden ortaya çıkmıştır. 1925’ te x-ışınları ve radyum korunması komisyonu ilk olarak “tolerans dozu” kavramını ortaya atmıştır. Tolerans dozu, bir kişinin mesleği gereği sürekli veya tekrarlayan aralıklarla kanda değişiklik, deride ve üreme organlarında bir bozulma olmadan alabileceği doz miktarı olarak tanımlanır. O günlerin şartlarında deri eritemi röntgen cinsinden 600 R olarak hesaplanmıştır. Tolerans dozu kriterleri için aylık 6 R günlük için 600 mR doz tespiti edilmişti. Ancak nükleer silahların icatları nükleer yağışların toplum üzerindeki oluşturduğu riskler, nükleer enerjinin tıp, endüstri alanlarında kullanılmaya başlamasıyla radyobiyojik riskler artmaya başlamış olup 1942’ de yeni gelişmelere ihtiyaç duyulmaya başlamıştır [15].

ICRP 1958’ te Maksimum Müsaade Edilebilir Doz (MMD) kavramına yeni bir açıklama getirdi. Buna göre MMD, bedensel veya genetik tehlikesi olma olasılığı ihmal edilebilecek kadar küçük olan uzun bir zaman süresince kümülatif doz olarak tanımlanmıştır. ICRP aynı yıl doz sınırlamalarını yeniden düzenlemiş, haftalık maksimum müsaade edilir doz 100 milireme indirmiştir.

ICRP 1965’ te yayınladığı tavsiye kararıyla bir önceki MMD sınırlarının mümkün olduğunca aşağısında kalınmasını tavsiye etmiştir. Bu düşüncenin sebebi ise üreme hücrelerinin düşük seviyeli ışınlamalar ile düzelmeyen genetik bozukluklarının olabileceği yönündeki kanıtların artmaya başlamış olmasıdır. ICRP’ nin 1965 raporları günümüzde hala güncelliğini korumaktadır. Bu raporda doz limitleri ilk defa iki grup için önerilmiştir. Bunlar; görevleri gereği radyasyonla çalışanlar ve halktır [15].

ICRP 1965 tavsiyelerinde yıllık dozun 5 rem’ i yani 50 mSv geçmemesi şartıyla ardışık 13 haftalık kümülatif dozun 30 mSv’ e kadar izin verilebileceği hükmünü getirmiştir. Ayrıca yıllık dozun radyasyon görevlisi personelin yaşı N olmak üzere Toplam Doz: $5(N-18)$ eşitliğiyle hesaplanmasını kuralını getirmiştir. Bu aynı zamanda 18 yaşından küçüklerin radyasyonla çalışamaz anlamına gelmektedir [7].

ICRP 1977 yılında yaptığı yayında yeni kavramlar geliştirmiştir. ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibini yayınlamıştır. Buna göre; mantıklı olabilecek

alınabilecek en az radyasyon dozu alınmalıdır. Yani; yararları riskten fazla olmadıkça hiçbir radyasyon uygulanmasına izin verilmemeli, ışınlama süresi sosyal ve ekonomik faktörlerde göz önüne alınarak, olabildiğince minimum düzeyde tutulacak, özel koşullar için her bireye özgü doz eşdeğeri önerilen sınırı aşmayacaktır [16,17].

Bu gelişmelere ek olarak 1980, 1990 ve son olarakta 2007 yıllarında güncellemeler yapılarak günümüzde kullanılan sınır doz değerleri öngörülmüştür. Buna göre radyasyonla çalışanların bir yılda alabilecekleri doz miktarı 50 mSv olarak sınırlanmış olup, 5 yıllık süre içinde alınacak toplam dozun ise 100 mSv' den fazla olamayacağı kuralını getirmiştir. Halk için alınabilecek doz miktarını ise 1mSv/yıl olarak sınırlandırmıştır. Bu sınırlamalar aynı zaman ülkemizde 5 Temmuz 2012 tarihli Resmi Gazetede yayınlanarak Sağlık Hizmetlerinde Radyasyon Kaynakları İle Çalışan Personelin Radyasyon Doz Limitleri ve Çalışma Esasları Hakkındaki Yönetmelikle öngörülmüştür.

Tablo 2.2. Bireyler İçin Müsaade Edilen Maksimum Doz Limitleri [15]

Organ	Radyasyon Görevlileri MMD (mSv/yıl)	Halk MMD (mSv/yıl)
Tüm Vücut (Etkin Doz)	20	1
Gonadlar, Kırmızı Kemik İliği	50	5
Deri, Kemik Tiroit	500	50
Ekstremitler	500	50
Göz	150	15

3. NÜKLEER TIPTA KULLANILAN RADYOİZOTOPLAR

Nükleer tıp uygulamalarında kullanılan radyoizotoplar tedavi ve tanı olmak üzere iki şekilde kullanılmaktadır. Bu radyoizotopların bir kısmı sadece gama ışınması yaparak görüntü elde etmede kullanılırken, bazıları hem beta hem de gama ışınması yaparak hem tanı hem de görüntü elde etmede kullanılır. Diğer taraftan sadece beta ışınması yapan radyoizotoplarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Beta ışınması yapan radyoizotoplar yaygın olarak günümüzde de tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Beta parçacıkları beta bozunumunda atomun çekirdeğinden yayımlanan elektronlardır. Enerjileri olan beta parçacıkları alfa parçacıklarına göre daha düşük lineer enerji transferine sahip olup enerjilerine bağlı olarak daha uzun menzile sahiptirler. Radyoterapik yaklaşımda beta partikülleri yayan radyofarmasötiklerin çoğu hastalara enjeksiyon yoluyla verilir. Yani, nükleer tıpta radyoaktif elementlerin tedavide kullanılmasında temel prensip, bir organ veya doku içerisine lokal olarak verilen veya metabolik taşıyıcılar aracılığı ile hedef dokuya yönlendirilen radyoaktif maddelerin, çevresine yaydığı ışınlar yoluyla hedef hücrelerde oluşturduğu yıkıcı etkiden faydalanmaktır [23].

Nükleer tıp uygulamalarında tedaviler; Radyosinovektomi, kemik ağrıları için kullanılan radyonüklid tedavi, tiroit hastalıklarının tedavisi ve radyoimmünoterapi, olarak sınıflandırılabilir. Görüntüleme amaçlı kullanılan radyoizotoplar ise elde etmek istenilen tetkik görüntülere veya kullanılan görüntüleme tekniklerine göre değişiklik gösterir.

Genel olarak kanser tedavisinde kullanılan lokal (cerrahi, radyoterapi ve lokal kemoterapi) veya sistemik (kemoterapi) tedavi yaklaşımlarından farklı olarak nükleer tıp, kanser tedavisinde tamamen hedefe yönlendirilmiş olan tedavi yaklaşımını kullanmaktadır. Bu tedavilerde amaç; hedef hücrelerde radyasyon etkisine bağlı sitotoksik etki (hücre ölümü) oluşturulurken, hedef hücrelerin etrafındaki dokularda hücre hasarını mümkün olan en az seviyede tutmak ve vücudun geri kalan kısımlarını radyasyonun zararlı etkilerinden korumaktır [23].

3.1. Tedavi Amaçlı Kullanılan Radyonüklidler

3.1.1. Radyosinovektomi ve Radyoimmunoterapi Radyonüklidleri

Radyosinovektomi yada Radiosynoviorthesis (RSV), romatolojik hastaların tedavisinde patolojik sinoviyumu tahrip etmek amacıyla radyonüklidin etkilenen eklem içine enjeksiyon yoluyla yapıldığı bir uygulamadır [23]. Bu uygulamada genel olarak ^{90}Y silikat ya da sitrat'ın ya da ^{186}Re sülfid veya sülfatın ya da ^{169}Er sitratın eklem içine enjeksiyonu ile yapılır. Sinovit, bir eklem kavitesinin (synovium) özelleşmiş dokusunun enflamasyonu anlamına gelir [32]. Bu tedavi yönteminde uygulanan doz eklem büyüklüğüne ve seçilen radyonüklide bağlı olarak 1 mCi' den az değerlerden, 5–6 mCi' ye kadar değişebilir. Enjekte edilen radyonüklidin eklem dışına kaçışını engellemek için nanometre boyutlarında partikül çapı gereklidir [24]. Bu tedavi eklem hastalıkları için alternatif bir yöntem sağlar. Ayrıca Cerrahi yöntemle alternatif olarak, radyosinovektomi daha invaziv ve pahalı cerrahi yöntemlerle karşılaştırılabilir sonuçlar verir, tekrarlanabilir ve hastanın yaşam kalitesini artırır.

Radyosinovektomi de kullanılacak radyonüklidlerin hasta güvenliği açısından bir takım özellikler taşıması gereklidir. Bunlar; Kullanılan radyonüklidin beta partikülünün enerjisi, enjeksiyon edilecek sinoviyum dokusuna penetre olabilecek kadar yüksek ancak tedavi bölgesindeki diğer dokulara ve cilde zarar vermeyecek kadar düşük olmalıdır. Bu nedenle tercih edilen beta partiküllerinin enerjisi eklemlerin büyüklüğü ile orantılı olmalıdır. Ayrıca, kullanılan radyonüklidin yarı ömrü olası eklem dışı kaçışında alınacak dozun az olması amacıyla çok uzun olmamalıdır [26].

Radyoimmunoterapi, günümüzde yaygın olarak kullanılan modern onkolojik tedavinin amacına yönelik olup, tedavinin somut bir örneğidir. Bu yöntem; Kanseri hücrelerine radyonüklidler taşınarak, kanser hücrelerinin ortadan kaldırılmasını sağlayan antikörlerin kullanıldığı tedavi yöntemidir. Lenfoma gibi radyasyona son derece duyarlı bir kanser türünde radyasyonun tümör dokusuna spesifik monoklonal antikörler aracılığı ile sistemik olarak tümör dokusuna yönlendirilmesi tıp çevrelerinde büyük heyecan uyandıran ve “magic bullet” (sihirli kurşun) kavramını

ortaya çıkaran bir gelişme olmuştur. Radyoimmünoterapi radyonüklidleri spesifik olarak tümör hücre yüzeylerine gönderen dolayısı ile tümör dokusunda maksimum tedavi edici etkinlik sağlarken sağlıklı hücrelerin toksik etkiye maruz kalmasını minimuma indiren radyoaktif olarak işaretlenmiş monoklonal antikörlerin verilmesini kapsamaktadır [26].

Radyoaktif olarak işaretlenmiş anti-CD20 monoklonal antikörleri Y-90 ibritumomab tiuxetan (Zevalin) ve I-131 tositumomab (Bexaar) ilk olarak 2002-2003 yıllarında tedavi lisansı almışlardır. ¹³¹I tositumomab (ticari adıyla Bexxar), Non-Hodgkin Lenfoma (NHL) hastalığının tedavisinde kullanılan bir işaretli antikördür. Hastaya verilecek olan mCi düzeyindeki aktivite hastanın trombosit sayısı, istenen toplam vücut dozu (cGy), hastanın yaşı ve tüm vücut taramasında elde edilen verilere göre değişmektedir [24,32].

Radyoimmünoterapi yöntemi, konvansiyonel radyoterapi ile karşılaştırıldığında radyoterapide aralıklı olarak kısa sürede oldukça yüksek dozlar uygulanırken, radyoimmünoterapide daha düşük dozlarda kesintisiz radyasyon tedavi etkinliği sağlamaktadır [27].

3.1.2. Kemik Ağrıları İçin Kullanılan Radyonüklid Tedavi

Bu tedavi yöntemi, değişik sebeplerle radyoterapi uygulanamayan ya da ağrı kesicilere cevap vermeyen kemik metastazları ve kemik ağrıları olan hastalar için yaşam standardını arttırmaya yönelik etkili bir tedavi yöntemidir. Yani kemikteki tümör hücreleri ölür ve hastanın ağrıları azalır. Bu tedavi yöntemi en çok prostat ve meme kanserine bağlı olarak kemik metazlarının ağrılarında kullanılır.

Tedavide yaygın olarak kullanılan radyofarmasötikler arasında bifosfonat bileşikleri (Re-186 HEDP ve Sm-153-EDTMP gibi) ve kalsiyum analogu olan Stronsiyum (Sr-89) sayılabilir. Tedavide kullanılacak radyofarmasötik metastatik hastalığın yaygınlığı, lezyonların lokalizasyonu ve boyutu, hastanın kemik iliği rezervine göre radyofarmasötiğin yarı ömrü ve enerji düzeyi dikkate alınarak belirlenir. Bu tedavi yönteminde diğer kullanılan radyonüklidler, ¹⁵³Sm, ³²P, ⁹⁰Y, dır [25].

Tablo 3.1. Kemik Ağrılarında Kullanılan Radyonüklidler [7,25]

Radyonüklid	Yarı Ömrü	Radyasyon Şekli ve Max. β Enerji	γ Enerjisi	Doz
⁸⁹ Sr- Klorir	52 gün	β 1,7 MeV	-	450 MBq
¹⁵³ Sm-EDTMP	1,95 gün	β 0,81 MeV	103 KeV	37 MBq/kg
³² P- Orthophosphate	14,3 gün	β 1,7 MeV	-	450 MBq
⁹⁰ Y	2,67 gün	β 2,2 MeV	202 KeV	< 32 mCi
¹⁸⁶ Re- HEDP	3,7 gün	β 2,1 MeV	137 KeV	1,4 GBq

3.1.3. Tiroit Hastalıklarının Tedavisinde Kullanılan Radyonüklid

Tiroit hastalıklarından, hipertiroidi ve tiroit kanserlerinin tedavisi nükleer tıp uygulamaları arasındadır. Tiroit hormonlarının kandaki düzeylerinin normalin üzerinde olması ile tanımlanan hipertiroidi, toksik diffüz guatr (Graves hastalığı), toksik adenom, sessiz tiroidit, iyot fazlalığı veya TSH' nın fazla salgılanması sonucu ortaya çıkabilmektedir [26].

Tiroid kanserleri tüm endokrin organ kanserleri arasında en sık görülen kanser türüdür. Tiroit kanserlerinin en sık görüleni tüm dünyada giderek artan iyi diferansiye olmuş tiroid kanseridir. Total ya da totale yakın tiroidektomi ardından kalan dokuların radyoiyot ablasyonu ile tedavi edilen hastalar yalnızca ameliyat ile tedavi edilen hastalara göre önemli derecede düşük oranlarda ve kanser ölümleri gösterirler [5,37].

Radyoaktif iyot tedavisi özellikle toksik adenom ve Graves hastalığının ilk basamak tedavisini oluşturmaktadır. Tipik olarak %90'ın üzerindeki tedavi etkinliği ve akut yan etkilerinin hem nadir hem de hafif olması popülaritesini artırmaktadır. Bu uygulamanın diğer bir avantajlı tarafı ise; eksternal radyoterapiye göre radyasyonun tümör spesifik radyofarmasötikler aracılığıyla selektif olarak tümör dokusuna verilmesi ve normal organların korunmasıdır. Radyoiyot tedavisi ameliyat sonrası tiroid kanserinin kontrolünde kullanılan tek ve değerli bir radyofarmasötiktir ve 40 yılı aşkın bir süredir uygulanmaktadır.

Tablo 3.2. I-131 Radyoizotopunun Karakteristikleri [35]

Fiziksel Yarı Ömür	γ – Işını		β –Bozunumu		
	Enerji (MeV)	Abudans (%)	Enerji (MeV)	Dokudaki Menzili (mm)	
8 gün	0,284	6	0,604	Max.	Ortalama
	0,364	81		2,4	0,91
	0,637	7			

3.2. Görüntüleme Amaçlı Kullanılan Radyonüklidler

Nükleer tıp görüntülemelerinde kullanılan radyonüklidler, genel olarak iki temel grupta incelenebilir. Bunlardan; birincisi, tek foton yayıcılar (Single photon emitters), ikincisi ise pozitron yayıcılarıdır (Positron emitters).

3.2.1. Tek Foton Yayıcı Radyonüklidler

Tek foton yayıcı radyonüklidler konvansiyonel nükleer tıp uygulamalarında kullanılan başta Teknesyum (Tc)-99m olmak üzere, İndiyum (In)-111, İyot (I)-123, I-131, Talyum (Tl)-201 ve Galyum(Ga)-67 gibi radyonüklidlerdir. Her biri kendisine özel değişik enerji seviyelerinde foton yayan bu radyoizotopların ortak özelliği her bir radyoaktif bozunma için bir gama fotonu yaymalarıdır. Bu nedenle bu radyonüklidlere genel olarak tek foton yayıcılar denmektedir. Bu izotoplar nükleer reaktörlerde veya siklotronlarda üretilirler.

Tek foton yayıcıların yarı ömürlerinin genel olarak kısmen uzun olması ve bu nedenle belli üretim merkezlerinden uç noktalardaki nükleer tıp merkezlerine nakledilebilmeleridir. Bunlar arasında Molibden (Mo)-99'un bozunmasından oluşan Tc-99m, 140 KeV' de monoenerjitik bir ışına yapması ve 6 saatlik uygun yarı ömrü nedeniyle nükleer tıp uygulamalarında en sık (> % 90) kullanılan radyonükliddir. Tc-99m'in Mo-99/Tc-99m jeneratöründen üretilebilmesi, her an el altında hazır bulundurulması açısından kullanımını yaygınlaştıran en önemli avantajıdır. In-111, Tl-201 ve Ga-67 gibi jeneratör formunda üretilemeyen, ancak rutin uygulamalarda kullanılan diğer radyonüklidler ise gereksinim olduğunda Avrupa'daki üretim merkezlerinden 2-3 hafta öncesinden sipariş ile getirilebilmektedirler [26].

3.2.2. Pozitron Yayıcı Radyonüklidler

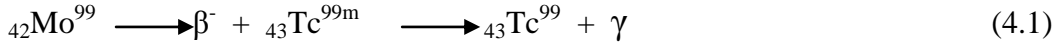
Pozitron yayıcı radyonüklidler genellikle düşük atom numaralı ve çok kısa yarı ömürlü elementlerdir. Siklotron adı verilen kapalı partikül hızlandırıcı sistemlerde yapay olarak üretilebilen bu radyonüklidlerin elementer orijinleri ne olursa olsun radyoaktif bozunmaları sonucunda birbirine 180 derece zıt hareket eden 511 keV sabit enerjide bir gama ışın çifti yayarlar. Oluşan yüksek enerjili bu foton çifti “koinsidens (eş zamanlı) deteksiyon” yapabilen PET tarayıcılarda tespit edilebilir. Gama kameralarda tek doğrultuda yayılan gama fotonu detekte edilirken, PET kamera da aynı anda aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda hareket eden fotonlar dedekte edilmektedir. Flor(F)- 18, Karbon (C)-11, Nitrojen (N)-13 ve Oksijen (O)-15 insanda yaygın kullanılan pozitron yayıcı radyonüklidlerdir [7,29].

4. MATERYAL VE YÖNTEM

4.1. ⁹⁹Mo / ^{99m}Tc Jeneratörü

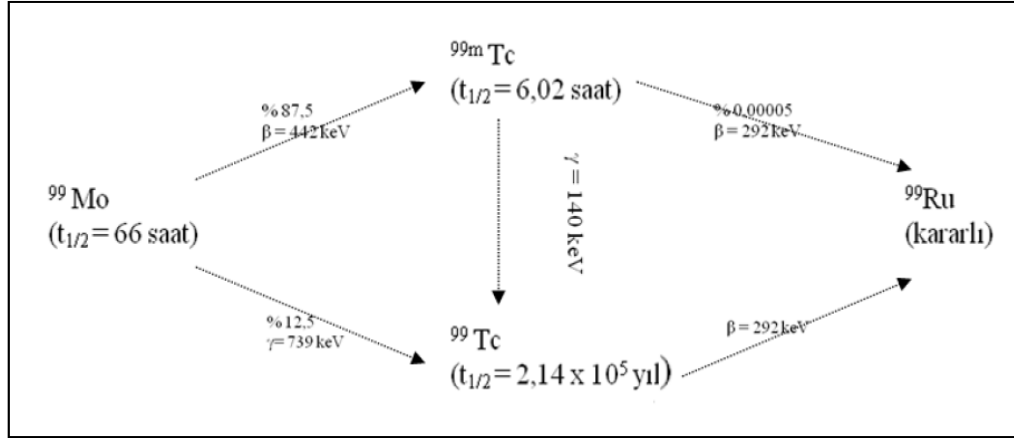
Nükleer tıp uygulamalarında uzun yarı ömürlü radyoizotoplar, hasta vücudunda uzun süreli bir etkiye, daha kısa yarı ömürlü radyoizotoplar ise uygulamanın gereksiz tekrarına neden olmaktadır. Bu çalışmanın bir kısmında Tc-99m' un 140 KeV' luk enerjisinden yararlanıldı. Tc-99m uygun fiziksel ve kimyasal özellikleri (Biyoaktif ajanlar ile geniş işaretleme spektrumuna sahip olması) , sintigrafik incelemelerdeki yüksek sayım verimi ve düşük radyasyon dozu gibi nedenlerle çeşitli organ veya dokuların incelemesinde tercih edilir.

^{99m}Tc 1937 yılında Perrier ve Segra tarafından molibdenin (Mo-99) nötron ile bombardımanı sonucu elde edilmiştir.



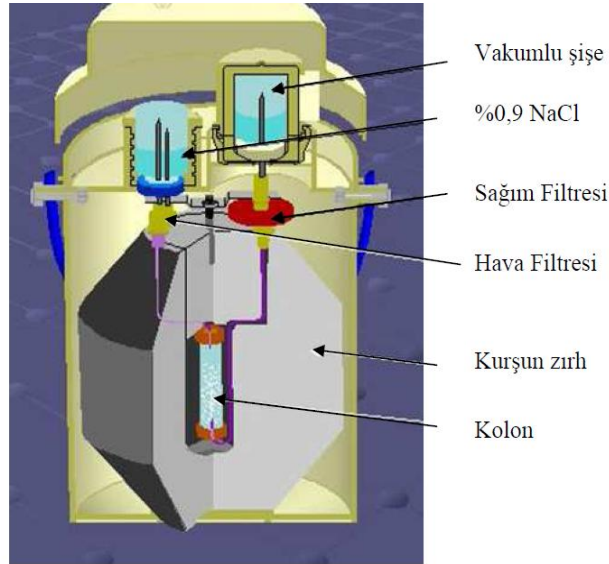
Nötron bombardımanı sonucu Mo-99, β^- ışını ile Tc-99' a dönüşür. Bu dönüşüm sırasında çekirdek 6 saat süreyle 140 KeV gama enerjisi yayacak kadar uyarılmış hale gelir. Bu durumda henüz stabil hale gelmediğinde Tc-99 denilemez, Tc-99m denilir. (m= metastable: yayılabilir) Çekirdekte herhangi bir değişiklik olmadan bir elementin enerji durumundaki geçişi gösteren bu durum izomerik geçiş olarak adlandırılır. Tc-99m' in 6 saatlik fiziksel yarılanma süresi olup, % 99' luk verimle 140 KeV tek enerjili gama radyasyonu vardır. Ayrıca Mo-99/Tc-99 jeneratöründen perteknetat solüsyonu şeklinde elde edilir. Tc-99m' luk % 99' luk, foton verimi ile görüntü kalitesi oldukça iyidir. Plazma proteinlerine gevşek olarak bağlanır [30,31].

Ana-kız radyonüklid çiftini özel bir yöntemle ayıran ve kız nüklidi kullanıma hazır hale getiren sistemlere radyonüklid jeneratörü denir [7]. Ana ürün bozunduğunda kız ürün oluşur. Burada ⁹⁹Mo ana ürün ^{99m}Tc ise kız üründür. ^{99m}Tc, ⁹⁹Mo / ^{99m}Tc jeneratöründe sağım yoluyla elde edilir. Alüminyum kolanlara emdirilmiş ⁹⁹Mo' un beta bozunumu sonrasında ^{99m}Tc dönüşmesi prensibi ile çalışır.



Şekil.4.1. ^{99}Mo ' nun $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ' a Bozunması

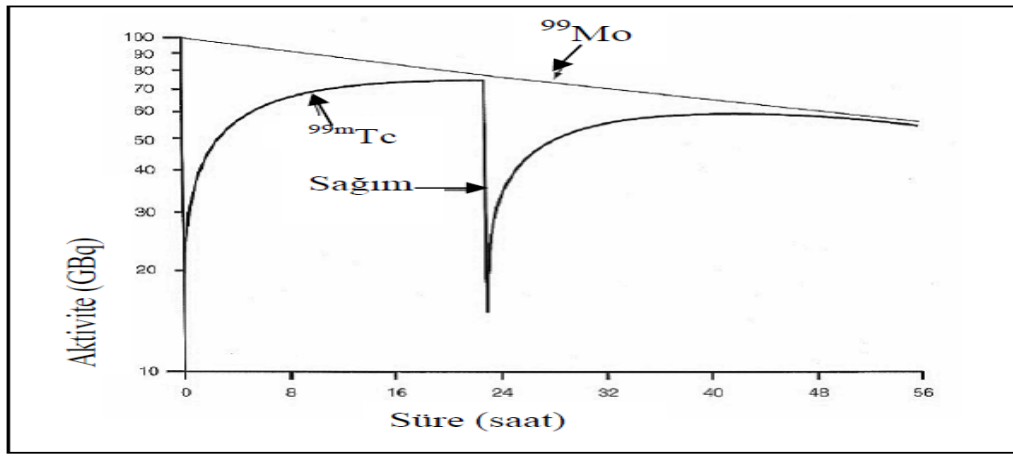
$^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratör sisteminde ana nüklid olan ^{99}Mo ' nun absorbe edildiği ve karşılıklı iyon değişimine imkan veren alüminyum bir sütun bulunur. Sütunun alt ucunda delikli cam bir ızgara, tepesinde ise plastik bir halka vardır. Rölatif olarak daha uzun ömürlü olan ana nüklid radyoaktif bozunma ile sürekli yavru nüklidi doğurur. Ana nüklid iyon değiştirici sütun üzerinde kalırken, yavru nüklid çeşitli kimyasal ayırıştırma yöntemleri ile sütunun alt ucunda birikir.



Şekil 4.2. Mo 99-Tc 99m Jeneratörü [19]

Bu çalışmanın yapıldığı nükleer tıp merkezine her hafta bir jeneratör gelir ve her gün sağım işlemi yapılır. Sağım işlemi yapılırken sırasıyla kolona bağlı hattın çift iğneli ucuna steril % 0,9 NaCl içeren şişe, diğer ucuna ise kurşun zırh içinde duran steril

vakumlu şişe takılır. Vakumlu şişe tarafından çekilen % 0,9 NaCl kolondan geçerken Tc-99m' i de beraberinde taşır. Sağım sonucu ^{99m}Tc , sodyum teknesyum perteknetat ($\text{Na}^{99}\text{TcO}_4$) formunda elde edilir. Sağım yapılmadığı zamanlarda, sistemin kurumasını ve sterilliğinin bozulmasını engellemek amacıyla hava ile temasının kesilmesi için iğneler üzerinde boş şişe bulundurulmalıdır. Aşağıdaki şekilde ikinci bir sağımdan sonra ana radyonüklid ve kız ürün radyonüklid aktivitelerinin değişimi verilmiştir.



Şekil 4.3. $^{99}\text{Mo} / ^{99m}\text{Tc}$ Jeneratör Sisteminde Ana Radyonüklid ve Ürün Radyonüklid Aktivitelerinin Sağıma Bağlı Olarak Değişimi

4.2. Hastalara Uygulanan Radyofarmasötikler

Miyokard perfüzyon sintigrafisi (MPS) protokollerini uygularken ^{99m}Tc izotopuna bağlanan biyoaktif ajan MIBI (Methoxy-isouty-isonitrile) dir. Bu ajan sayesinde radyoizotop görüntülenmek istenen dokuda tutunur. Bunlar kliniklerde bulunan sıcak oda denilen özel odalarda, özel koşullarda birleştirilerek (işaretleme) radyofarmasötik oluşturulur (^{99m}Tc -MIBI).

MPS çalışmasına hazır olan hastalar, enjeksiyon odasına alınarak ya da efor testi yapıldığı anda, enjeksiyon yoluyla yaklaşık 620-740 MBq radyofarmasötik (^{99m}Tc -MIBI) uygulanır. Sintigrafi çalışması yapılmadan önce radyofarmasötiklerin miyokard dokusunda tutunması için hastalar ortalama en az 45-60 dakika arasında hasta bekleme odalarında bekletilmeye alınıyor. Bu bekletilme süreçleri hastaların metabolizmalarına göre değişkenlik gösterir.

Hastalara metilen di fosfanat (MDP) biyoaktif ajanı kullanılarak yapılan kemik sintigrafi çalışmalarında yetişkin hastalara enjeksiyon yoluyla, genel olarak 740 MBq mCi ^{99m}Tc -MDP radyofarmasötiği uygulanır (kg başına uygulanan doz 0,3-0,35 mCi/kg). Kemik sintigrafisinde patolojik rahatsızlıklara göre radyofarmasötik uygulanması, ya SPECT sisteminin hasta yatağına, hasta yatırılıp enjeksiyonun hemen ardından görüntüleme işleminin başlatılmasıyla ya da enjeksiyonun yapılmasının ardından en az 2-3 saat bekleyip görüntü alınması işlemi ile yapılır. İlk durumda bahsedilen sintigrafi çalışması üç fazlı kemik sintigrafidir ve hastadan dinamik görüntüler alınır. İkincisi ise tüm vücut kemik sintigrafidir. Bu yöntem genellikle tümörlü hastalara uygulanır. Buradaki amaç tümörün kemik dokulara metastaz yapıp yapmamış olmasını araştırmaktır.



(a)

(b)

Şekil 4.4. (a) Hastaya ^{99m}Tc -MDP Uygulanması ve (b) Kemik Sintigrafisi

Bazı radyoizotoplar, biyoaktif bir bileşenle işaretleme gereği olmadan vücudun istenilen bölgesine taşınabilir. Buna örnek olarak radyoizotopun aynısı gibi normal radyoaktif olmayan iyotun tiroit bezi tarafından alınması, perteknetat halinde ki ^{99m}Tc radyoizotopunun perteknetat iyonu gibi davranarak tiroitte, tükürük bezlerinde toplanması gösterilebilir. Yaklaşık 185 MBq ^{99m}Tc -Perteknetat ($\text{Tc}^{99m}\text{O}_4$)⁻ radyoizotopu hastalara enjeksiyon yoluyla uygulandıktan sonra 15-25 dk. bekletilerek sintigrafisi çekilir.

Hipertiroidi hastalarına oral yoldan uygulanan radyoiyot (^{131}I) un 604 KeV enerjili beta ve 364 KeV gama ışınları vardır. Bu radyoizotop beta ışınları ile etkin tedavi etme imkanı verirken yani istenmeyen dokuların yıkımını sağlarken, gama ışınları ile de tedavinin etkinliği incelenir. Yani tiroitin sintigrafik olarak görüntülenmesi sağlanır. Böylece şayet fark edilmemiş metastazlar varsa onları da tespit edebilme imkanı verir [5]. Bu nedenle bu izotop tiroit hastalıklarının tedavisinde çok değerli bir radyonüklidtir.

4.3. Geiger- Müller Sayacı

Genel olarak G-M algılayıcısının çalışması elektrik puls esasına dayanır. Cihaz; tüp, elektrik devreleri ve sayıcı devrelerden oluşur. Genellikle argon ve helyum gibi asal gazlarla doldurulmuş tüp içinde, anodu temsil eden bir elektrot yer alır. Tüpün iç duvarları ise katodu oluşturur. Anot ile katot arasında oluşturulan şiddetli elektrik alan, bu alana giren her bir iyonun yeni iyonlaşmalara sebep olmasını ve puls şiddetini sağlayarak ölçülebilir düzeye gelmesini sağlar. Bu cihazlar farklı türdeki radyasyonları ayıramadığı için alan ölçümlerinde kullanılır [4].



Şekil 4.5. Digital Frisker Survey Meter TBM-15D Modeli Geiger Müller Sayacı

Bu çalışmada kullanılan G-M sayıcısı model olarak, Digital Frisker Survey Meter-TBM-15D' dir. Bu cihazın radyasyon dozu ölçüm aralığı, 0,001 mR/h ile 200 mR/h aralığındadır. Bu G-M sayacı ile alfa, beta, gama ve x ışınlarının ortamdaki şiddeti

ölçülebilir. Radyasyon deteksiyonu için rutin uygulamalarda radyasyon varlığı için ve radyasyonun şiddetinin için ölçülmesi açısından devamlı kullanımına başvurulur. Ayrıca kontaminasyon tespitinde ve dekontaminasyon uygulamalarında güvenlik açısından kullanılır.

4.4. Doz Kalibratörü

Doz kalibratörleri gazla doldurulmuş detektörlerin özel bir şekilleridir. Klinik uygulamalarda hastaya uygulanmak üzere enjektörlere çekilmiş radyoaktif madde miktarlarını ölçmek için kullanılırlar. Bu cihazlarda detektör materyali yüksek basınçta doldurulmuş gazdır. Cihaz içine konulan radyoaktif madde gazı iyonlaştırır. Gaz içindeki iyonizasyon akımı elektronik aygıtlar aracılığıyla ölçülerek aktivitenin miktarı belirlenir [7].



Şekil 4.6. Capintec Marka CRC®-25R Modeli Doz Kalibratörü

Bu çalışmada kullanılan Capintec Marka CRC®-25R Modeli Doz Kalibratörünün kuyu derinliği 26 cm, kuyu çapı ise 6 cm' dir. İçine bırakılan radyoaktif madde miktarına bağlı olarak 4 ile 16 saniye arasında ölçümü yapar. Maksimum radyoaktif madde ölçümü 250 GBq yani yaklaşık olarak 6 Ci' dir. Bu cihazda ölçülecek radyoaktif maddeye göre kalibre edilmiş butonlar vardır. Hangi radyoaktif madde ölçülecekse ilgili butona basılması gerekir. Bu cihazda enerji ayrımı yapılmaz sadece radyoaktif maddenin miktarını Bq ya da Ci cinsinden verir. Bu cihazların diğer bir

kullanım amacı ise sağımdan elde edilen ^{99m}Tc izotopu içindeki ^{99}Mo kaçağı miktarını belirler.

4.5. Görüntüleme Tekniğı

SPECT tekniğinde görüntü hastalardan yayılan ışınlar sayesinde olur. Bu yöntemde, vücut içerisindeki radyoaktif madde dağılımının kesitler alınarak görüntülenmesi prensibi geçerlidir. Tetkik etmek istediğimiz ve kaynak haline gelen organdan çıkan gama ışını üç boyutludur. Eğer amaç planar görüntü ise bu görüntü iki boyutludur ve derinlik boyutu incelenememektedir. Şekilde de görüldüğü gibi, çift detektörlü izlenen SPECT kamera ünitesinde sistem detektörü bağlı bulunduğu gantri aracılığı ile hasta etrafında 180° - 360° döndürülerek çeşitli projeksiyonlarda görüntüler alınır.

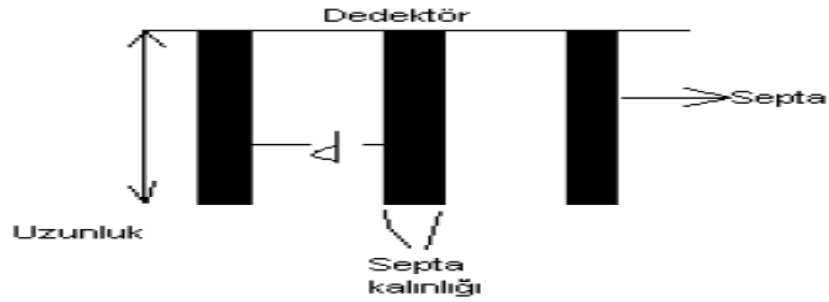


Şekil 4.7. Görüntüleme için kullanılan Philips marka SPECT sisteminin genel görüntüleri

SPECT sistemleri genel olarak iki detektör ile sinyal işleme ve kayıt ünitelerinden oluşurlar. Kaynak hale getirilen organdan çıkan gama ışınları her bir yöne doğru hareket ederler. Detektörün önünde bulunan kolimatör, kaynaktan (hasta) radyal doğrultuda yayılan gama ışınlarının sadece detektöre dik gelenlerinin geçmesine izin verir. Farklı açılarda veya hasta içerisinde saçılan fotonların detektöre ulaşmasını engellerler [34]. Kolimatörden geçen fotonlar çok ince kalınlıkta olan disk şeklinde

ki NaI-Tl kristalinde durdurularak sintilasyon fotonlarını meydana getirir. Dedektör olarak katı bir ortamın seçilmesi deteksiyon etkinliğini önemli ölçüde artırır.

SPECT sistemlerinde kullanılan kolimatörlerin tasarımı, kullanılacak radyoizotopun enerjisi ve görüntüde istenen ayırma gücü ya da hassasiyet parametreleri göz önünde bulundurularak yapılır. Kolimatörler de fotonların detektörlere sistemli bir şekilde yönlendirilmesini sağlayan girişler vardır, bu girişlere septa denir. Yüksek enerjilerde fotonun giriciliği artacağından, septa kalınlığı daha fazla olan kolimatörler seçilir. Hassasiyetin önemli olduğu çalışmalarda delik çapları büyük seçilirken, ayırma gücünün önemli olduğu çalışmalarda delik çapı küçük olan kolimatörler seçilir.

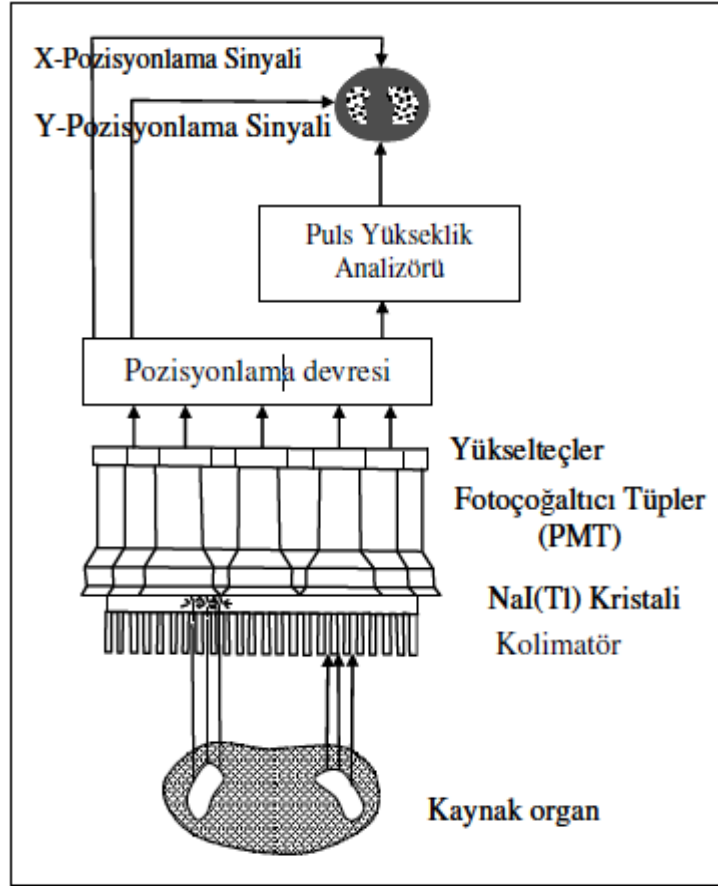


Şekil 4.8. Kolimatörün Yapısı [1]

Nükleer tıp uygulamalarında kullanılan detektörler, talyum ile aktive edilmiş olan sodyum iyodür (NaI) kristali içerirler. Kaynak organdan gelen gama fotonu kristalde sintilasyon fotonlarına dönüştürülür. Bu dönüşüm; kristal üzerine çarpan gama ışınlarının fotoelektrik ve Compton olayları ile durdurulması sonucu oluşan elektronların kristal atomları ile etkileşerek iyonizasyon ve uyarılmalar sonucu sintilasyon fotonları meydana gelmesiyle olur [28].

Kristalden çıkan sintilasyon fotonları fotoçoğaltıcı tüp (PMT) dizisine gelir. Sintilasyon fotonlarının en az kayıpla geçebilmesi için, kristal ve PMT dizisi özel bir jel ile birbirine bağlanır. Fotoçoğaltıcı tüpe gelen sintilasyon fotonları, foto katottan elektron söker ve şekil 4.9. da görüldüğü gibi bu serbest elektronlar aralarında büyük bir potansiyel farkı olan dynodlarda hızlandırılırlar. Dynodlar, hızlandırılmış olarak üzerine çarpan her bir serbest elektrona karşılık çok sayıda elektron açığa çıkarabilecek yapıya sahiptirler. Her bir dynodda sayıları ve hızları artan serbest elektronlar sonuçta anotta bir sinyal oluştururlar. Buna "voltaj pulsu" denir. Voltaj

pulsunun büyüklüğü, katoda gelen sintilasyon fotonlarının sayısı ile orantılıdır. Bu oranın kaybolmaması için tüpe uygulanan yüksek gerilimin stabil olması gerekir [1,33].



Şekil 4.9. Gama Kameranın Bileşenleri

4.6. Yöntem

Nükleer Tıp Anabilim dalındaki rutin hasta hazırlığı ve görüntüleme ve tedavi protokolüne uygun olarak, hastalara radyofarmasötikler verildi. Geiger Müller (GM) probu ile eksternal ışınlama şiddetlerinin ölçümleri yapıldı. Ölçümler 0 m, 0.25 m, 0.50 m, 1 m ve 2 m mesafelerden ayrı ayrı yapıldı. Enjeksiyonun yapıldığı ilk dakika (0. dakika) hastalardan mesane seviyesinde ışınlama şiddeti ölçüldü ve tablolara kaydedildi. 0. Dakika ölçümleri, yapılan 3 tür sintigrafî ve hipertiroidi hastalarının hepsinde yapıldı. Ancak sırasıyla 60. 120. ve 180. dakika ölçümleri sadece MPS ve kemik sintigrafisi hastalarından alındı. Bunun sebebi ise tiroit hastalarına verilen radyoaktif madde miktarının düşük olmasıdır. Hipertiroidi hastalarından daha sonra

ölçüm alınmamasının sebebi ise ^{131}I izotopunun yaydığı yüksek enerjiden dolayıdır. Yani radyasyon güvenliği açısındandır. Ölçümler sonucu elde edilen sonuçlar mR/h cinsindedir. Bu sonuçlar $\text{mR/h} = 10\mu\text{Sv/h}$ dönüşümü kullanılarak $\mu\text{Sv/h}$ birimine dönüştürülerek tablolar oluşturuldu. Daha sonra alınan ortalama değerlerden, zaman ve mesafeye bağlı tablolar oluşturuldu.

5. BULGULAR VE TARTIŞMA

Tez çalışmasına başlamadan önce hastalara uygulanan radyoizotopların dozlarının ayarlandığı doz kalibratörünün ve doz hızı şiddetlerinin ölçümü yapıldığı Geiger-Müller sayacının doğruluğundan emin olmak için gerekli kalite kontrol testleri yapıldı.

5.1. Tablolar

Çalışmamız 50 hasta üzerinden yapıldı. Yapılan ölçümler her sintigrafi türüne özgü ve alınan zaman ölçüm aralıklarına göre tablolara kaydedildi.

5.1.1. 0. Dakikada Alınan Ölçüm Sonuçları

185 MBq ^{99m}Tc -Perteknetat ($^{99m}\text{TcO}_4^-$) uygulanan tiroid sintigrafisi hastalarından 0. dakikada alınan eksternal doz ölçümleri sonucunda oluşturulan sırasıyla (mR/h) ve ($\mu\text{Sv/h}$) birimleri cinsinden elde edilen tablolar;

Tablo 5.1. 0. dakikada ^{99m}Tc -Perteknetat için alınan ölçüm sonuçları (mR/h)

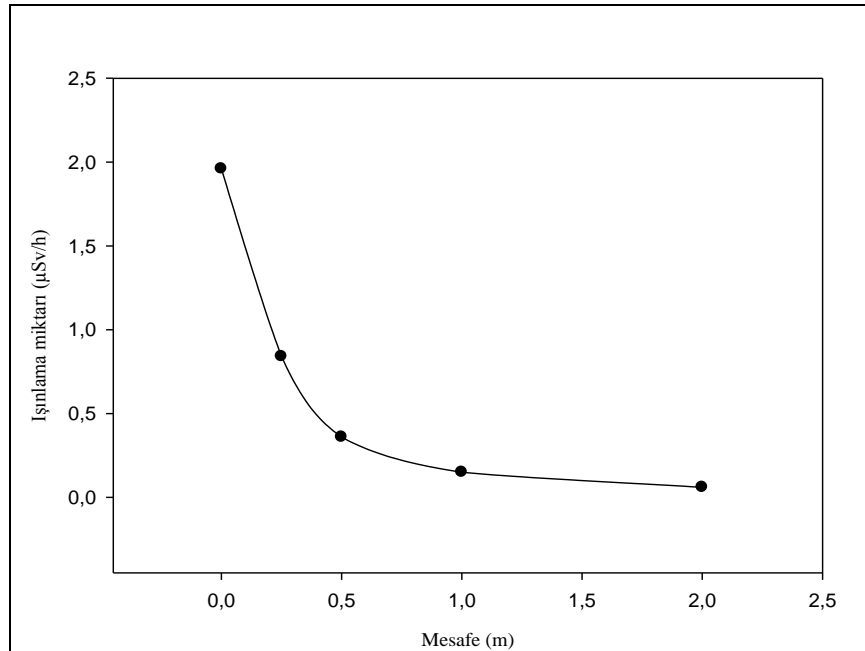
Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	0,154	0,062	0,029	0,011	0,005
2	0,242	0,112	0,035	0,014	0,006
3	0,226	0,102	0,051	0,019	0,007
4	0,198	0,087	0,041	0,016	0,006
5	0,185	0,075	0,024	0,015	0,006
6	0,165	0,068	0,033	0,013	0,005
7	0,205	0,094	0,043	0,018	0,008
8	0,181	0,071	0,032	0,016	0,007
9	0,200	0,09	0,038	0,017	0,008
10	0,176	0,071	0,021	0,013	0,004
Ortalama	0,194	0,084	0,036	0,015	0,005

Bu Tabloda ve daha sonraki tablolarda **mR/h= 10 $\mu\text{Sv/h}$** eşitliğinden yararlanarak birim dönüşümü yaparsak;

Tablo 5.2. 0. dakikada ^{99m}Tc -Perteknetat için alınan ölçüm sonuçları ($\mu\text{Sv/h}$).

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	1,64	0,62	0,29	0,11	0,05
2	2,42	1,12	0,35	0,14	0,06
3	2,26	1,02	0,51	0,19	0,07
4	1,98	0,87	0,41	0,16	0,06
5	1,85	0,75	0,24	0,15	0,06
6	1,75	0,68	0,33	0,13	0,05
7	2,05	0,94	0,43	0,18	0,08
8	1,81	0,71	0,32	0,16	0,07
9	2	0,9	0,38	0,17	0,08
10	1,76	0,71	0,21	0,13	0,04
Ortalama	1,96	0,84	0,36	0,15	0,06

($^{99m}\text{TcO}_4$)⁻ (perteknetat) hastalara enjeksiyon (i.v.) yoluyla uygulandıktan sonra alınan ölçümler tablo 5.2' de görüldüğü üzere mesafe arttıkça eksternal dozun eksponansiyel olarak azaldığı görüldü. Elde edilen sonuçlara radyasyondan korunma prensipleri çerçevesinde bakıldığında mesafe arttığında maruz kalınan dozların azaldığı görünmüştür ve bu sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür.



Şekil 5.1. Teknesyum Perteknatat Doz Hızı-Mesafe İlişkisi

Tiroid sintigrafisi uygulaması yapılan hastalardan alınan ölçümlerin doz hızının zamana bağlı grafiği çizildiğinde şekil 5.1’ deki gibi grafik elde edilmiştir. Şekilden de görüldüğü üzere mesafe artıkça maruz kalınan eksternal dozun eksponansiyel olarak azaldığı görünmektedir. Bu durum aynı zamanda radyasyondan korunmada etkili olan mesafe kavramını da desteklediğinden elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır.

900-1110 MBq radyoiodot (^{131}I) verilerek hipertirodi tedavisi verilen hastalardan alınan 0. dakikada alınan eksternal doz ölçümleri sonucunda oluşturulan sırasıyla (mR/h) ve ($\mu\text{Sv/h}$) birimleri cinsinden elde edilen tablolar;

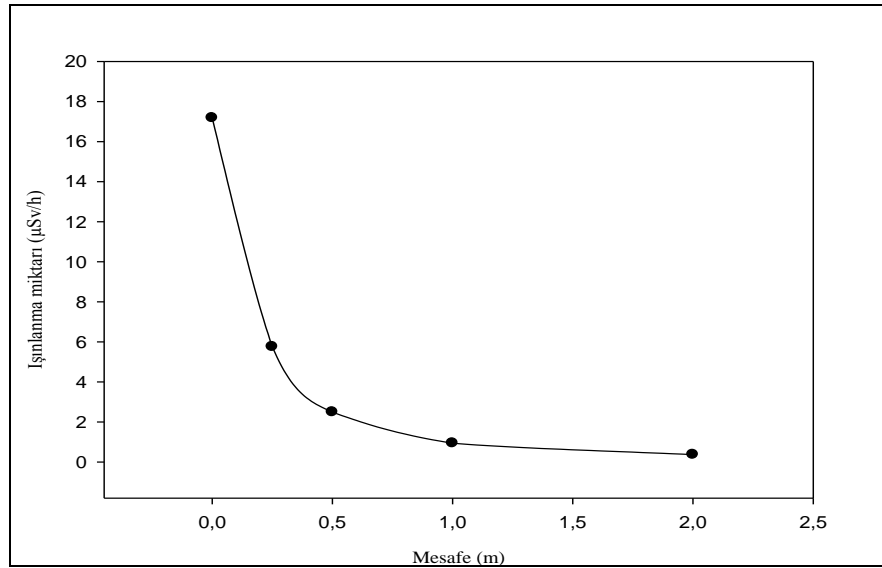
Tablo 5.3. 0. dakikada ^{131}I için alınan ölçüm sonuçları (mR/h).

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	1,905	0,714	0,207	0,074	0,028
2	1,745	0,832	0,263	0,082	0,039
3	1,618	0,575	0,258	0,085	0,035
4	1,852	0,654	0,281	0,092	0,039
5	1,582	0,632	0,277	0,103	0,037
6	1,895	0,707	0,234	0,080	0,041
7	1,792	0,452	0,225	0,092	0,032
8	1,845	0,439	0,274	0,132	0,038
9	1,648	0,592	0,310	0,102	0,035
10	1,728	0,535	0,243	0,106	0,042
11	1,505	0,452	0,251	0,114	0,046
12	1,672	0,473	0,219	0,086	0,042
13	1,551	0,425	0,198	0,075	0,039
Ortalama	1,718	0,575	0,249	0,094	0,037

Tablo 5.4. 0. dakikada ^{131}I için alınan ölçüm sonuçları ($\mu\text{Sv/h}$).

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	19,05	7,14	2,07	0,74	0,28
2	17,45	8,32	2,63	0,82	0,30
3	16,18	5,75	2,58	0,85	0,35
4	18,52	6,54	2,81	0,92	0,39
5	15,82	6,32	2,77	1,03	0,37
6	18,95	7,07	2,34	0,8	0,41
7	17,92	4,52	2,25	0,92	0,32
8	18,45	4,39	2,74	1,32	0,38
9	16,48	5,92	3,10	1,02	0,35
10	17,28	5,35	2,43	1,06	0,42
11	15,05	4,52	2,51	1,14	0,46
12	16,72	4,73	2,19	0,86	0,42
13	15,51	4,25	1,98	0,75	0,39
Ortalama	17,18	5,75	2,49	0,94	0,37

Hastalara oral yoldan uygulanan solüsyon şeklindeki I-131 radyoizotopundan sonra yapılan ölçüm sonuçlarına radyasyondan korunma prensipleri çerçevesinde bakıldığında mesafe arttıkça maruz kalınan dozların azaldığı görülmüştür ve bu sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür. I-131 radyoizotopu için doz hızının mesafeye bağımlılığı grafiği çizilirse aşağıdaki şekilde olacağı görülecektir.



Şekil 5.2. I-131 Doz Hızı-Mesafe İlişkisi

Şekil 5.2' ye bakıldığında I-131 tedavisi verilen hastalardan alınan ölçümlerde de mesafe arttıkça maruz kalınan dozun azaldığı açıkça görünmektedir. Ayrıca bu sonuçlar hastalara tedavi verildikten sonra hastanın tedavinin verildiği nükleer tıp kliniğinden taburcu edilmesi için yeterli olduğunu da göstermektedir. Bu sonuçlara rağmen yinede I-131 tedavisi verilen hastaların taburcu olduktan sonra aldıkları doz miktarına göre belirli bir süre kendisi ve çevresindeki kişiler için dikkat etmesi gereken durumlar vardır.

Çalışmaya dahil edilen kemik sintigrafisi ve miyokard perfüzyon sintigrafisi uygulaması yapılan hasta gruplarından 0., 60., 120., ve 180. dakikalarda ölçümler alınmıştır. Sonuç değerlendirmeleri ise tüm alınan değerlerin ortalamasından yola çıkılarak yapılmış tablolar oluşturularak gerekli grafikler çizilmiştir.

740 MBq ^{99m}Tc-MDP radyofarmasötüğü kullanılarak yapılan kemik sintigrafisi hastalarından 0. dakikada alınan eksternal doz ölçümleri sonucunda oluşturulan sırasıyla (mR/h) ve (µSv/h) birimleri cinsinden elde edilen tablolar;

Tablo 5.5. 0. dakikada ^{99m}Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları (mR/h).

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	0,520	0,280	0,064	0,030	0,014
2	0,368	0,212	0,058	0,026	0,012
3	0,401	0,221	0,059	0,028	0,012
4	0,422	0,186	0,085	0,029	0,014
5	0,483	0,201	0,102	0,042	0,020
6	0,452	0,199	0,092	0,035	0,016
7	0,398	0,231	0,061	0,032	0,015
8	0,512	0,265	0,097	0,038	0,018
9	0,498	0,207	0,112	0,041	0,015
10	0,532	0,283	0,071	0,034	0,017
Ortalama	0,458	0,228	0,08	0,033	0,015

Tablo 5.6. 0. dakikada ^{99m}Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları (μ Sv/h).

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	5,20	2,80	0,64	0,30	0,14
2	3,68	2,12	0,58	0,26	0,12
3	4,01	2,21	0,59	0,28	0,12
4	4,22	1,86	0,85	0,29	0,14
5	4,83	2,01	1,02	0,42	0,20
6	4,52	1,99	0,92	0,35	0,16
7	3,98	2,31	0,61	0,32	0,15
8	5,12	2,65	0,97	0,38	0,18
9	4,98	2,07	1,12	0,41	0,15
10	5,32	2,83	0,71	0,34	0,17
Ortalama	4,58	2,28	0,8	0,33	0,15

Ortalama 620-740 MBq ^{99m}Tc-MIBI radyofarmasötiği kullanılarak yapılan MPS hastalarından 0. dakikada alınan eksternal doz ölçümleri sonucunda oluşturulan sırasıyla (mR/h) ve (μ Sv/h) birimleri cinsinden elde edilen tablolar;

Tablo 5.7. 0. dakikada ^{99m}Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (mR/h).

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	0,394	0,161	0,052	0,030	0,010
2	0,461	0,262	0,117	0,052	0,020
3	0,439	0,182	0,058	0,028	0,014
4	0,478	0,219	0,057	0,027	0,013
5	0,322	0,134	0,058	0,017	0,005
6	0,326	0,164	0,052	0,029	0,010
7	0,397	0,183	0,057	0,031	0,012
8	0,405	0,243	0,079	0,037	0,014
9	0,412	0,112	0,041	0,024	0,009
10	0,481	0,189	0,039	0,018	0,008
11	0,391	0,143	0,045	0,022	0,009
12	0,423	0,221	0,068	0,025	0,010
13	0,487	0,198	0,057	0,030	0,011
14	0,401	0,157	0,091	0,038	0,014
15	0,581	0,174	0,105	0,044	0,015
16	0,335	0,130	0,078	0,026	0,011
17	0,411	0,155	0,095	0,031	0,014
18	0,672	0,282	0,119	0,048	0,018
19	0,504	0,251	0,107	0,049	0,019
Ortalama	0,437	0,187	0,072	0,032	0,012

Tablo 5.8. 0. dakikada ^{99m}Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (μ Sv/h).

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	3,94	1,61	0,52	0,3	0,10
2	4,61	2,62	1,17	0,52	0,20
3	4,39	1,82	0,58	0,28	0,14
4	4,78	2,19	0,57	0,27	0,13
5	3,22	1,34	0,58	0,17	0,05
6	3,26	1,64	0,52	0,29	0,10
7	3,97	1,83	0,57	0,31	0,12
8	4,05	2,43	0,79	0,37	0,14
9	4,12	1,12	0,41	0,24	0,09
10	4,81	1,89	0,39	0,18	0,08
11	3,91	1,43	0,45	0,22	0,09
12	4,23	2,21	0,68	0,25	0,10
13	4,87	1,98	0,57	0,3	0,11
14	4,01	1,57	0,91	0,38	0,14
15	5,81	1,74	1,05	0,44	0,15
16	3,35	1,30	0,78	0,26	0,11
17	4,11	1,55	0,95	0,31	0,14
18	6,72	2,82	1,19	0,48	0,18
19	5,04	2,51	1,07	0,49	0,19
Ortalama	4,37	1,87	0,72	0,32	0,12

5.1.2. 60. Dakikada Alınan Ölçümler

Ortalama 620-740 MBq ^{99m}Tc-MIBI radyofarmasötiği kullanılarak yapılan MPS hastalarından 60. dakikada alınan eksternal doz ölçümleri sonucunda oluşturulan sırasıyla (mR/h) ve (μ Sv/h) birimleri cinsinden elde edilen tablolar;

Tablo 5.9. 60. dakikada ^{99m}Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (mR/h)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	0,311	0,151	0,035	0,019	0,009
2	0,377	0,125	0,052	0,028	0,013
3	0,455	0,122	0,051	0,022	0,012
4	0,392	0,156	0,042	0,020	0,011
5	0,265	0,095	0,032	0,012	0,004
6	0,268	0,122	0,035	0,022	0,008
7	0,312	0,152	0,036	0,022	0,010
8	0,331	0,199	0,065	0,030	0,012
9	0,368	0,141	0,050	0,025	0,013
10	0,407	0,178	0,041	0,020	0,007
11	0,318	0,123	0,032	0,014	0,007
12	0,482	0,176	0,033	0,018	0,009
13	0,391	0,159	0,043	0,025	0,008
14	0,314	0,125	0,068	0,032	0,012
15	0,415	0,155	0,081	0,034	0,013
16	0,272	0,096	0,051	0,018	0,008
17	0,361	0,132	0,079	0,025	0,012
18	0,604	0,193	0,09	0,034	0,015
19	0,412	0,165	0,087	0,032	0,013
Ortalama	0,367	0,145	0,051	0,024	0,010

Tablo 5.10. 60. dakikada ^{99m}Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (µSv/h)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	3,11	1,51	0,35	0,19	0,09
2	3,77	1,25	0,52	0,28	0,13
3	4,55	1,22	0,51	0,22	0,12
4	3,92	1,56	0,42	0,20	0,11
5	2,65	0,95	0,32	0,12	0,04
6	2,68	1,22	0,35	0,22	0,08
7	3,12	1,52	0,36	0,22	0,10
8	3,31	1,99	0,65	0,30	0,12
9	3,68	1,41	0,50	0,25	0,13
10	4,07	1,78	0,41	0,20	0,07
11	3,18	1,23	0,32	0,14	0,07
12	4,82	1,76	0,33	0,18	0,09
13	3,91	1,59	0,43	0,25	0,08
14	3,14	1,25	0,68	0,32	0,12
15	4,15	1,55	0,81	0,34	0,13
16	2,72	0,96	0,51	0,18	0,08
17	3,61	1,32	0,79	0,25	0,12
18	6,04	1,93	0,9	0,34	0,15
19	4,12	1,65	0,87	0,32	0,13
Ortalama	3,67	1,45	0,51	0,24	0,10

740 MBq ^{99m}Tc -MDP radyofarmasötiği kullanılarak yapılan kemik sintigrafisi hastalarından 60. dakikada alınan eksternal doz ölçümleri sonucunda oluşturulan sırasıyla (mR/h) ve ($\mu\text{Sv/h}$) birimleri cinsinden elde edilen tablolar;

Tablo 5.11. 60. dakikada ^{99m}Tc -MDP için alınan ölçüm sonuçları (mR/h)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	0,348	0,174	0,038	0,022	0,010
2	0,201	0,105	0,042	0,017	0,009
3	0,228	0,153	0,079	0,037	0,015
4	0,267	0,112	0,067	0,023	0,012
5	0,305	0,128	0,077	0,027	0,014
6	0,287	0,128	0,047	0,019	0,009
7	0,202	0,104	0,044	0,021	0,007
8	0,358	0,181	0,065	0,032	0,015
9	0,293	0,148	0,071	0,032	0,011
10	0,351	0,178	0,08	0,038	0,016
Ortalama	0,284	0,141	0,061	0,026	0,011

Tablo 5.12. 60. dakikada ^{99m}Tc -MDP için alınan ölçüm sonuçları ($\mu\text{Sv/h}$)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	3,48	1,74	0,38	0,22	0,10
2	2,01	1,05	0,42	0,17	0,09
3	2,28	1,53	0,79	0,37	0,15
4	2,67	1,12	0,67	0,23	0,12
5	3,05	1,28	0,77	0,27	0,14
6	2,87	1,28	0,47	0,19	0,09
7	2,02	1,04	0,44	0,21	0,07
8	3,58	1,81	0,65	0,32	0,15
9	2,93	1,48	0,71	0,32	0,11
10	3,51	1,78	0,8	0,38	0,16
Ortalama	2,84	1,41	0,61	0,26	0,11

5.1.3. 120. Dakikada Alınan Ölçümler

Ortalama 620-740 MBq ^{99m}Tc-MIBI radyofarmasötiği kullanılarak yapılan MPS hastalarından 120. dakikada alınan eksternal doz ölçümleri sonucunda oluşturulan sırasıyla (mR/h) ve (μSv/h) birimleri cinsinden elde edilen tablolar;

Tablo 5.13. 120. dakikada ^{99m}Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (mR/h).

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	0,241	0,105	0,027	0,015	0,005
2	0,298	0,104	0,039	0,018	0,012
3	0,364	0,171	0,041	0,020	0,011
4	0,302	0,162	0,031	0,016	0,007
5	0,235	0,106	0,027	0,012	0,006
6	0,207	0,091	0,024	0,013	0,007
7	0,241	0,108	0,029	0,018	0,008
8	0,194	0,161	0,037	0,021	0,010
9	0,302	0,121	0,029	0,014	0,006
10	0,328	0,134	0,028	0,014	0,005
11	0,242	0,098	0,023	0,010	0,005
12	0,288	0,118	0,025	0,012	0,005
13	0,312	0,138	0,039	0,018	0,006
14	0,245	0,093	0,049	0,021	0,010
15	0,335	0,141	0,045	0,023	0,009
16	0,294	0,111	0,063	0,024	0,012
17	0,301	0,104	0,048	0,017	0,009
18	0,452	0,161	0,068	0,029	0,012
19	0,32	0,128	0,046	0,022	0,012
Ortalama	0,289	0,124	0,037	0,017	0,008

Tablo 5.14. 120. dakikada ^{99m}Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (μSv/h)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	2,41	1,05	0,27	0,15	0,05
2	2,98	1,04	0,39	0,18	0,12
3	3,64	1,71	0,41	0,20	0,11
4	3,02	1,62	0,31	0,16	0,07
5	2,35	1,06	0,27	0,12	0,06
6	2,07	0,91	0,24	0,13	0,07
7	2,41	1,08	0,29	0,18	0,08
8	1,94	1,61	0,37	0,21	0,10
9	3,02	1,21	0,29	0,14	0,06
10	3,28	1,34	0,28	0,14	0,05
11	2,42	0,98	0,23	0,10	0,05
12	2,88	1,18	0,25	0,12	0,05
13	3,12	1,38	0,39	0,18	0,06
14	2,45	0,93	0,49	0,21	0,10
15	3,35	1,41	0,45	0,23	0,09
16	2,94	1,11	0,63	0,24	0,12
17	3,01	1,04	0,48	0,17	0,09
18	4,52	1,61	0,68	0,29	0,12
19	3,2	1,28	0,46	0,22	0,12
Ortalama	2,89	1,24	0,37	0,17	0,08

740 MBq ^{99m}Tc-MDP radyofarmasötiği kullanılarak yapılan kemik sintigrafisi hastalarından 120. dakikada alınan eksternal doz ölçümleri sonucunda oluşturulan sırasıyla (mR/h) ve (μSv/h) birimleri cinsinden elde edilen tablolar;

Tablo 5.15. 120. dakikada ^{99m}Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları (mR/h)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	0,269	0,106	0,041	0,023	0,011
2	0,146	0,089	0,043	0,020	0,008
3	0,173	0,096	0,065	0,028	0,010
4	0,211	0,089	0,053	0,018	0,009
5	0,236	0,101	0,058	0,022	0,010
6	0,211	0,111	0,036	0,013	0,006
7	0,156	0,087	0,031	0,015	0,005
8	0,248	0,103	0,039	0,017	0,010
9	0,221	0,093	0,052	0,018	0,009
10	0,27	0,109	0,038	0,022	0,010
Ortalama	0,214	0,098	0,045	0,019	0,008

Tablo 5.16. 120. dakikada ^{99m}Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları ($\mu\text{Sv/h}$)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	2,69	1,06	0,41	0,23	0,11
2	1,46	0,89	0,43	0,20	0,08
3	1,73	0,96	0,65	0,28	0,10
4	2,11	0,89	0,53	0,18	0,10
5	2,36	1,01	0,58	0,22	0,10
6	2,11	1,11	0,36	0,13	0,06
7	1,56	0,87	0,31	0,15	0,05
8	2,48	1,03	0,39	0,17	0,10
9	2,21	0,93	0,52	0,18	0,09
10	2,7	1,09	0,38	0,22	0,10
Ortalama	2,14	0,98	0,45	0,19	0,08

5.1.4. 180. Dakikada Alınan Ölçümler

Ortalama 620-740 MBq ^{99m}Tc-MIBI radyofarmasötüğü kullanılarak yapılan MPS hastalarından 180. dakikada alınan eksternal doz ölçümleri sonucunda oluşturulan sırasıyla (mR/h) ve ($\mu\text{Sv/h}$) birimleri cinsinden elde edilen tablolar;

Tablo 5.17. 180. dakikada ^{99m}Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (mR/h)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	0,171	0,093	0,022	0,010	0,003
2	0,201	0,109	0,025	0,012	0,005
3	0,191	0,104	0,024	0,011	0,004
4	0,207	0,112	0,027	0,013	0,005
5	0,165	0,081	0,023	0,010	0,003
6	0,148	0,080	0,018	0,010	0,004
7	0,174	0,095	0,024	0,013	0,004
8	0,133	0,072	0,022	0,013	0,006
9	0,210	0,098	0,027	0,011	0,004
10	0,358	0,102	0,021	0,012	0,004
11	0,226	0,089	0,026	0,008	0,004
12	0,198	0,106	0,022	0,010	0,004
13	0,287	0,119	0,032	0,014	0,005
14	0,221	0,079	0,028	0,015	0,006
15	0,281	0,102	0,031	0,018	0,007
16	0,225	0,082	0,034	0,016	0,007
17	0,232	0,091	0,036	0,016	0,008
18	0,278	0,135	0,057	0,022	0,008
19	0,229	0,104	0,042	0,019	0,009
Ortalama	0,217	0,098	0,028	0,013	0,005

Tablo 5.18. 180. dakikada ^{99m}Tc-MIBI için alınan ölçüm sonuçları (μ Sv/h)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	1,71	0,93	0,22	0,10	0,03
2	2,01	1,09	0,25	0,12	0,05
3	1,91	1,04	0,24	0,11	0,04
4	2,07	1,12	0,27	0,13	0,05
5	1,65	0,81	0,23	0,10	0,03
6	1,48	0,80	0,18	0,10	0,04
7	1,74	0,95	0,24	0,13	0,04
8	1,33	0,72	0,22	0,13	0,06
9	2,10	0,98	0,27	0,11	0,04
10	3,58	1,02	0,21	0,12	0,04
11	2,26	0,89	0,26	0,08	0,04
12	1,98	1,06	0,22	0,10	0,04
13	2,87	1,19	0,32	0,14	0,05
14	2,21	0,79	0,28	0,15	0,06
15	2,81	1,02	0,31	0,18	0,07
16	2,25	0,82	0,34	0,16	0,07
17	2,32	0,91	0,36	0,16	0,08
18	2,78	1,35	0,57	0,22	0,08
19	2,29	1,04	0,42	0,19	0,09
Ortalama	2,17	0,98	0,28	0,13	0,05

740 MBq ^{99m}Tc-MDP radyofarmasötiği kullanılarak yapılan kemik sintigrafisi hastalarından 180. dakikada alınan eksternal doz ölçümleri sonucunda oluşturulan sırasıyla (mR/h) ve (μ Sv/h) birimleri cinsinden elde edilen tablolar;

Tablo 5.19. 180. dakikada ^{99m}Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları (mR/h)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	0,247	0,056	0,030	0,015	0,009
2	0,105	0,052	0,028	0,016	0,008
3	0,122	0,058	0,032	0,019	0,010
4	0,192	0,078	0,041	0,016	0,011
5	0,164	0,068	0,036	0,018	0,009
6	0,185	0,086	0,025	0,010	0,005
7	0,105	0,072	0,027	0,012	0,003
8	0,17	0,081	0,038	0,016	0,008
9	0,154	0,055	0,025	0,012	0,007
10	0,182	0,061	0,026	0,014	0,007
Ortalama	0,162	0,066	0,03	0,014	0,007

Tablo 5.20. 180. dakikada ^{99m}Tc-MDP için alınan ölçüm sonuçları ($\mu\text{Sv/h}$)

Hasta No	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
1	2,47	0,56	0,30	0,15	0,09
2	1,05	0,52	0,28	0,16	0,08
3	1,22	0,58	0,32	0,19	0,10
4	1,92	0,78	0,41	0,16	0,11
5	1,64	0,68	0,36	0,18	0,09
6	1,85	0,86	0,25	0,10	0,05
7	1,05	0,72	0,27	0,12	0,03
8	1,7	0,81	0,38	0,16	0,08
9	1,54	0,55	0,25	0,12	0,07
10	1,82	0,61	0,26	0,14	0,07
Ortalama	1,62	0,66	0,3	0,14	0,07

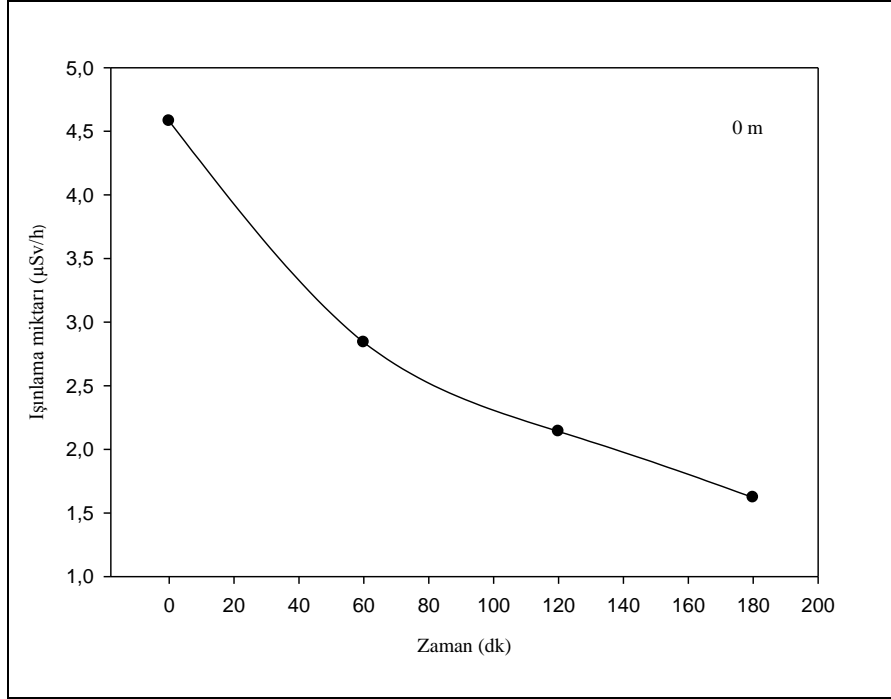
5.1.5. Zaman Mesafe İlişkisi

Kemik sintigrafisi ve MPS hastalarından 0. 60. 120. ve 180. dakikalarda alınan ölçümlerin ortalamalarından yararlanarak sırasıyla kemik sintigrafisi ve MPS hastalarının tablosu çizilirse;

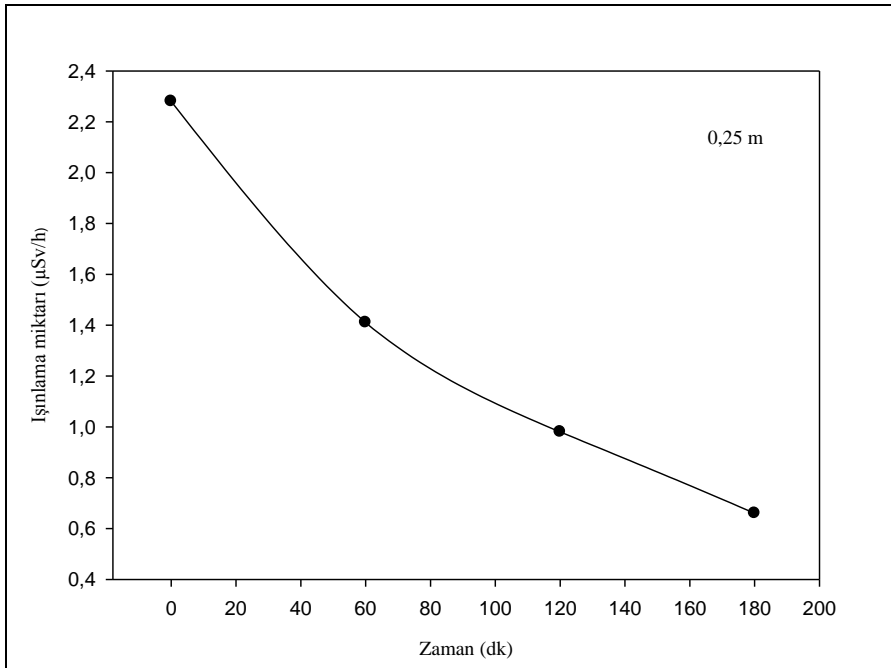
Tablo 5.21. ^{99m}Tc-MDP için Zaman-Mesafe Tablosu

Zaman (dakika)	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
0	4,58	2,28	0,8	0,33	0,15
60	2,84	1,41	0,61	0,26	0,11
120	2,14	0,98	0,45	0,19	0,08
180	1,62	0,66	0,3	0,14	0,07

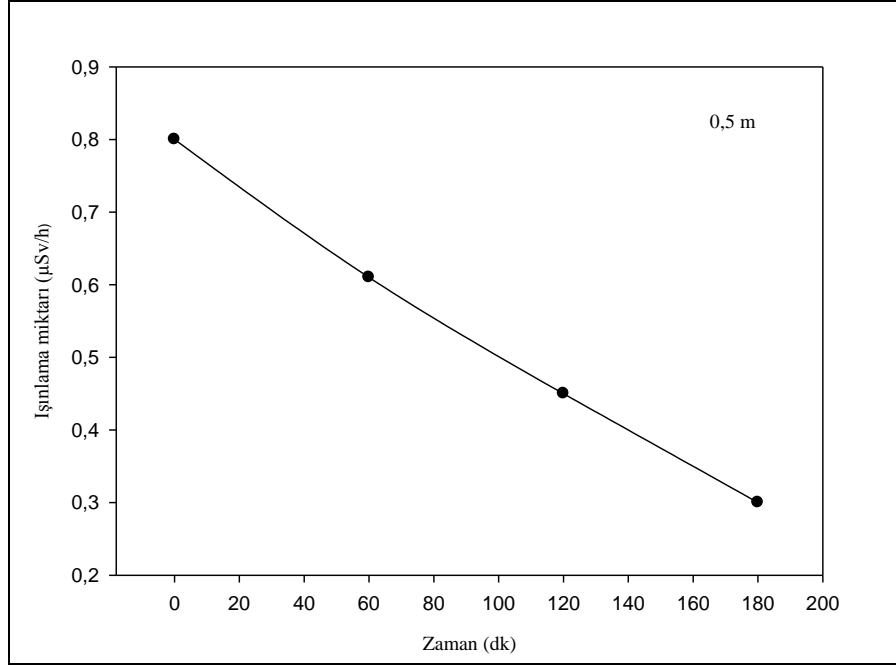
Kemik sintigrafisi uygulaması yapılan hastalardan elde edilen ölçüm sonuçlarının ortalamaları alınarak oluşturulan tablo 5.21' e bakıldığında hem mesafe arttıkça hem de süre arttıkça maruz kalınan radyasyon dozunun azaldığı görülmüştür. Tüm bu elde edilen sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür.



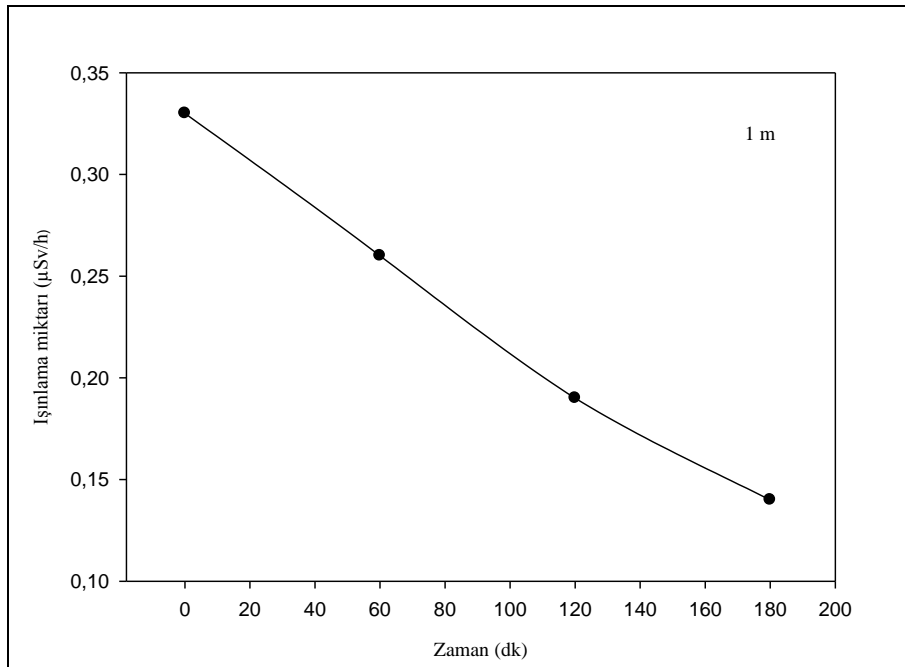
Şekil 5.3. 0 Metrede ^{99m}Tc -MDP Doz Hızı-Zaman İlişkisi



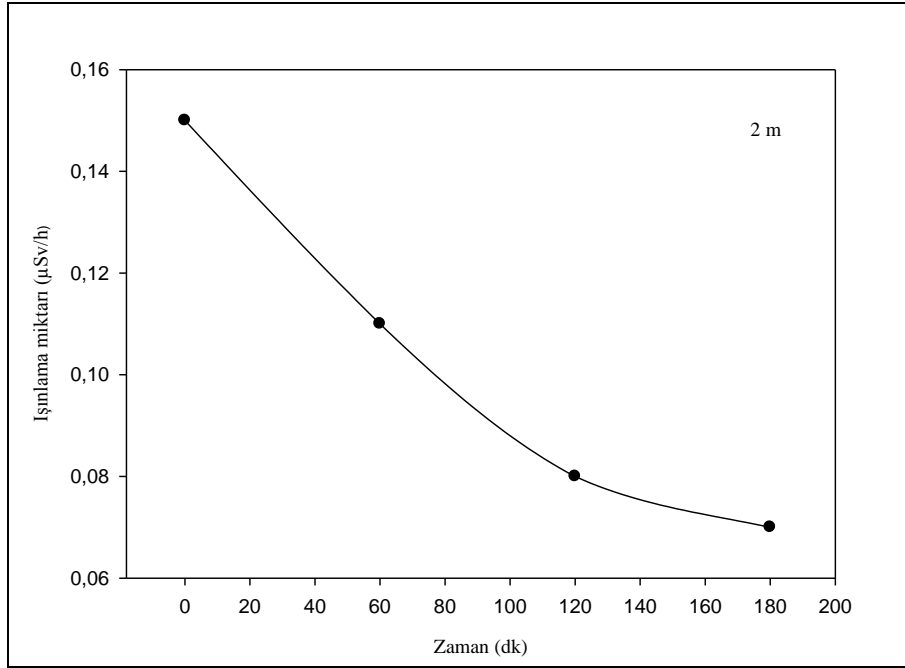
Şekil 5.4. 0,25 Metrede ^{99m}Tc -MDP Doz Hızı-Zaman İlişkisi



Şekil 5.5. 0,5 Metrede ^{99m}Tc -MDP Doz Hızı-Zaman İlişkisi



Şekil 5.6. 1 Metrede ^{99m}Tc -MDP Doz Hızı-Zaman İlişkisi



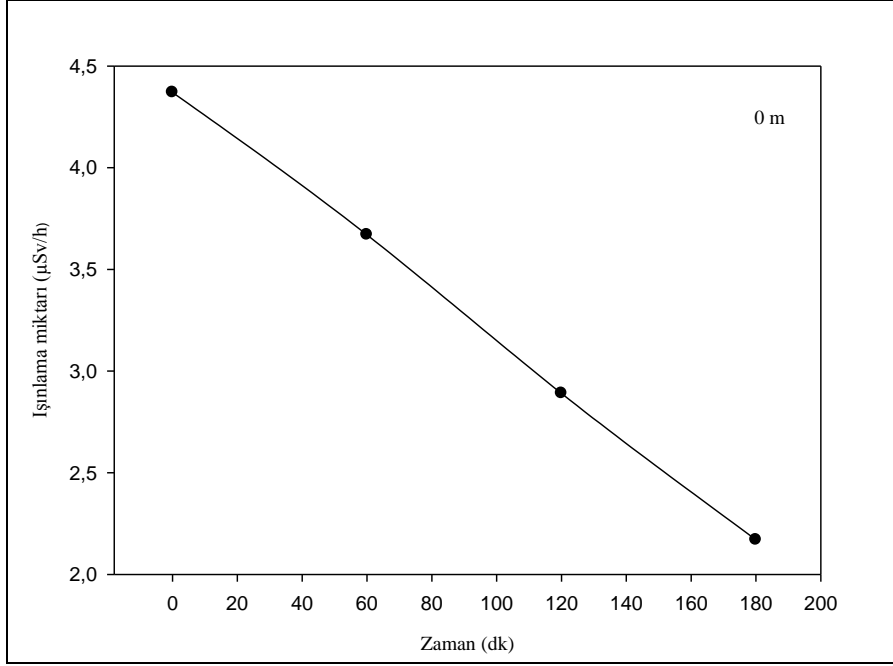
Şekil 5.7. 2 Metrede ^{99m}Tc-MDP Doz Hızı-Zaman İlişkisi

^{99m}Tc-MDP radyofarmasötüğü kullanılan hastalardan alınan ölçüm sonuçları için şekil 5.3, 5.4, 5.5, 5.6 ve 5.7' ye bakıldığında tüm elde edilen tüm ölçüm sonuçlarında süre ve mesafe arttıkça maruz kalınan doz hızlarının azaldığı açıkça görülmüştür. Bu durum radyasyondan korunmada geçerli olan mesafe ve süre arttıkça maruz kalınan eksternal dozun azalacağını gösterdiğinden istatistiksel olarak anlam taşımaktadır.

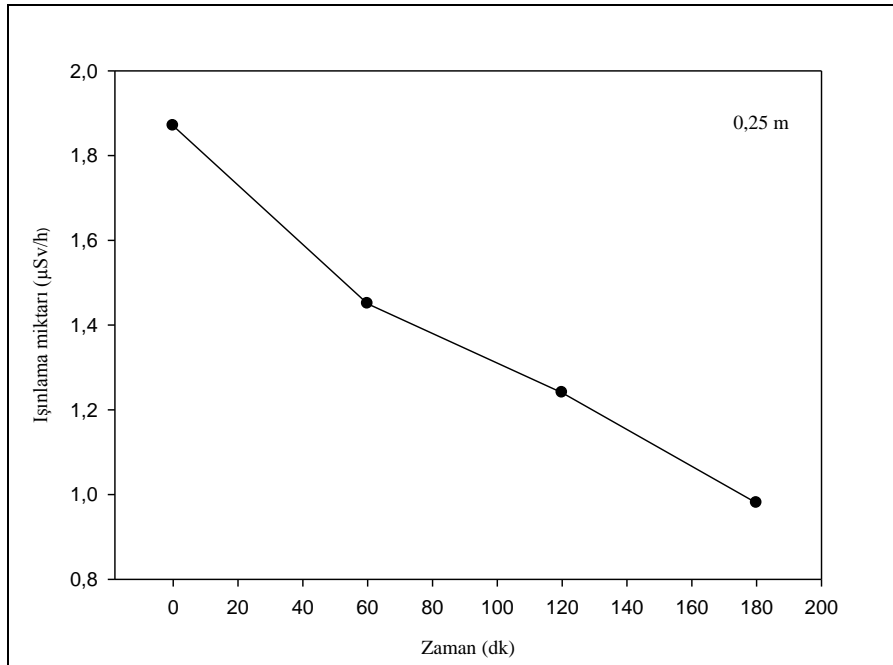
Tablo 5.22. ^{99m}Tc-MIBI İçin Zaman- Mesafe Tablosu

Zaman (dakika)	0 (m)	0.25 (m)	0.5 (m)	1 (m)	2 (m)
0	4,37	1,87	0,72	0,32	0,12
60	3,67	1,45	0,51	0,24	0,10
120	2,89	1,24	0,37	0,17	0,08
180	2,17	0,98	0,28	0,13	0,05

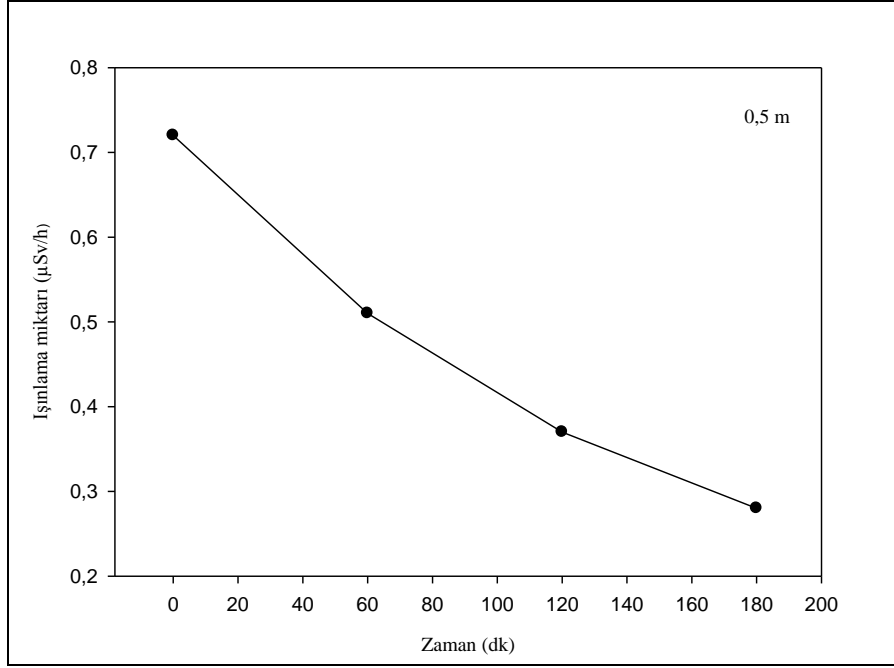
Miyokard perfüzyon sintigrafisi uygulaması yapılan hastalardan elde edilen ölçüm sonuçlarının ortalamaları alınarak oluşturulan tablo 5.22' ye bakıldığında hem mesafe arttıkça hem de süre arttıkça maruz kalınan radyasyon dozunun azaldığı görülmüştür. Tüm bu elde edilen sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür.



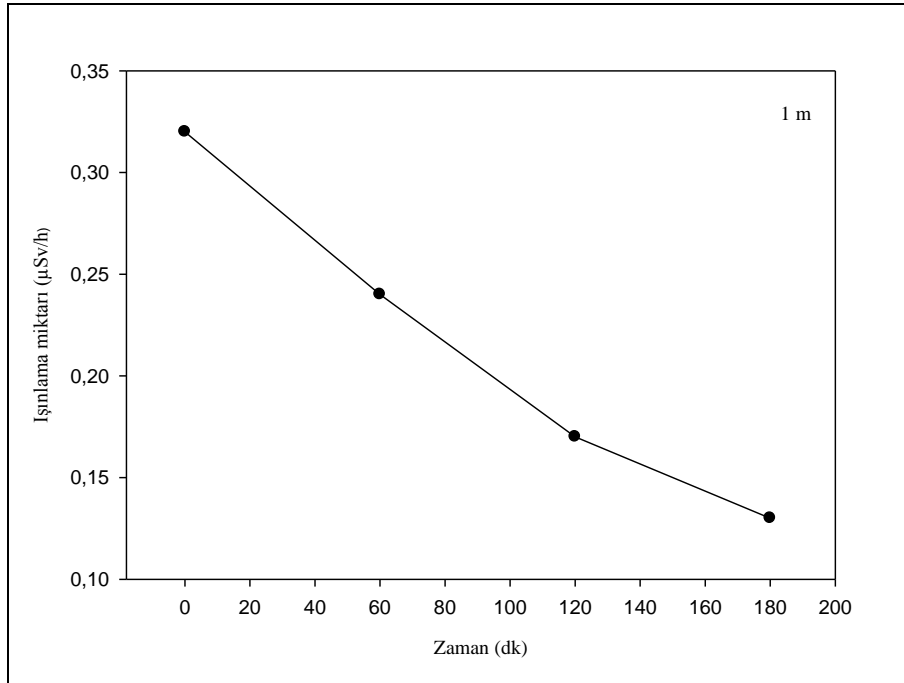
Şekil 5.8. 0 Metrede ^{99m}Tc -MIBI Doz Hızı-Zaman İlişkisi



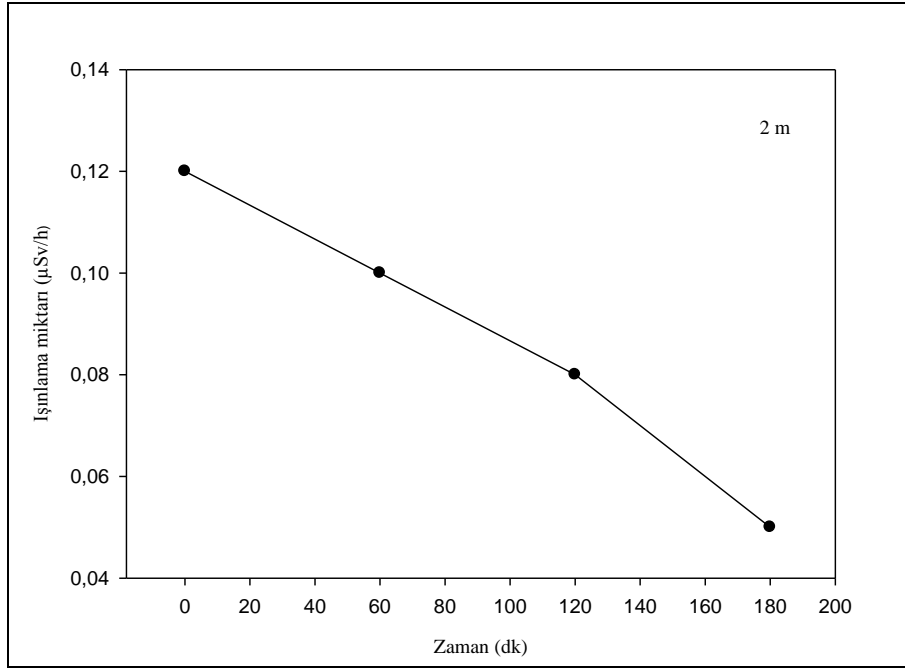
Şekil 5.9. 0,25 Metrede ^{99m}Tc -MIBI Doz Hızı-Zaman İlişkisi



Şekil 5.10. 0,5 Metrede ^{99m}Tc -MIBI Doz Hızı-Zaman İlişkisi



Şekil 5.11. 1 Metrede ^{99m}Tc -MIBI Doz Hızı-Zaman İlişkisi



Şekil 5.12. 2 Metrede ^{99m}Tc -MIBI Doz Hızı-Zaman İlişkisi

^{99m}Tc -MIBI radyofarmasötiği kullanılan hastalardan alınan ölçüm sonuçları için şekil 5.8, 5.9, 5.10, 5.11 ve 5.12' ye bakıldığında tüm elde edilen tüm ölçüm sonuçlarında süre ve mesafe arttıkça maruz kalınan doz hızlarının azaldığı açıkça görünmüştür. Bu durum radyasyondan korunmada geçerli olan mesafe ve süre arttıkça maruz kalınan eksternal dozun azalacağını gösterdiğinden istatistiksel olarak anlam taşımaktadır.

Uluslararası radyasyon korunması kuruluşlarının ortak görüşleri doğrultusunda geliştirilmiş pratik radyasyon korunması kuralları vardır [7]. Bu kurallar mesafe, süre ve zırhlıdır. Hastalarımıza radyofarmasötikler uygulandıktan belirli zamanlar ve belirli mesafelerde yapılan ölçümlerden alınan ölçümlerin bu kurallar çerçevesinde istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü. Aynı zamanda bu radyasyondan korunmada en etkin yöntemin radyasyon kaynağından olduğunca uzak kalmak gerektiği düşüncesini de ortaya çıkarmaktadır.

Çalışmada ^{99m}Tc radyoizotopu ile elde edilen verilere bakıldığında maruz kalınan eksternal radyasyon dozunun, mesafe ve süre arttıkça maruz kalınan dozun azaldığı çalışmaya dahil edilen tüm hasta gruplarında görüldü. Yinede mesafe arttıkça maruz kalınan dozun azaldığı görülsede nükleer tıp birimlerinde hastalara radyofarmasötikler uygulandıktan sonra hastalar, gerek çalışanların gerekse halkın

radasyon güvenliği açısından duvarları uygun bir Şekilde zırhlanmıŐ, havalandırma sistemi olan hasta bekleme odalarında bekletilmelidir. Hastalara radyofarmasötikler uygulandıktan sonra olağan üstü durumlarda müdahaleler gerekirse ilgili personel müdahale süresini minimum seviyede tutmalıdır. Müdahalelerde bulunurken mutlaka uygun olan ölçüde radyasyon koruyucu ekipmanlarını kullanmalıdır.

Radyasyon korunmasında ki temel kurallar ve ICRP tavsiyelerine göre yayınlanan radyasyon görevlisi ve halk için maksimum müsaade edilen doz (MMD) limitleri vardır. ICRP tarafından Müsaade Edilebilir Maksimum Doz (MMD), bir insanda ömür boyunca hiçbir önemli vücut arazı ve bir genetik etki meydana getirmesi beklenmeyen iyonlaştırıcı radyasyon dozu olarak tarif edilir.

Maruz kalınan radyasyon dozu zaman ile doğru orantılı olarak değişir. Uluslararası standartlara göre düzenlenmiŐ çalışma süreleri vardır. Bu süreler MMD sınırlarına göre düzenlenmiŐtir. Günümüzde yıllık doz limitleri 20 mSv/yıl olarak kabul görmüŐtür. Radyasyon ile çalışanlar ve halk için; 1 yıl içinde alınmasına müsaade edilen doz 20 mSv/yıl, 1 ay içinde alınmasına müsaade edilen doz 1,66 mSv, 1 hafta içinde alınmasına müsaade edilen doz 0,4 mSv, 1 gün içinde alınmasına müsaade edilen doz 80 µSv/gün, 1 saatte alınmasına müsaade edilen doz 10 µSv/h dir. Halk için ise bu değerlerin 1/10 u esas alınır [15].

Çalışmaya dahil edilen tiroid sintigrafisi, kemik sintigrafisi ve miyokard perfüzyon sintigrafisi hasta gruplarından alınan ölçümlerin sonuçlarına bakıldığında ve radyoaktif maddelerin ekspanansiyel bozunum gösterdiği düşünöldüğünde elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır. Aynı zamanda elde edilen sonuçlar MMD sınırlarının altında olduğu görölmüŐtür. Bu aynı zamanda, bu çalışmanın yapıldığı nükleer tıp merkezinde yapılan çalıŐmaların radyasyon güvenliği açısından çalışan personelin ICRP' nin ön gördüğu MMD sınırlarının altında olduğunu da göstermektedir.

Ancak I-131 tedavisi verilen hasta grubu için ölçüm sonuçları her ne kadar hastaların taburcu olmasında yasalara veya yönetmeliklere aykırı bir durum görölmese de kullanılan radyoizotopun aktivitesinden dolayı yüksek çıkmıştır. I-131' in fiziksel özelliklerinden dolayı bu tedaviyi alan hastalar için aldığı radyoaktif madde

miktarına göre ekstra önlemler alınması gerekmektedir. I-131 tedavisi alan hastalara aldıkları dozlara göre ve sosyo ekonomik durumları göz önünde bulundurularak çevresindeki insanların yaş gruplarına göre, gebelik durumlarına göre uzak kalmaları gereken süreler yazılı olarak hasta yakınına ya da kendisine verilmelidir. Ayrıca verilen I-131 tiroitte tutunduğu için tükürük bezlerinin işlevini yitirmemesi için limon yalması sakız çiğnemesi gerektiği gibi kendileri ile ilgili dikkat etmeleri gereken durumlarda sözlü olarak anlatılmalı ve yazılı olarak hasta yakınına ya da kendisine verilmelidir.

Nükleer tıp uygulamalarında dikkat edilmesi gereken konulardan birisi şüphesiz çocuk emzirme döneminde olan hastalara yapılacak olan bilgilendirmeler olduğu unutulmamalıdır. Çünkü nükleer tıp uygulamalarında tanı ve tedavi amacıyla yapılan uygulamalarda birçok radyonüklid anne sütüne geçer. Bu nedenden dolayı ^{99m}Tc radyoizotopu kullanılarak yapılan uygulamalarda emzirmenin 12 saat kesilmesi gerektiği emzirme dönemindeki hastalara bildirilmelidir. Emzirme döneminde bayan hastalara genellikle I-131 tedavisi verilmesi tercih edilmez. Yinede I-131 tedavisi verilmesi gerekirse emzirme durumu tedavi verildikten sonra tamamen kesilmelidir. Bu durum sözlü ve yazılı olarak mutlaka hastaya bildirilmelidir. I-131 tedavisi verilen bayan hastalara gebelik durumunun sorulmasının yanında mutlaka gebelik ile ilgili düşüncesi sorulmalı ve öyle bir düşüncesi varsa aldığı radyoizotop dozuna göre gebelikten kaçınma süreleri anlatılmalıdır.

Çalışmanın yapıldığı nükleer tıp biriminde hasta taburcu işlemlerinde ^{99m}Tc radyoizotopu kullanılarak yapılan uygulamalarda, genel olarak belirli mesafelerden alınan ölçüm sonuçları normal sınırlarda olduğu görülünce hastalar taburcu edilir. Fakat en azından o gün için hastaların, gelişme çağındaki kişilerden uzak durması gerektiği, bu zaman sürecinde bol su içmesi ve sık idrara gitmesi gibi yapması gereken durumların kendilerine sözlü ve yazılı olarak bildirilmesi ve koruma prensiplerine uyulmasının istenmesi uygun olacaktır. Yatan hastalara yapılan uygulamalardan sonra, hastanın yattığı ilgili serviste çalışan personel mutlaka bilgilendirilmeli ve gerekli önlemlerin alınması gerektiği hatırlatılmalıdır.

Radyoizotopun temin edilip nükleer tıp birimine teslim edilmesi, hastalara güvenli bir şekilde uygulanması sırasında özenle çalışılması gerekmektedir. Ayaktan radyoizotop

tedavisi verilen hastalara, tedavi hakkında uzman kişilerce gerekli bilgiler verilmelidir. Tedavi verilecek hastanın kimlik doğrulaması mutlaka yapılmalıdır. Ayrıca tedavi verilecek hastanın aç olması gerektiğinden, hastaya tedaviyi uygulamadan önce mutlaka mide bulantısının olup olmadığı kusma durumları ile karşılaşmamak için sorulması gereklidir. Aksi halde oluşabilecek kontaminasyon durumunda gerek ilgili personelin, gerekse hasta yakınlarının gereksiz yere ışımaya maruz kalması durumu ile karşı karşıya gelinbilir.

Nükleer tıp departmanlarında açık radyoaktif kaynaklarıyla çalışıldığından gereksiz radyasyon dozu maruziyetlerini önlemek için dikkat edilmesi gereken önemli bir konuda radyoaktif atıklardır. Radyoaktif atıklar, İnsan ve çevre sağlığına büyük zararlar verebileceği için diğer atıklardan farklı şekilde değerlendirilmeleri gerekir. Radyoaktif maddelerin hastalara uygulanması sırasında kullanılan enjektörler, sağım vialleri, kitlerin işaretlendiği flakonlar, ya da I-131 tedavisi verilirken kullanılan bardaklar gibi atıklar konusunda uzman ve eğitimli kişiler tarafından işlemlere tabi tutulmalıdır. Bu eğitimli kişiler aynı zamanda konu ile ilgili diğer kişilere düzenli eğitimler vererek bilgilendirmelidir. Aynı zamanda Türkiye Atom Enerjisi Kurumu ve ICRP gibi kuruluşların radyoaktif atıklar için koydukları kurallar, yönetmelikler ve yasalar titizlikle uygulanmalıdır. Radyoaktif atıklar kullanılan radyoizotoplara göre sınıflandırılmalı ve bu şekilde muhafaza edildikten sonra gerekli sürelerde bekletilerek imha edilmelidir. Aksi halde çeşitli amaçlarla kullanılan radyoizotopların yarı ömürleri farklı olduğundan bu atıklar sınıflandırılmazsa gerek çalışanların gerekse toplum üyesi kişilerin gereksiz radyasyon maruziyeti söz konusu olabilir.

Genel olarak radyasyon dozimetresi konusunda, uzman olan otoriteler tarafından kabul edilen ve bir kurum tarafından sunulan değerler yasal limitler haline dönüştürülür. Bu yasal limitler ulusal veya yerel gereksinimlere göre birincil veya türetilmiş limitleri aşmayacak şekilde oluşturulur. Yasal limitlerin saptanmasında özel koşullar ve tasarımlar göz önünde bulundurulur. Yasal limitler yönetim tarafından özelleştirildiğinde işlevsel limitler olarak tasarlanır. İşlevsel limitlerin oluşturulmasında çalışmanın kontrolünü sağlamak açısından kısa dönemde işlevsel

alt birimlerin teşekkülünü sağlamak radyasyon korunması yönünden faydalı olacaktır [15,37].

Radyoaktif maddelerin tanı ve tedavi amaçlı kullanımlarındaki uygulamalarında eksternal doz ışınlamalarının önemli olduğu kadar iç ışınlama tehlikelerinin de önemli olduğu hiçbir zaman unutulmamalıdır. Çünkü nükleer tıp açık radyoaktif kaynaklarıyla çalışılan bir alandır. Vücut yüzeyinde ki bulunan tahriş olmuş açık yüzeylere radyo aktif madde bulaştığı zaman ya da solunum yoluyla vücut içine radyoaktif madde girişi olduğunda iç ışınlama olayları dolayısıyla direkt olarak vücudun içinde radyasyonun iyonize etkisi ile karşı karşıya gelinecektir. Bu yüzden nükleer tıp birimlerinde bulunan sıcak oda laboratuvarlarında çalışırken bu durumu hiçbir zaman göz ardı edilmemelidir. Çalışmalar bu çerçevede ve yapılmalıdır. Sıcak oda laboratuvarlarında günlük hasta sayısına ve günün işleyişine göre mutlaka plan yapılmalı ve buna göre çalışılmalıdır. Ayrıca deneme yanılma yolu ile hiçbir uygulama yapılmamalıdır. Böyle yapılan uygulamalar gereksiz radyasyon maruziyetini beraberinde getireceği şüphesizdir.

Düşük doz radyasyonun insan sağlığı üzerine etkileri net olarak bilinilmemektedir [29]. Bu çerçevede radyasyondan korunmanın en etkin yolunun radyasyon kaynağından yeterince uzak kalınması gerektiği hiçbir zaman unutulmamalıdır. Mesleği gereği radyasyonla çalışan personelin mutlaka belirli aralıklarla göz, deri ve kandaki T3, T4, TSH hormonlarının yanında tiroitleri ile ilgili sağlık kontrolleri yapılması titizlikle uygulanmalıdır. Buna paralel olarak olağan dışı bir durum ile karşılaşıldığında nedeni araştırılmalı ve gerekli müdahaleler yapılmalıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Radyasyonun canlılarda tahrip edici bir etkiye yol açabilmesi için biyolojik yapıda iyonizasyon olayını meydana getirmesi, absorplanması yani enerjisini organizmaya aktarması gerekir. Günümüzde ilerleyen teknolojiyle birlikte nükleer tıp uygulamalarında çok sayıda, gerek tedavi amaçlı beta yayıcı radyoizotoplar gerekse tanı amaçlı gama ışını yayıcı radyoizotoplar kullanılmaktadır.

Bu yüksek lisans tez çalışmasında çeşitli sintigrafilerde kullanılan ^{99m}Tc radyoizotopu ve hipertiroidi hastalarında tedavi amaçlı kullanılan ^{131}I radyoizotopunun hastalara uygulandıktan sonra belirli mesafelerden belirli zamanlarda radyasyon ölçümleri alınmış ve daha sonra bu alınan ölçüm sonuçları Uluslararası Radyasyon Korunması Komisyonu (ICRP) nun öngördüğü kriterlere göre değerlendirilmiştir.

Teknesyum-99m radyoizotopu günümüzde nükleer tıp uygulamalarında, gerek fiziksel gerekse kimyasal özelliklerinden dolayı sintigrafi uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Aynı şekilde I-131 radyoizotopu da fiziksel özelliklerinden dolayı gerek tiroid kanseri olan hastalar için gerek hipertiroidi hastaları için çok özel ve yeri doldurulmayacak bir radyonüklidtir. Tüm bu durumların sonucu olarakta bu radyoizotopların eksternal radyasyon dozu güvenliğinin dikkate alınması gerekmektedir.

Çalışma sonunda elde edilen tüm ölçüm sonuçlarının gerek personel için gerekse halk için MMD sınırlar altında olduğu görülmüştür. Hipertiroidi hastalarına verilen I-131 tedavisi sonucunda hastaların taburcu edilmesi için gerekli şartları taşıdığı ölçüm sonuçlarında görülmüştür.

Nükleer tıp tetkiklerinde maruz kalınan doz genellikle düşük doz radyasyon olarak kabul edilir. Günümüzde düşük doz radyasyonun insan üzerindeki etkilerini direkt olarak kanıtlamak mümkün değildir. Bu nedenle yapılan sayısal analizler hiçbir zaman % 100 doğru sonuç vermez. Çünkü Eldeki bilgilerin çoğu Japonya' daki atom bombasından kurtulan kişilerin veya radyoterapi gören hastaların uzun süreli izlenmesi yoluyla elde edilmiştir. Burada genel olarak hakim olması gereken görüş,

radasyonun oluřturduęu riskin dūřuk dozlarda bile alınan radasyon dozuyla direk orantılı olduęu unutamamalıdır. Bu yūzden çalıřılan ortamlardaki ıřınlama seviyelerinin bilinmesi ve buna gōre çalıřma sūresinin ayarlanması önemlidir. Gerek gōrölürse mutlaka personel rotasyonu yapılmalıdır.

Tıbbi uygulamalarda radasyonun getireceęi fayda ve zararlar genellikle soyut kavramlar olduęundan deęerlendirilmeleri de kolay deęildir. Bu uygulamaların deęerlendirilmeleri ancak konu ile ilgili uzmanlar tarafından yapılabilir. Kesinlikle net bir fayda saęlamadıkça hiç bir radasyon uygulamasına mūsaade edilmemelidir. Bu durumun hastaların, hasta yakınlarının aynı zamanda bu tetkikleri uygulayacak personeller için radasyon maruziyetine sōz konusu olacaęı unutulmamalıdır. Bu nedenle en dūřuk bedelle en iyi korunmayı saęlayacak řekilde fayda zarar analizi yapılması gerektięi unutulmamalıdır. Tūm belirlemeler yapıldıktan sonra yapılacak tūm uygulamalarda “eřik doz olmaksızın risklerin dozla doęrusal arttıęı” gōrūnūřüne dayanan ALARA prensipleri titizlikle uygulanmalı ve bütūn radasyon ıřınlamaları mūmkūn olabilecek en alt seviyede tutulmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Duman, Ç., "Bilgisayarlı Tek Foton Emisyonlu Sistemlerde MTF ve DQE bulunması", Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara, 2007.
2. Demir, F.G., "Birleşik Pozitron Emisyon ve Bilgisayarlı Tomografi Sistemlerinin Kalite Kontrol Testlerinin Uygulanması ve Bulunduğu Ünitenin Zırhlama Hesapları" Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimler Enstitüsü, Ankara, 2011.
3. Barınmaz, D., "Nükleer Tıp Uygulamalarında Radyasyon Doz Dağılımının Belirlenmesi" Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimler Enstitüsü, İstanbul, 2009.
4. Gülsoy, K. U., Oyar, O., "Tıbbi Görüntüleme Fiziği", Süleyman Demirel Üniversitesi Yayını, Isparta, 5-60, 483-524, 2008.
5. Akan, L., Coşkun, M., F., Yıldırım, E., Demir, Ö., D., Gençoğlu, E., A., "Diferansiye Tiroid Kanserli Olgularda Radyoaktif İyot-131 Tedavisinin Etkinliğinin Değerlendirilmesi"
6. Oyar, O., Radyolojide Temel Fizik Kavramları, Nobel Tıp Kitapevleri, İzmir, 3-20, 1998.
7. Demir, M., "Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları", Bayrak Ofset, İstanbul, 1-36, 43-45, 95-109, 110-167, 173,186, 2008.
8. Günalp, B. Özgüven, M., "Temel Radyasyon Fiziği ve Radyasyon Birimleri", Radyasyonun Sağlık Etkileri Radyasyon Yaralanmalarının Tanı ve Tedavisi, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basım Evi, Ankara, 1-20, 2003.
9. Hendee WR, Ritenour E R. Medical Imaging Physics. 4th ed., New York: Wiley Lis Inc., p. 27-33, 2002.
10. Krane, SK., "Nükleer Fizik-I" Çeviri Editörü, Şarer. B., Palme Yayıncılık, Ankara,160-184, 192-236, 272-315, 327-331, 2006.
11. Krane, SK., "Nükleer Fizik-II" Çeviri Editörü, Şarer. B., Palme Yayıncılık, Ankara, 800-812, 2002.
12. Saha GB. Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine, 3rd ed., Springer,; 56-64, 2006.
13. Nahum A, Interactions of charged particles with matter, In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, ed. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, Taylor & Francis, 35-55, 2007.

14. Bayram, T., Yılmaz, H., A., Demir, M., Sönmez, B., Radiation Dose to Technologists per Nuclear Medicine Examination and Estimation of Annual Dose, J Nucl Med Technol, 39: 55-59, 2011.
15. <http://www.taek.gov.tr/sss/radyasyondan-korunma/504-radyasyondan-korunma-uluslararası-kuruluslar.html> (Erişim Tarihi: 14.03.2014)
16. Smith. F.A “A Primer Applied Of Radiation Pyics”
17. IAEA Basics Of Biological Effects Of Ionizing Radiation.
18. Thea, M., Peta, J., Marissa, L., B., Measuring and Minizing the Radiation Dose to Nuclear Medicine Technologists, J Nucl Med Technol, 30: 25-30, 2002
19. Değer, M., Demir, M., İnce, M., Kırac, S., Köseoğlu. K., Turan. E., Uysal. B., “Kalite Kontrol, enstrümantasyon ve radyasyon Güvenliği Komitesi yönergesi”, Turkish Journal of Nuclear Medicine, 13:86-101, 2004.
20. Yılmaz, E., “Radyasyondan Korunma”
21. Lombardi, M., L.,” Radiation Saftey in Nuclear Medicine”, Taylor Francis Group, Boca Rotan, 2006.
22. Vértes, A., Nagy, S., Klencsár, Z., “Radiochemistry and Radiopharmaceutical Chemistry in Life Science ”, Handbook of Nuclear Medicine, Kluwer academic Publishers, London, 211-256, 2003.
23. Siegel, M., E., Siegel HJ.Radionuclide Synovectomy,In: Henkin RE, Bova D,Dillehay
24. Schneider P, Farahati J, Reiners C. Radiosynovectomy in rheumatology, orthopedics, and hemophilia. J Nucl. Med., 46:48S-54S., 2005.
25. Silberstein EB, Buscombe JR, McEwan A ve Taylor Jr. AT, Society of Nuclear Medicine Guideline for Palliative Treatment of Painful Bone Metastases, version 3.0. http://interactive.snm.org/docs/pg_ch25_0403.pdf
26. Işık, A., ve ark., “Nükleer Tıp Ders Kitabı” İstanbul Üniversitesi Yayını, Yayın No 5041, İstanbul, 1-13, 113-147, 2012.
27. Goldsmith SJ. Radioimmunotherapy of Lymphoma: Bexxar and Zevalin. Semin Nucl Med.; 40 (2): 35-122, 2010
28. Doğan, B., “Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri”, Bilim Yayınları, Ankara, 243-262, 267-297, 303-314, 319-329, 2006.
29. Görpe A, Cantez S., “Pratik Nükleer Tıp”, İstanbul, Nobel, 1-42 1992.

30. BERNIER, D.R., Christion, P.E., Langan, J.K., Wells, L.D.: Nuclear Medicine technology and techniques. 66-97, 1989.
31. Internatioanl Atomic Energy Agency (IAEA). Quality Control of Nuclear Medicine Instruments, Vienne, 1991.
32. Thomas KS, Neagley FL. Inflammatory Process and Tumor Imaging and Therapy. In: Christian PE, Watterstram-Rich KM, editors. Nuclear Medicine and PET/CT, Technologyand Techniques. 6th ed. Mosby-Elsevier, 616-620, 2007.
33. Bor, D., “Anger Kamera Teknolojisindeki Gelişmeler”. Turkish Journal of Nuclear Medicine, (1); 13-18, 1992.
34. Sprawls, P.. Physical principles of Medical Imaging. Apsen Publishers, Inc., 545p., USA., 1987.
35. Ercan M T, Çağlar M, Therapeutic Radiopharmaceuticals, Current Pharmaceutical Design, 6: 1085-1121. 2000.
36. Demir, M., “Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları”, Bayrak Ofset, İstanbul, 247-260, 2014.
37. Kıraç F. S., Yüksel D., “Radyasyon Biyolojisi”, Gültürk Ofset, Denizli, 53-64, 64-73, 2001.

ÖZGEÇMİŞ

Murat KÖSE 1985 yılında Mersin’ de doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini sırasıyla Adana ve Mersin’ de tamamladı. 2005-2006 eğitim öğretim yılında Erciyes Üniversitesi Yozgat Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünü kazandı ve 2010 Şubat döneminde mezun oldu. 2011 bahar yarıyılında Bozok Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalında yüksek lisans eğitimine başladı. Yüksek lisans eğitiminde ders dönemini Şubat 2012’ de tamamlayarak stajyer fizikçi olarak Bozok Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı’ nda uygulamalı pratik eğitimler yapmaya ve tez çalışmalarına başladı.

Mart 2013’ te Bozok Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı’ nda çalışmaya başladı ve halen çalışmaya devam etmektedir.

İletişim Bilgileri:

Adres: Bozok Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Nükleer Tıp A.D.
Merkez/Yozgat

e-mail: muratkose33@hotmail.com

Gsm: 546 263 91 84