

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ ENERJİ ENSTİTÜSÜ

**Cr-51 KULLANILARAK YAPILAN KARACİĞER SİNTİGRAFİSİ İÇİN
ÜÇ KRİTİK ORGANA İLİŞKİN DOZLARIN BELİRLENMESİ VE
MIRD METODU İLE KARŞILAŞTIRILMALI DEĞERLENDİRMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Özlem MARANCI

Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı

Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı

HAZİRAN 2016

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ ENERJİ ENSTİTÜSÜ

**Cr-51 KULLANILARAK YAPILAN KARACİĞER SİNTİGRAFİSİ İÇİN
ÜÇ KRİTİK ORGANA İLİŞKİN DOZLARIN BELİRLENMESİ VE
MIRD METODU İLE KARŞILAŞTIRILMALI DEĞERLENDİRMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Özlem MARANCI
(302131009)**

Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı

Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. A.Beril TUĞRUL

HAZİRAN 2016

İTÜ, Enerji Enstitüsü'nün 302131009 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Özlem MARANCI, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "Cr-51 KULLANILARAK YAPILAN KARACİĞER SİNTİGRAFİSİ İÇİN ÜÇ KRİTİK ORGANA İLİŞKİN DOZLARIN BELİRLENMESİ VE MIRD METODU İLE KARŞILAŞTIRILMALI DEĞERLENDİRMESİ" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. A.Beril TUĞRUL**

İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Mustafa DEMİR**

İstanbul Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Senem ŞENTÜRK LÜLE

İstanbul Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **02 Mayıs 2016**

Savunma Tarihi : **07 Haziran 2016**





Babama,



ÖNSÖZ

Bu Yüksek Lisans tez çalışması ile gerçekleştirilen çalışmalarla, dozimetrik deneysel bir araştırma yapılması amaçlanmış ve MIRD metodu kullanılarak hesaplanan teorik doz değerleri ile deneysel çalışmalar sınınanarak, önemli olabileceği düşünülen bir konuya katkıda bulunulmaya çalışılmıştır. Yapılan bu çalışmanın konu ilgililerine yardımcı olacağı umulmaktadır.

Yüksek Lisans eğitimim boyunca desteği ile bilgi ve tecrübesini benden eksik etmeyen, her koşulda beni destekleyen Saygıdeğer Hocam **Prof. Dr. A. Beril TUĞRUL**'a,

Deneysel aşamasında göstermiş olduğu desteklerinden dolayı Değerli Hocam TAEK-SSDL birimi koordinatörü Doç.Dr. Doğan Yaşar'a,

Yüksek lisans eğitimime katkılarından dolayı Değerli Hocalarım Prof.Dr. Filiz Baytaş, Prof.Dr. Nesrin Altınsoy, Prof.Dr. Sema Akyıl Erentürk, Prof.Dr. Nilgün D.Baydoğan, Doç.Dr.Sevilay Hacıyakupoğlu'na,

Deneysel çalışmalarına olan katkılarından dolayı Araş.Gör. Ertuğrul Demir'e,

Her koşulda beni destekleyen Anneme,

Eğitim hayatım boyunca en büyük destekçim olan Babama Teşekkür Ederim.

Mayıs 2016

Özlem Marancı
(Öğretim Görevlisi)



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xii
SEMBOLLER	xv
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xix
ŞEKİL LİSTESİ.....	xix
ÖZET	xxi
SUMMARY	xxv
1. GİRİŞ	1
2. NÜKLEER TIPTA SİNTİGRAFI UYGULAMALARI.....	5
2.1 Nükleer Tıp Uygulamaları.....	5
2.1.1 Tedavi yöntemleri	6
2.1.2 Tanı yöntemleri	6
2.2 Radyasyon Tanımı ve Sınıflandırılması	9
2.3 Radyasyonun Madde ile Etkileşimi.....	10
2.3.1 Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimi.....	11
2.3.2 Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşimi	11
2.3.2.1 Fotoelektrik olay	14
2.3.2.2 Compton saçılması.....	15
2.3.2.3 Çift oluşumu.....	16
2.4 Sintigrafisi.....	17
2.4.1 Sintigrafide kullanılan cihazlar	18
2.4.1.1 Gama kamera	18
2.4.2 Sintilasyon algılayıcıları.....	20
3. DOZİMETRİ	23
3.1 Dozimetri Tanıtımı	23
3.2 ALARA(As Low As Reasonably Achievable)	23
3.2.1 Zaman faktörü	24
3.2.2 Mesafe faktörü	24
3.2.3 Zırhlama faktörü	24
3.3 Dozimetrik Kavramlar.....	26
3.3.1 Akı	26
3.3.2 Kerma	28
3.3.3 Cema.....	28
3.3.4 Terma	29
3.4 Radyasyon Dozu	29
3.4.1 Aktivite doz birimi	29
3.4.2 Işınlanma doz birimi	30
3.4.3 Soğurulan doz birimi.....	30
3.4.4 Biyolojik doz birimi	31

3.4.4.1 Organ dozu tayini	31
3.4.4.2 Etkin (Efektif) doz değeri.....	33
3.5 Kritik Organ.....	34
3.6 Kritik Organ Dozu Tayininde Fantom Kullanımı	34
3.6.1 Fantom sınıflandırılması.....	35
3.6.1.1 Malzemelerine göre fantomlar	36
3.6.1.2 Biçimlerine göre fantomlar	37
3.6.1.3 Pozisyonlarına göre fantomlar.....	38
3.6.1.4 Özel fantomlar	40
3.6.1.5 Anatomik fantomlar.....	40
3.6.2 Torso fantom tanıtımı	41
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	43
4.1 Deneyde Kullanılan Torso Fantomun Tanıtımı.....	43
4.2 Deneyde Kullanılan Radyoizotopun Tanıtımı.....	44
4.2.1 Deneyde kullanılan radyoizotopun üretilmesi.....	45
4.3 Karaciğer Simülasyonu	47
4.4 Deneyde Kullanılan Cihazların Tanıtımı	49
4.4.1 PM1401K model kompakt sintilasyon dedektörü	49
4.4.2 Termo lüminesans dozimetre(TLD)	51
4.4.3 Hassas terazi	52
4.5 Deney Geometrisi	53
4.6 Deney Pozisyonlarının Tanıtımı.....	55
4.6.1 Doz hızı ölçümü pozisyonlamaları	55
4.6.2 Kümülatif doz ölçümü pozisyonlamaları	56
4.7 Deneylerin Yapılışı.....	58
4.7.1 Deneysel doz tayini çalışmaları.....	60
4.7.1.1 Doz hızları tayini	60
4.7.1.2 Kümülatif doz tayini	60
4.8 TLD Dozimetrelerinin Kalibrasyonu	60
4.9 TLD Dozimetrelerinin Değerlendirilmesi	60
5. DENEY SONUÇLARI	67
5.1 Doz Hızı Tayinine İlişkin Yapılan Deneylerin Sonuçları	67
5.1.1 Doz hızı tayinine ilişkin gonat için yapılan deneylerin sonuçları	67
5.1.2 Doz hızı tayinine ilişkin tiroit için yapılan deneylerin sonuçları	68
5.1.3 Doz hızı tayinine ilişkin beyin için yapılan deneylerin sonuçları	69
5.2 Kümülatif Doz Tayinine İlişkin Yapılan Deneylerin Sonuçları.....	70
5.2.1 Kümülatif doz tayinine ilişkin gonat için yapılan deneylerin sonuçları....	70
5.2.2 Kümülatif doz tayinine ilişkin tiroit için yapılan deneylerin sonuçları....	71
5.2.3 Kümülatif doz tayinine ilişkin beyin için yapılan deneylerin sonuçları....	72
5.3 Deney Sonuçlarının Mukayeseli Değerlendirmesi	73
5.3.1 Doz hızı değerlerinin mukayeseli değerlendirilmesi	73
5.3.1.1 Deney başlangıcında ulaşılan doz hızı değerlerinin mukayeseli	
değerlendirmesi	73
5.3.1.2 İki yarı ömür sonra doz hızı değerlerinin mukayeseli değerlendirilmesi	
.....	74
5.3.1.3 Üç yarı ömür sonra doz hızı değerlerinin mukayeseli değerlendirilmesi	
.....	75
5.3.1.4 Dört yarı ömür sonra doz hızı değerlerinin mukayeseli	
değerlendirmesi	76
5.3.1.5 Farklı süreçlerde doz hızı değerlerinin mukayeseli değerlendirilmesi.	76

5.3.2 Kümülatif doz deneylerinin mukayeseli değerlendirmesi.....	77
5.3.2.1 Bir gün sonra ulaşılan gonat kümülatif doz değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi.....	77
5.3.2.2 Bir hafta sonra kümülatif doz değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi.....	78
5.3.2.3 İki hafta sonra kümülatif doz değerlerinin mukayeseli değerlendirme si.....	79
5.3.2.4 Bir yarı ömür sonra kümülatif doz değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi.....	79
5.3.2.5. Farklı süreçlerde kümülatif doz değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi.....	80
6. MIRD METODU İLE YAPILAN ÇALIŞMALAR	81
6.1 MIRD Metodunun Tanıtımı	81
6.2 MIRD ile Dozimetrik Hesaplama Sonuçları	83
6.2.1 Cr-51 için aktivite hesabı	83
6.2.2 MIRD metodu kullanılarak doz hesabının yapılması.....	85
6.3 MIRD Metodu ile Hesaplama Sonuçları ile Deneysel Sonuçların Karşılaştırılması	86
7. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	89
KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ.....	97



KISALTMALAR

ALARA	: As Low As Reasonably Achievable
BOMAB	: Bottle Mamikin Absorber
BT	: Bilgisayarli Tomografi
CT	: Computed Tomography
ECC	: Element Correction Coefficient
GM	: Geiger- Muller
Gy	: Gray
IAEA	: International Atomic Energy Agency
ICRP	: International Comission on Radiological Protection
ICRU	: International Comission on Radiation Units & Measurements
IR	: Infrared
MIRD	: Medical Internal Radiation Dose
MR	: Manyetik Rezonans
NCRP	: National Council on Radiation Protection & Measurements
PET	: Positron Emission Tomography
PMT	: Fotoçoğaltıcı Tüp
rad	: Radiation Absorbed Dose
RCF	: Reader Calibration Factor
rem	: Roentgen Equivelant Man
SI	: International System of Units
SSDL	: Secondary Standard Dosimetry Laboratory
SPECT	: Single Photon Emission Computed Tomography
TAEK	: Türkiye Atom Enerjisi Kurumu
TLD	: Termolüminesans Dozimetre
TLD-100	: Termolüminesans Dozimetre-100
TRIGA MARK II	: Training Research Isotope Production General Atomic Model II



SEMBOLLER

A	: Aktivite
a	: Kesitsel Küre alanı
C	: Cema
D	: Soğurulan Doz
D_{T,R}	: Soğurulmuş Doz
E_{conv}	: Malzemenin dm kütlesinde yüklü parçacıklar tarafından kaybedilen enerji
E_f	: Kesitsel Küre alanına Giren Parçacıkların Toplam Enerjisi
E_T	: Ortama Transfer Edilen Ortalama Enerji
E_{kin}	: Ortama Transfer Edilen Kinetik Enerji
E_{total}	: Toplam Enerji
H_{T,i}	: Toplam Eşdeğer Doz Birimi
H_{T,R}	: Eş Değer Doz
I	: Radyasyon Şiddeti
K	: Kerma
λ	: Bozunma Sabiti
m	: Kütle
m_T	: Ortamın Ortalama Kütlesi
N	: Parçacık Sayısı
N_R	: Modifiye Faktörü
R	: Radyasyon Kaynağı ile Nokta arası Mesafe
t	: Zaman
T	: Terma
Q_R	: Kalite Faktörü
Q	: İyon Yükü
W_R	: Radyasyon Ağırlaştırma Faktörü
W_T	: Ağırlaştırılmış Doku Faktörü
W_{T,i}	: i.organ için Doku ağırlaştırılmış Faktörü μ : Kullanılan Zırh Malzemesinin Lineer Soğurma Katsayısı
x	: Kullanılan Zırh Malzemesinin Kalınlığı
Φ	: Akı
φ	: Parçacık Akı Oranı
ψ	: Enerji Akısı
Ψ	: Enerji Akı Oranı



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 3.1 : Sık kullanılan bazı malzemelerin lineer soğurma katsayıları.....	26
Çizelge 3.2 : Radyasyon kalite faktörleri	32
Çizelge 3.3 : Radyasyon birimlerinin eski ve yeni birimleri ile dönüşüm faktörleri	33
Çizelge 3.4 : Bazı doku ve organların ağırlık faktörleri	33
Çizelge 4.1 : Antropomorfik torso fantomun fiziksel özellikleri.	44
Çizelge 4.2 : Cr-51' in özellikleri	45
Çizelge 4.3 : İTÜ TRIGA MARK II eğitim ve araştırma reaktörü	45
Çizelge 4.4 : Işınlanan radyoizotopun özellikleri.....	45
Çizelge 4.5 : Deneyde kullanılan 20 adet Cr-51 paketçığının sırasıyla kütleleri, özgül aktivite ve 120saat geçtikten sonraki aktivite.	46
Çizelge 4.6 : PMK1401K Model Kompakt Sintilasyon Dedektörünün Genel Özellikleri	50
Çizelge 4.7 : Kritik organların hedef organa olan uzaklıkları.	54
Çizelge 5.1 : Gonat için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.	67
Çizelge 5.2 : Tiroit için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar	68
Çizelge 5.3 : Beyin için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar	69
Çizelge 5.4 : Gonat için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.	70
Çizelge 5.5 : Tiroit için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.	71
Çizelge 5.6 : Beyin için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.	72
Çizelge 6.1 : Denklem 6.4' deki parametre değerleri ve dolayısıyla hesaplanan ışınlama bitimindeki özgül aktivite değeri.....	84
Çizelge 6.2 : Kümülatif doz değerlerini normalize etmek için hesaplanan mikrosievert/MegaBequerel değerleri	85
Çizelge 6.3 : MIRD S- tablosu	85
Çizelge 6.4 : Denklem 6.6'dan hareketle hesaplanan kritik organ doz değerleri	86
Çizelge 6.5 : Organ dozları için yapılan teorik ve deneysel hesaplama sonuçları. ...	86



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Radyasyonun türüne göre sınıflandırılması.....	9
Şekil 2.2 : Radyasyonun enerjisine göre sınıflandırılması.	10
Şekil 2.3 : Radyasyonun kaynağına göre sınıflandırılması.	10
Şekil 2.4 : Elektromanyetik spektrum.	12
Şekil 2.5 : Fotoelektrik olayın şematik gösterimi.	14
Şekil 2.6 : Compton saçılması şematik gösterimi.	15
Şekil 2.7 : Çift oluşumunun şematik gösterimi..	16
Şekil 2.8 : Fotonun madde ile etkileşiminin enerjiye göre değişimi..	17
Şekil 2.9 : Gama kamera blok diyagramı..	19
Şekil 2.10 : Gama kamerada görüntü oluşumu.....	20
Şekil 2.11 : Çift başlı gama kamera ve hastanın çekim pozisyonlanması.	20
Şekil 3.1 : Radyasyon çeşitlerine göre kullanılan zırh malzemeleri.....	25
Şekil 3.2 : Fantomların sınıflandırılması.	36
Şekil 3.3 : Üç boyutlu bir su taşıyıcı fantomu	37
Şekil 3.4 : Çeşitli ayırık organ veya vücut bölgesi fantomları.....	38
Şekil 3.5 : Oturan bir fantom.	39
Şekil 3.6 : Özel Bomab fantomu.....	40
Şekil 3.7 : Rando fantomlar	41
Şekil 3.8 : Antropomorfik torso fantom	42
Şekil 4.1 :Deneylerde kullanılan Antropomorfik Torso fantom.....	44
Şekil 4.2 : İTÜ TRIGA MARK II Eğitim ve Araştırma Reaktörü.	46
Şekil 4.3 : İTÜ TRIGA MARK II Eğitim ve Araştırma Reaktörü kalp bölgesi.....	47
Şekil 4.4 : Benchmark metodu ile markalama.....	48
Şekil 4.5 : Karaciğer Benchmark simülasyonu.....	48
Şekil 4.6 : Cr-51 paketçiklerinin karaciğer üzerine yerleştirilmesi	49
Şekil 4.7 : PM1401K polimaster dedektörün görüntüsü..	51
Şekil 4.8 : Deneylerde kullanılan hassas terazi.	53
Şekil 4.9 : Torso fantom üzerinde kaynak ve hedef organla.	53
Şekil 4.10 : Kaynak ve hedef organların geometrisi.	54
Şekil 4.11 : Gonad için doz hızı ölçümüne ilişkin pozisyonlama.....	55
Şekil 4.12 : Tiroit için doz hızı ölçümüne ilişkin pozisyonlama.	55
Şekil 4.13 : Beyin için doz hızı ölçümüne ilişkin pozisyonlama.....	56
Şekil 4.14 : Gonata yerleştirilen TLD'lerin pozisyonlaması.	56
Şekil 4.15 : Tiroite yerleştirilen TLD'lerin pozisyonlaması.....	57
Şekil 4.16 : Beyine yerleştirilen TLD'lerin pozisyonlaması.	57
Şekil 4.17 : Fantom üzerine konumlandırılan TLD'lerin topluca pozisyonlama gösterimi	58
Şekil 4.18 : Kromik asit paketçiklerinin (ışınlamadan önceki) görünümleri	59
Şekil 4.19 : TLD krisallerinin görüntüsü.	61
Şekil 4.20 : Cs-137 kaynağı ve TLD'lerin yerleştirildiği aparat	62
Şekil 4.21 : TLD'nin kalibrasyonları için Cs-137 kaynağı tarafından ışınlanması. ..	62
Şekil 4.22 : TLD okuyucu.	63

Şekil 4.23 : TLD okuyucusunda TLD kristalinin yerleştirildiği bölge.....	63
Şekil 4.24 : Kalibrasyonu yapılan ve paketlenip numaralandırılan TLD'ler.....	64
Şekil 5.1 : Gonat için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar	68
Şekil 5.2 : Tiroit için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar	69
Şekil 5.3 : Beyin için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar	70
Şekil 5.4 : Gonat için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.....	71
Şekil 5.5 : Tiroit için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.	71
Şekil 5.6 : Beyin için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.....	72
Şekil 5.7 : Gonat, Tiroit ve Beyin için Deney Başlangıcına İlişkin doz hızı tayinine ilişkin Mukayese Grafiği.....	73
Şekil 5.8 : Gonat, Tiroit ve Beyin için İki Yarı Ömür Sonra Ölçülen doz hızlarına ilişkin Mukayese Grafiği.....	74
Şekil 5.9 : Gonat, Tiroit ve Beyin için Üç Yarı Ömür Sonra Ölçülen doz hızlarına ilişkin Mukayese Grafiği.....	74
Şekil 5.10 : Gonat, Tiroit ve Beyin için Dört Yarı Ömür Sonra Ölçülen doz hızlarına ilişkin Mukayese Grafiği.....	75
Şekil 5.11 : Gonat, Tiroit ve Beyin için Dört Farklı Süreçlerde Ölçülen doz hızlarına ilişkin Mukayese Grafiği.....	76
Şekil 5.12 : Gonat, Tiroit ve Beyin için Bir Gün Sonrasına İlişkin Kümülatif doz tayinine ilişkin Mukayese Grafiği.....	77
Şekil 5.13 : Gonat, Tiroit ve Beyin için Bir Hafta Sonrasına İlişkin Kümülatif Doz Tayinine İlişkin Mukayese Grafiği	77
Şekil 5.14 : Gonat, Tiroit ve Beyin için İki Hafta Sonrasına İlişkin Kümülatif Doz Tayinine İlişkin Mukayese Grafiği	78
Şekil 5.15 : Gonat, Tiroit ve Beyin için Bir yarı ömür Sonrasına İlişkin Kümülatif Doz Tayinine İlişkin Mukayese Grafiği.	79
Şekil 5.16 : Gonat, Tiroit ve Beyin için Farklı Süreçlerde Ölçülen Kümülatif Dozlara İlişkin Mukayese Grafiği	79
Şekil 6.1 : Teorik ve deneysel doz değerlerinin tiroit için mukayeseli değerlendirilmesi.....	87
Şekil 6.2 : Teorik ve deneysel doz değerlerinin gonat için mukayeseli değerlendirilmesi.....	87
Şekil 6.3 : Gonat ve tiroit için teorik ve deneysel doz değerlerinin bir arada mukayeseli değerlendirilmesi	88

Cr-51 KULLANILARAK YAPILAN KARACİĞER SİNTİGRAFİSİ İÇİN ÜÇ KRİTİK ORGANA İLİŞKİN DOZLARIN BELİRLENMESİ VE MIRD METODU İLE KARŞILAŞTIRILMALI DEĞERLENDİRMESİ

ÖZET

Bu yüksek lisans tez çalışmasında Cr-51 gama radyoaktif elementi kullanılarak karaciğerin sintigrafik olarak görüntülenmesine ilişkin kuramsal bir dozimetrik çalışma yapılmıştır. Bu bağlamda, kaynak organ olarak belirlenmiş olan karaciğerden, seçilen kritik organlara ilişkin ölçümlenen dozların değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Deneysel çalışmaların insan üzerinde yapılmasının zorluğu ve oluşturabileceği riskler göz önüne alınarak, fantom kullanılarak deneylerin gerçekleştirilmesi yoluna gidilmiştir. Bu amaçla, deneylerin gerçekleştirilebilmesi için öncelikle insan dokusuna eş değer yoğunlukta olan *phantom* malzemesi kullanılması benimsenmiştir. Bu bağlamda, bu Yüksek Lisans Tezinin deneysel kısmı için *Antropomorfik Torso Phantom*'un deneylerde kullanılması tercih edilmiştir.

Kritik organların doz ölçümleri kümülatif olarak incelenmiştir. Ayrıca kritik organların saatteki absorbladıkları doz değerleri bir başka deyişle doz hızlarında incelenmiştir. Bir diğer deyişle, belirli sürelerde doz hızı değerleri ile ve organların belirli sürelerde maruz kaldığı kümülatif dozların belirlenmesi için farklı deneysel çalışmalar yapılmıştır.

Deneyin doz hızlarının belirleme aşamasında sintilasyon dedektörü kullanılırken, kümülatif doz belirleme aşamasında Termoluminesans dozimetreler (TLD) kullanılmıştır. TLD dedektörler, genel olarak dozimetrik amaçlı kullanılan aparatlardır. Direkt olarak soğurulan dozu ölçmek için kullanılmaktadırlar. TLD dozimetreleri radyasyona maruz kaldıklarında dozsız açıdan geniş aralığı algılamaktadırlar. Bu Yüksek Lisans tezinde yapılan deneylerde, doku eş değeri yüksek duyarlılıkta olan kart çip şeklindeki Lityum Florür (LiF) (TLD 100) dedektörleri kullanılmıştır. Bu dedektörler Türkiye Atom Enerjisi Kurumu- Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezinden elde edilmiştir.

Bu çalışmada kuramsal olarak karaciğer sintigrafisi yapılmış olup, karaciğer sintigrafisine ilişkin deneysel bir çalışma yapılmıştır. Deneyde kullanılan Cr-51 gama radyoizotopunun yerleştirildiği organ karaciğer, kaynak organ olarak belirlenmiştir. Hedef organ olarak ise etkilenmesi önemli olacağı düşünülen beyin, tiroit ve gonatlar tayin edilmiştir. Esas itibarıyla bu çalışma birkaç aşamadan oluşmaktadır.

Bu çalışmada öncelik, çalışmada kullanılacak radyoizotopun belirlenme aşamasıdır. Karaciğer sintigrafisinde genel olarak Tc-99m radyoizotopu kullanılmaktadır. Cr-51 gama radyoizotopu ise genellikle dalak sintigrafisinde kullanılmaktadır. Fakat bu çalışmada, kuramsal olarak yüksek enerjili Cr-51 gama radyoizotopunun kullanımıyla bir karaciğer sintigrafisi yapılmış olsaydı, burada kullanılan aktivite

değerindeki Cr-51 radyoizotopunun kritik organlara olan dozsal etkisinin nasıl olacağı araştırılmıştır. Bunun yanı sıra Cr-51 gama radyoizotopu gibi yüksek enerjiye sahip olan diğer radyoizotopların kullanılması durumunda bu çalışma neticesinde bir analogi yapılması da mümkün hale getirilmiştir. Bu sebeple, bu çalışmada yüksek enerjili ve uzun yarı ömürlü olan gama aktif Cr-51 radyoizotopu kullanılmaya karar verilmiştir.

Bu radyoizotopun eldesi için Kromik Asit (H_2CrO_4) bileşiğinden faydalanılmıştır. Bu bileşik, İTÜ TRIGA MARK II Eğitim ve Araştırma Reaktörü'nde 15 dakika boyunca 250 KW güçte merkezi ışınlama tüpünde ışınlanarak (n, γ) reaksiyonu ile Cr-51 radyoizotopu elde edilmiştir. Daha sonra elde edilen bu radyoizotop karaciğer sintigrafisi amacıyla Antropomorfik Torso fantomun karaciğerine benchmark modeli ile yerleştirilmiştir.

Daha sonra fantoma yerleştirilen Cr-51 radyoizotopunun kritik organlar üzerindeki ilk etkileri doz hızları bağlamda ve uzun vadede etkisi için ise kümülatif bağlamda deneysel olarak ölçülmüştür. Kritik organların doz hızı değerleri sintilasyon dedektörü kullanılarak, absorbladıkları kümülatif doz değerleri ise Termo Lüminesans Dozimetreler (TLD) kullanılarak ölçümlenmiştir.

Deneyin doz hızlarının ölçümü aşamasında Cr-51 radyoizotopunun; başlangıçta, ikinci yarı ömür, üçüncü yarı ömür ve dördüncü yarı ömürdeki dozimetrik etkileri incelenmiştir. Kullanılan dedektör, sintilasyon dedektörüdür ve radyoizotopun kritik organlar üzerindeki ölçümlene anındaki etkisini ölçmek için kullanılmıştır. Elde edilen doz hızları ile her bir kritik organ için etkin doz hız değerleri gözlemlenmiş ve bunlarla ilgili sonuçların mukayesesi yapılmıştır.

Diğer bir aşama ise radyoizotopun oluşturduğu kümülatif etkilerin (TLD dozimetreleriyle) gözlemlenmesidir. 20 adet TLD TAEK-Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezinin Metroloji biriminden alınmıştır ve alınmadan önce her birinin kalibrasyonu yapılmıştır. Kalibrasyonu yapılan TLD'ler den 5 tanesi beyine, 4 tanesi tiroite, 5 tanesi gonata ve 6 tanesi de doğal ortam sayımı (background) almak üzere yerleştirilmişlerdir. Daha sonra her bir kritik organdan 1 günde, 7 günde, 15 günde ve 1 yarı ömürde tek tek alınan Termolüminesans dozimetreler TAEK-SSDL biriminde okunmuştur. Okunan değerlerden doğal ortam sayımı (background) doz okumaları çıkarılmıştır. Neticede mGy biriminde kümülatif dozlar elde edilmiştir ve kritik organların maruz kaldığı dozlar deneysel olarak gözlemlenebilmiştir.

Deneyin bir diğer aşamasında ise doz hızları ve kümülatif anlamda ölçülen dozların kendi içlerinde mukayeseli değerlendirilmesi yapılmıştır. Neticede kritik organların kaynak organlara olan uzaklıklarıyla ilişkili olarak absorbladıkları dozların kendi içinde mantıklı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. *Ters Kare Kanunu* ilkesi ile ilgili olarak doz; noktanın radyasyon kaynağına olan uzaklığının karesi ile ters orantılı olarak azalma gösterdiğinden kritik organların absorbladığı doz miktarı da bu bağlamda kabul edilebilir doz değerleri vermiştir.

Bu çalışmalardan ayrı olarak, yapılan deneyler neticesinde elde edilen deneysel doz değerlerinin sınanması için teorik olarak doz hesabı yoluna gidilmiş ve bu amaçla MIRD metodu ile hesaplamalar yapılmıştır. Böylelikle, ulaşılan deneysel ve teorik doz değerlerinin kıyaslanması mümkün olmuştur. Deneysel doz değerleri olarak kritik organların absorbladıkları kümülatif doz değerleri dikkate alınmış olup MIRD metodu ile kıyaslanması yapılabilmektedir.

Karaciğer üzerine yerleştirilen Cr-51 gama radyoizotopunun kritik organlar üzerinde oluşturdıkları dozların teorik olarak hesabı, MIRD (Medical Internal Radiation Dose) metodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. MIRD S-tabloları kullanılarak Cr-51 için kaynak organ olan karaciğerden hedef organlar olan tiroit ve gonata ilişkin teorik doz değerleri hesaplanabilmektedir. (Beyin için S değerleri tablolarında yer almadığından yalnızca bu iki organ dikkate alınmıştır.) Böylelikle, Cr-51 için S değerleri kullanılarak tiroit ve gonatın teorik olarak saatte absorbladıkları doz miktarları mGy biriminde MS Excel programı yardımı ile hesaplanmıştır.

Neticede, deneysel ve teorik doz değerleri arasında fark kıyaslaması yapılmıştır ve yapılan fark hesabı sonucunda da, deneysel ve teorik hesaplamalar arasındaki farkın kabul edilebilir seviyelerde olduğu gözlemlenmiştir.





DOSE ASSESMENT OF THREE CRITICAL ORGANS FOR LIVER SCINTIGRAPHY WITH USING Cr-51 AND THE COMPARISON WITH MIRD METHOD

SUMMARY

In this Master thesis, a theoretical dosimetric study was performed by using Cr-51 gamma radioisotope on liver scintigraphy. In this context, the source organ is determined as liver and the evaluation of measuring doses from source organ to selected three critical organs (thyroid, gonad and brain) is aimed.

The phantom materials used have in the equivalent density of human tissue in order to perform this operation. In that respect, an Antropomorphic Torso phantom has been preferred in the experiments. The measurements of critical organs' doses were examined in two stages as acute and chronic doses.

The dose measurements of critical organs was determined as cumulative dose. Moreover, the dose rate of critical organs was examined. The dose rate of critical organs is referred to the absorbed dose values of critical organs per hour. In other words, different experimental studies was utilized for dose rate assesment and cumulative dose assesment.

In the phase of dose rate evaluation of the experiments, a scintillation dedector with Cs(Tl) crystals was used. Thermoluminescent dosimeters (TLD) were used for cumulative dose assesment. Thermoluminescent dosimeters are generally preferable apparatus for dosimetric purposes. They are used to measure absorbed dose directly. Thermoluminescent dosimeters detect a wide range of dose when they are exposed to radiation.

In the experiments, Lithium Filorid (LiF) (TLD-100) dedectors which were provided from Turkish Atomic Energy Authority – Çekmece Nuclear Research and Training Center were used. These Thermoluminescent dosimeters have high sensitivity for tissue and tissue equivalent materials. They were shaped as chip cards.

In this work, the theoretical liver scintigraphy was utilized. Because of that, Cr-51 radioisotope was put on liver and in this context, liver is appointed as source organ while brain, thyroid, and gonads has been appointed as the critical target organs. The selection of critical organs were as a result of the literature search. Essentially, this study consists of several stages.

First priority of the study was determination of which radioisotope is going to be used in the study. Actually, for the liver scintigraphy, Tc-99m radioisotope is generally preferred. Cr-51 gama radioisotope is generally used for spleen scintigraphy. However, in this study Cr-51 gamma radioisotope was decided to be used for liver scintigraph due to its high energy and long half life. Therefore, an analogy can be done for radioisotopes which have this energy and half life

Chromic Acid (H_2CrO_4) compound was utilized for the experimental application. It was irradiated in central thimble of Istanbul Technical University TRIGA MARK- II

Research and Training Reactor at 250 kW for 15 minutes. Therefore, Cr-51 was created by (n, γ) reaction in the reactor. Afterwards, packages of the radioisotope were placed on liver of Antropomorphic Torso Phantom to simulate the liver scintigraphy.

Afterwards, dose rate and cumulative doses on critical target organs due to Cr-51 gamma radioisotope on liver were observed. The dose rate values of critical organs was measured by scintillation dedector.

The dosimetric effects of Cr-51 were measured at the beginning of the experiments, at the second half lives, at the third half lives and at the fourth half lives of the radioisotope. Effective dose values were measured for each critical organs and their results were compared with each other.

Another stage of the experiment is determination of cumulative effects that are caused by the Cr-51 on the critical target organs by using Thermoluminescent dosimeters. 20 Thermoluminescent Dosimeters (TLD) had been taken from Turkish Atomic Energy Authority - Çekmece Nuclear Research and Training Center - Secondary Standart Dosimetry Laboratory.

Thermoluminescent dosimeters (TLD) were calibrated and 5 of them were placed to brain, 4 of them were placed to thyoid, and 5 of them were placed to gonads. Additionally, 6 TLD dosimeters were positioned far from the phantom to measure background level.

For cumulative dose evaluation, one TLD was taken from each critical organ after 1 day, 7 days, 15 days, and 1 half life. Thermoluminescent dosimeters were read in Turkish Atomic Energy Authority - Çekmece Nuclear Research and Training Center - Secondary Standart Dosimetry Laboratory. Net counts were calculated and consequently, cumulative doses were obtained in mGy units and the exposure dose of critical organs were observed successfully.

Afterwards, dose rate and cumulative doses were compared. As a matter of fact the radiation dose decreases with increasing square of distance from point to radiation source. This situation is called as *The Inverse Square Law* in radiation physics. On account of this, the distance between critical organs and source organ is significant in terms of dose distribution. With respect to the inverse square law from the minimum dose to the maximum dose critical organs should be observed as brain, gonads and thyroid. In this context, the brain has the minimum dose and gonat absorbed dose is followed it, critical organ thyroid has the maximum dose via distance to source organ liver.

In additional of the experimental study, theoratical dose levels were calculated by the MIRD (Medical Internal Radiation Dose) method for the target organs. MIRD tables give the S values which, depend on the relation between target organs and source organs. Therefore, theoratical doses of critical organs can be calculated successfully and can be evaluated for target organs. Theoratical and experimental dose values were compared and the differences were calculated by using MS Excel programme. It was understood that the difference between experimental and theoratical dose values were so closed to each other. Therefore, it can be said that the experiment was a success.

Consequently, it can be said that Cr-51 gamma radioisotope is an applicable radioisotope for liver scintigraphy in spite of its high gamma energy and long half-life than others applicable radioisotopes in nuclear medicine. Furthermore,

Antropomorphic Torso Phantom was an appropriate phantom for the simulation of the equivalent density of human body. The results showed that dose levels on critical organs (thyroid, gonad and brain) were acceptable for liver scintigraphy by using Cr-51 gamma radioisotope.





1. GİRİŞ

Diğer bilim alanlarına göre nispeten yeni olan nükleer bilimler, yirminci yüzyıl boyunca gelişerek, günümüzde yaşamın birçok alanında yaygın şekilde kullanılmaktadır. Atom çekirdeğinin parçalanması ve bunun sonucu ortaya çıkan büyük enerjinin, elektrik enerjisi üretiminde kullanılmasıyla da önemli bir aşama kaydedilmiş bulunmaktadır.

Sir James Chadwick tarafından 1932’de nötronun keşfinden sonra, 1939’da atomun parçalanması ve dolayısı ile fisyon olayının keşfi ile büyük bir enerjinin açığa çıktığı keşfedilmiştir. II. Dünya Savaşı sırasında nükleer bilimler hızla gelişmiş, 1943’te ise ilk kontrollü zincir reaksiyonu gerçekleştirilmiştir.

II. Dünya savaşıdan sonra atom enerjisinin barışçıl kullanımı öne çıkmış ve elektrik üretimi amaçlı kullanımın yanı sıra farklı alanlarda kullanımlar gerçekleştirilmiştir. Böylelikle, nükleer enerji 20 yıl gibi nispeten kısa bir sürede temel prensiplerden pratik uygulama aşamasına geçirilebilmiştir. Önemli nükleer teknoloji uygulamaları olarak; tıpta, endüstride, tarım ve hayvancılık ile arkeometrik alanlarda gerçekleştirilen uygulamalar sayılabilir (Mettler, 2008). Bir başka deyişle, nükleer teknoloji; nükleer enerji santralleri ile elektrik üretiminin yanısıra nükleer uygulamalar bağlamında farklı alanlarda nükleer enerjinin kullanımını kapsamaktadır.

Aynı zamanda, nükleer teknoloji, ileri bir teknoloji olup, diğer ileri teknolojilerin de gelişimine yardımcı olmuştur. Bu bağlamda, nükleer teknoloji; uzay teknolojisi, nano teknoloji, savunma teknolojisi ve hidrojen teknolojisinde de kullanılan ve söz konusu ileri teknolojileri destekleyen bir nitelik taşımaktadır.

Nükleer teknolojinin gelişimiyle, nükleer reaktörlerin kullanımı ve bu reaktörlerin yaygınlaşmasından sonra, doğada var olan doğal radyoizotopların yanı sıra yapay radyoizotopların üretilmesi de mümkün olmuştur. Yapay radyoizotopların üretilmesi, çalışılacak radyoizotopları çeşitlendirmiş ve amaca uygun özelliklere sahip radyoizotoplarla çalışılabilme olanağını mümkün kılmıştır. Ayrıca,

nükleer teknolojinin gelişimiyle, radyoizotop kaynaklardan yayımlanan gama ışınlarının yanı sıra radyasyon cihazları ile üretilen yine enerjistik bir elektromanyetik ışın olan X-ışınları da farklı amaçlarla kullanılmaya başlanmıştır (Bilge, 1985; Bilge ve Tuğrul, 1990) .

Zaman içerisinde geliştirilen nükleer tekniklerden tıp ve endüstri uygulamalarının hızlı gelişim gösteren alanlar olduğu söylenebilir. Her alandaki uygulamaların kendine has uygulama farklılıkları ile ihtisaslaşarak gelişim gösterdiği gözlenmektedir. Nükleer tekniklerin endüstriyel uygulamaları hayli farklı amaçlarla olabilmektedir. Ayrıca, hayli farklı sektörlerde de kullanılabilirler. Bu sektörler arasında; demir-çelik sektörü, kağıt sektörü, gemcilik sektörü, enerji sektörü, otomotiv sektörü ve tekstil sektörü belli başlı sektörler olarak sayılabilir (Url-1, 2015).

Görüldüğü gibi nükleer teknikler hayli farklı alanlarda ve farklı sektörlerde kendilerine kullanım alanları bulmuş durumdadır. Halen de uygulama alanları çeşitlenerek genişlemektedir.

Nükleer tekniklerin tercih edilmişlerinin başlıca sebepleri olarak; çeşitli ürün ve elemanlara uygulanabilir olmaları, tahribatsız yöntemler olmaları ve çoğu kez malzemeye temas olmadan uygulanabilmeleri, malzeme iç yapısı hakkında bilgi verebilmeleri, hassas ve kesin sonuç vermeleri, çoğu kez alternatifsiz olmaları, çabuk ve hızlı sonuç vermeleri sayılabilir.

Nükleer teknoloji ve nükleer teknikler birçok alanda olduğu gibi sağlık alanında önemli gelişmelerin önünü açmıştır. Belirtilen avantajları bağlamında, nükleer teknolojinin ve nükleer tekniklerin tıpta kullanımı ve gelişimi çok hızlı olmuş ve tıpta teşhis ve tedavide yeni ufuklar açmıştır. Tıp alanında nükleer teknikler kullanılarak vücut üzerinde herhangi bir operasyon olmaksızın vücudun biyolojik, anatomik ve fizyolojik yapısıyla ilgili gerekli bilgilerin edinilmesi sağlanmıştır. Bu sebeple nükleer teknikler sağlık alanı açısından en önemli gelişmelerden biri olarak kabul edilmektedir. Uygulanan klasik prosedürlere göre daha çok tercih edilmektedirler ve sağladığı faydalara göre maliyetleri de düşük olmaktadır (Kısınma, 2014).

Nükleer teknikler tıp biliminin iki önemli işgal konusu olan teşhis ve tedavi uygulamalarına başarı ile hizmet verebilmektedir. Hatta bu gelişim o kadar büyük

boyutlara ulaşmış bulunmaktadırdır ki, günümüzde nükleer tekniklerin en yaygın ve gelişkin şekilde uygulandığı alan tıptır denebilir.

Nükleer tekniklerin tıpta tedavi amaçlı kullanımları, özellikle kanser tedavisi için önerilmekte ve yaygın şekilde de kullanılmaktadır. Bu bağlamda, radyasyon kaynağı olarak esas itibariyle beta işımları kullanılmaktadır. Ancak, elektron, X-işını ve nötronların kullanımı da söz konusu olabilmektedir. Bu uygulamalarla, kanserli dokuların yok edilmesi veya en azından küçültülmesi amaçlanmaktadır (IAEA,2013; Bravimve ark.,2011).

Nükleer tekniklerin tıpta teşhis amaçlı kullanımları, son yıllarda çok gelişmiş ve de yaygınlaşmıştır. Ayrıca, farklı ve yeni tekniklerin versiyonlarıyla geliştirilmesi günümüzde de devam etmektedir. Teşhis amaçlı kullanılan bazı yaygın teknikler arasında; sintigrafi, talyum testi, röntgen çekimi, tomografi çekimleri, pozitron emisyon tomografisi sayılabilir (Url-1, 2015).

Tıp uygulamalarında, radyasyona maruz kalan objenin insan olması nedeniyle, verilecek doz son derece önem arz etmektedir. Bir başka deyişle, dozimetri ve dozimetrik çalışmalar önemle üzerinde durulması gerekli konular olmaktadır. Özellikle de teşhis amaçlı uygulamalarda tamamen sağlıklı bir kişiye doz veriliyor olunmasından ötürü, olabilecek riskin düşük tutulması ve uygulamalarda dikkat edilmesi gerekenlerin bilinmesi vazgeçilmez bir önem taşımaktadır.

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında, teşhis amaçlı kullanılan bir teknik olan sintigrafi tekniğinin Krom-51 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak karaciğer sintigrafisi uygulamasında gonad, tiroit ve beyinin maruz kalacağı dozların, Antropomorfik Torso fantom kullanılarak belirlenmesi ve değerlendirilmesi amaçlanmıştır.



2. NÜKLEER TIPTA SİNTİGRAFI UYGULAMALARI

Nükleer tıp uygulamaları nükleer teknolojinin kullanımının gelişmesiyle birlikte yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Burada teşhis amaçlı olarak genelde radyoaktif izleyiciler kullanılmakta ve bu izleyicinin vücutta gösterdiği dağılım ve konsantrasyonu ile ilgili bilgi edinmek mümkün olmaktadır. Bu bağlamda, dış radyasyon dedektörü ile bu işlemin ölçümü ve takibi yapılabilmektedir (Varga, 2012). Burada önemli olan husus; nükleer tıpta kullanılan radyoaktif izleyicinin, ortamın fiziksel, biyolojik ve kimyasal özelliklerini bozmayacak şekilde seçilmesi ve hasta vücuduna verilmeden önce hastanın maruz kalacağı doz hesabı yapıp bu doz değerlerinin mümkün olduğunca düşük seviyelerde tutulmasının sağlanması olmaktadır.

Nükleer tıpta, radyofarmasötik olarak adlandırılan elemanlar kullanılmakta ve bu maddeler radyoaktif izleyici ile taşıyıcı molekülden oluşmaktadır. Bu izleyici ve taşıyıcı molekülün kimyasal ve fiziksel açıdan birbirlerinin yapısını bozmaması ve birbirleriyle herhangi bir etkileşime girmemesi önem arz etmektedir. Kullanılan uygun radyofarmasötiklerdeki radyoaktif izotoplardan yayılan gama radyasyonunun dağılımı gama kamera aracılığı ile tespit edilmektedir. Bu dağılımlar neticesinde fonksiyonel anlamda görüntüler elde edilmiş olmaktadır. Ancak, genellikle yüksek uzaysal çözünürlük elde edilememektedir. Nükleer tıp teknikleri biyokimyasal ve fizyolojik işlevlere dair bilgi sağlamaktadırlar. Bu bağlamda, nükleer tıp teknikleri; tanı ve tedavi uygulamaları olarak başlıca iki gruba ayrılmaktadır (Chen ve ark., 2007).

2.1 Nükleer Tıp Uygulamaları

Nükleer Tıp uygulamaları başlıca iki başlık altında incelenebilir. Bunlar;

- Tedavi Yöntemleri
- Tanı Yöntemleri

olmaktadır.

2.1.1 Tedavi yöntemleri

Radyofarmasötikler, çoğu kez tanısal amaçlı kullanılmakta olup bazı hastalıkların tedavisinde de kullanımı mümkündür. Genel olarak tiroid ve prostat kanserleri, karaciğer tümörleri, nöroendokrin tümörler, hipertiroidizm, polistemia vera denilen kanda anormal kırmızı hücre artışı ve kemik kanseri ağrılarında kullanımı mümkündür. Bu sayede güvenli, ağrısız bir şekilde vücudun herhangi bir bölgesinin görüntülenmesini ve hastalıkların tedavisini sağlayan bir tıp branşı olarak literatürde yerini almaktadır. Nükleer tıp tanısal radyolojiden daha farklıdır. Zira, burada herhangi bir organın yapı ve fonksiyonu hakkında bilgi sahibi olunurken tanısal radyolojide anatomik bilgiler edinmek mümkün olmaktadır (Url-2, 2015).

Yüksek dozda radyasyon vücutta istenmeyen hücrelerin ölümünü sağlamak üzere kullanılabilir. Böylelikle, zararlı hücrelerin öldürülmesi sağlanarak hasta tedavisinde radyasyon kullanımı mümkün olmaktadır. Vücuda radyasyon alımı genellikle dışarıdan veya internal yolla da (yutarak veya damar içine enjeksiyonla) verilebilir. Vücuda bu yollarla verilen radyoaktif madde tümörlü doku bölgesinde birikmekte ve buradaki hücrelerin ölmesini sağlamaktadır. Bu etkinin gerçekleştirilebilmesi için kullanılan radyofarmasötiklerin uygun yarı ömürlü olması ve tümör içerisinde yeterli süre kalması gerekmektedir. Tedavi amaçlı kullanılan radyoaktif maddeler içinde yaygın olarak Y-90, Lu-177 ve I-131 bulunmaktadır (Demir, 2011; Altınsoy,2014). Bu radyoaktif maddeler beta ışını yayma özelliği göstermektedir. Beta ışınının menzilinın kısa oluşu ve tümör dışına çıkmadığından sağlıklı dokuyu tahrip etmeme özelliği bu tekniğin kullanılmasında avantaj oluşturmaktadır (Kısınma, 2015).

2.1.2 Tanı yöntemleri

1895 senesinde Roentgen tarafından X ışınlarının keşfi ile tıpta tanı amacıyla uygulanan yöntemler gelişmeye başlamıştır. Bu keşiften sonra, radyoloji alanı hızlı bir şekilde gelişmiştir. 1950'lerde kateter anjiyografisi, 1960'larda nükleer tıp, 1970'lerde ultrason ve BT, 1980'lerde manyetik rezonans görüntülemesi, pozitron emisyon tomografisi ve girişimsel radyoloji, 1990'ların başında multidedektör BT ve ultrafast MR teknikleri, 1990'ların sonlarında ise fonksiyonel ve moleküler görüntüleme alanları gelişmiştir. Tüm bu yöntemlerde hastaya farklı miktarlarda radyasyon dozu uygulanmaktadır. Bu uygulamalarda, hasta radyasyona maruz kalır

ve hastaya herhangi bir operasyon uygulanmadan vücut içi bilgisi alınabilir. Bu nedenle de bu uygulamalar tercih edilen yöntemler olmaktadır. Tanı yöntemleri sayesinde hastanın tedavi yönteminin ne şekilde olacağına çok daha net şekilde karar verilebilmektedir (Chen ve ark., 2007).

X-ışını ile görüntüleme, geleneksel tanı yöntemleri içerisinde yer almaktadır ve ilk nükleer teknik uygulamasıdır. X-ışınlarının kullanımı insan anatomisinin, özellikle kemik yapısının görüntülenmesini sağlamanın yanında tedavi yöntemlerinin geliştirilmesine de katkıda bulunmuştur (IAEA,2007).

Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle X-ışını ile görüntüleme daha kullanışlı ve daha yararlı bir hale gelmiştir. Vücudun kesitsel olarak görüntüsünü veren "Tomografi" tekniği de geliştirilmiş olup, takiben radyoaktif izotopların kullanımıyla birçok teknik de gelişme göstermiştir.

Bir objenin birçok açıdan görüntüsünün kesitler halinde alınması ve alınan bu kesitlerden bilgilerin toplanması aşaması Tomografi tekniği olarak adlandırılmaktadır. Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography/CT)'de, çalışılan objenin X-ışını demeti zayıflamasının ölçümlerinden alınan bilgiler, görüntüyü oluşturmak için kullanılmaktadır.

Tomografi teknikleri, yüksek kaliteli kesitsel görüntüler verdiği için tanı ve araştırmalar için en iyi yöntemler arasında yer almaktadır. Verilen radyasyon dozuna karşılık, yumuşak dokuların daha iyi görüntülenmesini sağlayan yüksek kontrast ve ayırma gücü bu tekniğin avantajı olarak kabul edilmektedir (Demir, 2011).

Tomografi tekniği temel olarak iki ana başlık altında incelenebilir. Bunlardan biri "Transmisyon Tomografi" iken diğeri ise "Emisyon Tomografi"dir. Transmisyon tomografisinde vücudun yaydığı X-ışınlarının oluşturduğu görüntü incelenirken emisyon tomografisinde gama ışını yayan radyoaktif izotoplar kullanılmaktadır. Emisyon tomografisinde kendi içerisinde SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) ve PET (Positron Emission Tomography) olarak iki ana başlıkta incelenebilmektedir.

Radyoizotop izleyici molekül SPECT ile görüntüsü alınacak hastaya damar yolu ile verilmektedir. Bu molekül, bazı metabolik fonksiyonlara katılmakta ve radyoizotoplardan gama ışını yayınlanmaktadır (Nuyts, 2013). Bu yöntemde hastaya verilen gama yayıcı radyoizotopun hasta vücudundaki grafik dağılımıyla yorum

yapılabilmektedir. Burada kullanılan radyoizotopun yarı ömrünün hasta ve çevre sağlığı için kısa olması önemli bir gereklilik olmaktadır.

SPECT kameralardan vücuda enjekte edilen radyoizotop izleyicinin yaydığı ışınların değerlendirilmesiyle çok yönlü düzlemsel görüntü alınmaktadır (Powsner&Powsner, 2006). Görüntülemeyi sağlayan bu kameralar hastanın çevresinde 180° veya 360° de yerleştirilebilmektedir. Görüntü, dedektör başının dönmesiyle ve organın kesitsel görüntüsüne ait dataların matematiksel olarak işlenmesiyle oluşturulmaktadır. SPECT teknolojisinde gama yayan radyonüklidler kullanılmaktadır. Bunlar genellikle Tc-99m, Ga-67, In-111, I-123, I-131 radyoizotopları olmaktadır (Powsner ve ark.,2006; Bethge ve ark.,2004).

SPECT/CT hibrit görüntüleme teknolojisinde ise bu iki yöntemin ayrı ayrı kullanıldığında vereceği bilgileri tek sistem üzerinden almak hedeflenmiştir. Bu sistemde hastaya ait anatomik ve fonksiyonel bilgiler, tek bir görüntüde bir araya getirilmektedir (Baytaş, 2014a). İki ayrı şekilde SPECT ve CT görüntüleri elde edildikten sonra bu görüntülerin birleştirilmesi ile son görüntü elde edilmektedir. Bilgisayarlı Tomografi, yeniden oluşum algoritmalarının geliştirilmesiyle 1980'lerde medikal alanda yaygınlaşmıştır.

Bir diğer tanı yöntemi ise pozitron yayını gösteren radyonüklidlerin kullanıldığı PET teknolojisidir. PET görüntülemesinde ilk olarak vücuda pozitron yayını taşıyan bir molekül verilmektedir. Pozitron yayınıyla radyoaktif çekirdek bozunumu olduğunda radyonüklid bir pozitron ve bir nötrino yaymaktadır. Pozitron serbest elektronlarla etkileşmekte ve bu sırada pozitron ve serbest elektronun kütlesi zıt yönde hareket eden 511 keV enerjili iki gama fotonuna aktarılmış olmaktadır. Bu olaya anihilasyon, oluşan fotonlara da anihilasyon fotonları adı verilmektedir (Demir, 2011). Bu yöntem ile, aynı anda, aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda yayılan fotonlar algılanmaktadır (Baytaş, 2014a).

PET sisteminde yaygın olarak kullanılan pozitron yayan radyonüklidler: C-11, N-13, F-18, O-15, Rb-82, Cu-62 ve Ga-68 olmaktadır. Bu radyonüklidler, organın oksijen tüketimi ve şeker metabolizmasına bağlı olarak vücuda verilmekte ve bu bağlamda görüntü alınması sağlanmaktadır (Powsner&Powsner, 2006). PET/CT teknolojisi de anatomik ve fonksiyonel verilerin bir arada, tek bir görüntü üzerinde elde edilmesi

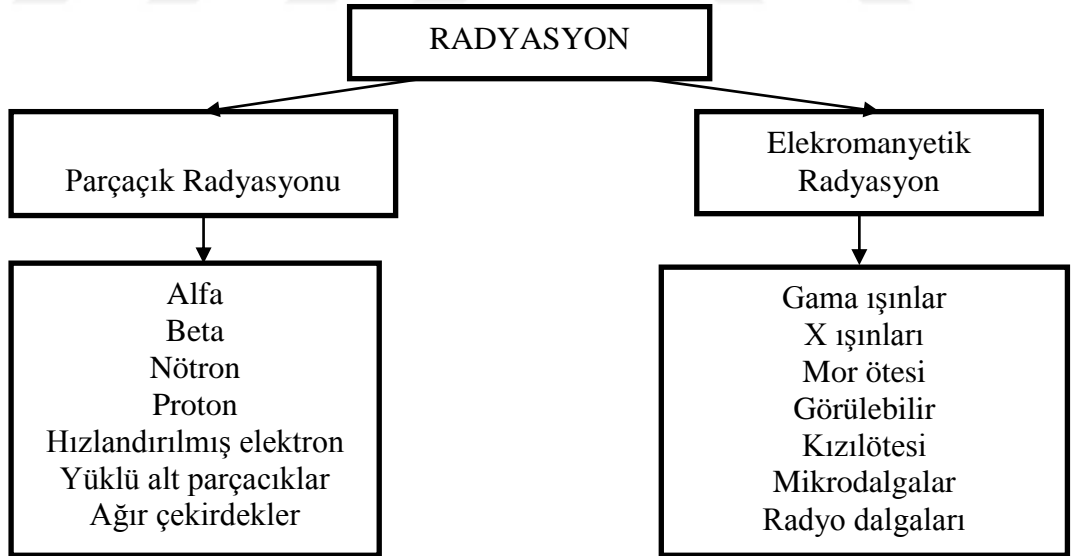
amacıyla kullanılmaktadır. Burada da alınan dozlar önemli olmaktadır. (Yılmaz ve ark. 2013).

Tüm bu yöntemlerde radyasyon kullanımı söz konusu olduğundan öncelikle, radyasyon ve radyasyonla maddenin etkileşmesi üzerinde durulması yerinde olacaktır.

2.2 Radyasyon Tanımı ve Sınıflandırılması

Radyasyon; elektromanyetik radyasyonun partikül akımı veya dalga tabiatına uygun olarak bir maddeye veya bir ortama enerji transferi olarak tanımlanmaktadır (Knoll,2010). Radyasyon kendi arasında üç ana başlıkta sınıflandırılabilir. Radyasyonu parçacık özeliği veya dalga özelliği göstermesi açısından türüne göre, girdiği ortamı iyonize edip etmemesiyle ilgili olarak enerjisine göre ve doğal veya yapay kökenli olarak kaynağına göre sınıflandırmak mümkündür.

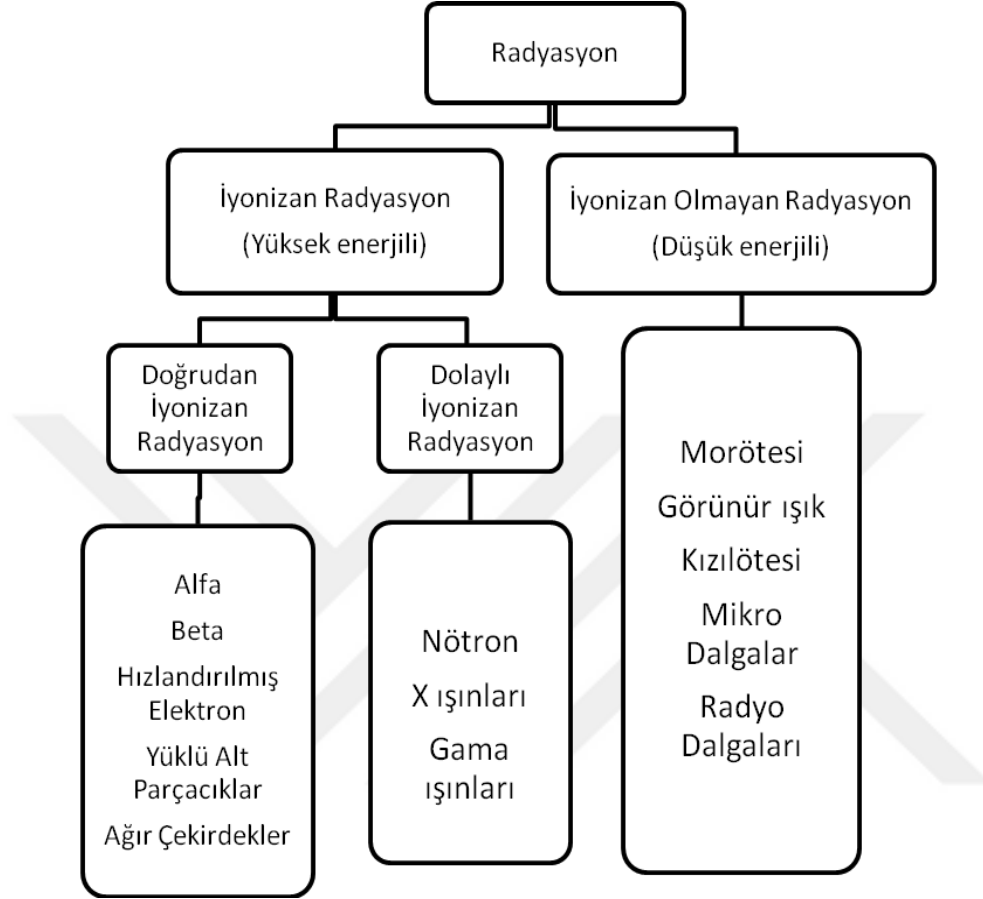
Radyasyonu türüne göre; temelde ikiye ayrılmaktadır. Buna göre; radyasyon, parçacık radyasyonu ve elektromanyetik radyasyon olarak iki grupta incelenebilir. Şekil 2.1’de radyasyonun türüne göre sınıflandırılması şematik olarak görülmektedir.



Şekil 2.1: Radyasyonun türüne göre sınıflandırılması.

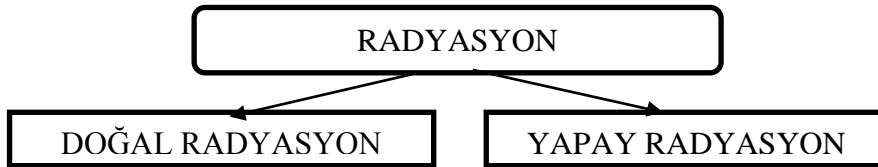
Diğer bir radyasyon sınıflandırılması ise radyasyonun enerjisinin madde ile etkileşiminde etkileştiği maddeyi iyonize edip edememesine bağlı olarak yapılmaktadır. Bir başka deyişle radyasyonun etkileştiği malzemeyi iyonlaştırabilecek kadar enerjiye sahip olup olmaması bağlamında ayırım yapmak mümkündür. Bilindiği üzere enerjisi yüksek olan radyasyon türleri, girdikleri ortam

yada maddeyi iyonlaştırabilirken düşük enerjili radyasyon türleri iyonlaşmaya sebep olacak yeterli enerjiye sahip değildir. Burada mümkün olan eşik enerjisi civarı 32eV kadardır. Buna göre sınıflandırma Şekil 2.2’de şematik olarak görülmektedir.



Şekil 2.2: Radyasyonun enerjisine göre sınıflandırılması.

Radyasyonu betimleyen bir diğer parametrede radyasyon kaynağıdır. Bu bağlamda yapılan sınıflandırma Şekil 2.3’de şematik olarak görülmektedir.



Şekil 2.3: Radyasyonun kaynağına göre sınıflandırılması.

2.3 Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Radyasyonun madde ile etkileşimi radyasyonun türüne bağlı olarak farklı olabilmektedir. Radyasyonun madde ile etkileşiminden hareketle maddeye ilişkin farklı şartların belirlenmesi mümkün olabilmektedir. Bir başka deyişle, radyasyonun

madde ile etkileşim ilkelerinden hareketle farklı nükleer teknikler geliştirilebilmiş ve radyasyonun endüstri ve tıp başta olmak üzere birçok alanda kullanılmasına olanak sağlanmıştır. Bu bakımdan, radyasyonun madde ile etkileşim mekanizmaları önem arz etmektedir (Tuğrul, 2014a).

Radyasyonun madde ile etkileşimleri;

- Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimi
- Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşimi

temel alınarak inceleme yapmak mümkün olmaktadır.

2.3.1 Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimi

Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimleri Coulomb kuvvetleri çerçevesinde olmaktadır (Knoll,2010). Coulomb etkileşimleri sonucunda öncelikle maddenin atomik elektronları ile inelastik çarpışması söz konusudur ve bu etkileşimler, maddede birim uzunluk başına tekraren meydana gelebilmektedir. Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimlerinde Coulomb etkileşimlerinin yanısıra Cherenkov radyasyonunun yayınlanması, nükleer reaksiyonlar, transfer radyasyonu ve Bremsstrahlung olabilecek diğer etkileşimlerdendir.

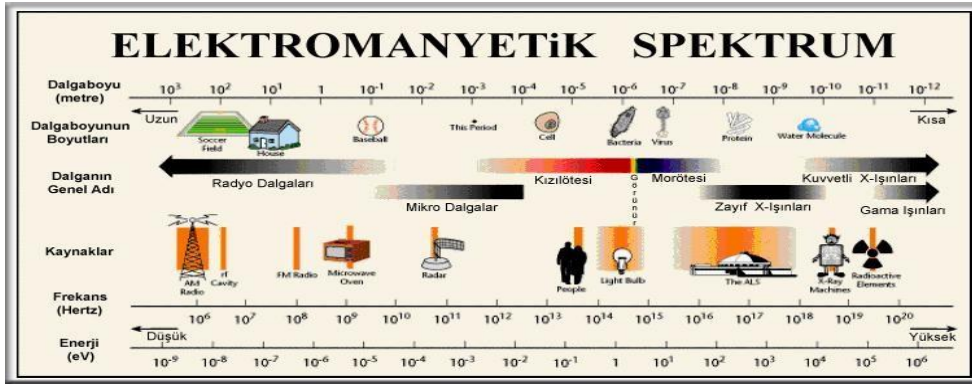
Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimleri genel olarak iki ana başlık altında toplanmaktadır. Bunlar;

- Ağır yüklü parçacıklar (muon, pion, alfa, proton ve diğer ağır çekirdekler)
- Hafif yüklü parçacıklar (elektron ve pozitron)

olmaktadır (Demir, 2014).

2.3.2 Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşimi

Dalga tabiatına uygun olarak yayılan enerji paketçikleri olan fotonlar, farklı enerji ve dalga boylarında yayımlanabilmektedirler ve “Elektromanyetik Spektrumu” (Elektromanyetik Radyasyon Ailesini) oluşturmaktadırlar.Şekil 2.4’de Elektromanyetik Spektrum görülmektedir.



Şekil 2.4: Elektromanyetik Spektrum (Wang, 1975).

Elektromanyetik spektrum, dalga boyları en büyük, enerjileri ise en küçük olan radyo dalgalarından başlayarak dalga boyları çok küçük, fakat enerjileri büyük olan X ve γ ışınları ile kozmik ışınlar kadar farklı adlarla anılan bölgelerden oluşmaktadır. Ancak, hepsi foton dalga hareketini ifade etmektedir. Fotonların kütleleri yoktur ve boşlukta ışık hızında enerji paketleri (kuantumlar) şeklinde yayılırlar. Elektromanyetik radyasyon ailesinin tüm ışınlarının sahip olduğu ortak özellikleri şu şekilde ifade edilebilmektedir:

- Hızları ışık hızına (yaklaşık 300.000 km/sn) eşittir.
- Geçtikleri ortama; frekanslarıyla doğru orantılı, dalga boylarıyla ters orantılı olmak üzere enerji aktarırlar.
- Doğrusal olarak yayınırlar.
- İzotropik yayılım söz konusudur.
- Şiddetleri uzaklıkla ters kare kanununa uygun olarak azalmaktadır.
- Elektromanyetik radyasyon kaynakları izotropiktir.
- Madde ile etkileşime girerler.

Elektromanyetik radyasyon, maddeye giricilik özelliklerine göre ikiye ayrılmaktadır.

Bu bağlamda, elektromanyetik radyasyonlar;

- Girici elektromanyetik radyasyon
- Girici olmayan elektromanyetik radyasyon

olarak iki kısımda incelenebilmektedir.

Elektromanyetik radyasyonların maddeyle etkileşimleri genel olarak beş başlık altında incelenmektedir (Tugrul, 2014).

Bunlar;

- Saçılma
- Soğurulma (Absorbsiyon)
- Yayınım (Emisyon)
- Kırılım (Refraksiyon)
- Yansıma (Refleksiyon)

olarak ifade edilebilir.

Girici elektromanyetik radyasyon ailesi ışınlarından özellikle X ve gama ışınları nükleer tekniklerin uygulamasında önemli bir yere sahiptir. Bu yüksek lisans tezinde, girici elektromanyetik radyasyonlardan gama ışınları kullanıldığından, burada girici elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşimi üzerinde durulmaktadır.

Gama ışınları ile X ışınları hemen hemen aynı özellikleri göstermektedir. Ancak, orjinleri bakımından aralarında bir farklılık söz konusudur. Gama ışınları atom çekirdeğinden yayınlanırken, X ışınları ise atomun elektron uzayından yayılmaktadır. Ayrıca, gama ışınlarının spektrumları daima çizgisel olmaktadır. X ışınlarının spektrumu; karakteristik X-ışınları için çizgisel, frenleme tipi X-ışınları (Bremsstrahlung) için geniş spektrum olmaktadır.

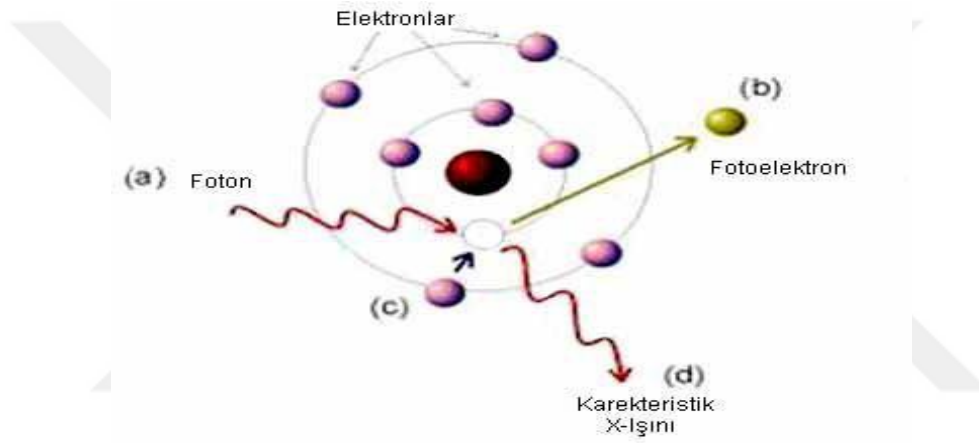
Girici elektromanyetik radyasyon, madde ile beş temel etkileşime sahiptir. Bunlar;

- Klasik saçılma (Koherant saçılma),
- Fotoelektrik olay,
- Compton saçılması,
- Çift Oluşumu,
- Fotodisintegrasyon (foto ayrışma)

Tüm bu etkileşimlerden; Fotoelektrik olay, Compton saçılması ve Çift oluşumu diğer etkileşimlere göre daha büyük olasılıkla gerçekleşmekte olup, girici elektromanyetik radyasyonun enerji kaybına yol açan etkileşimler olarak ifade edilebilmektedirler.

2.3.2.1 Fotoelektrik olay

Fotoelektrik olay bir foton ile atoma bağlı bir elektron arasında gerçekleşmektedir. Bu olay genellikle düşük enerjili (yaklaşık 100 keV'e kadar) fotonların madde ile etkileşmesinde görülmektedir. Etkileşim sonucunda foton yok olur ve atom elektronlarından (çoğunlukla iç yörüngelerden) bir tanesi fırlatılmış olur. Fırlatılan bu elektron *fotoelektron* olarak adlandırılmaktadır (Tsoulfanidis, 1995). Bu şekilde atomun iç tabakalarından kopan elektronların yerini bir üst katmandan elektronlar doldurmakta ve bunun sonucunda iki katman arasındaki enerji farkına sahip olan X ışını yayınlanmaktadır (Bilge ve Tuğrul, 1990). Şekil 2.5'de fotoelektrik olay şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.5 : Fotoelektrik olayın şematik gösterimi (Seyrek,2007).

Fotoelektrik olayda yörüngeden ayrılan elektron yüklü olduğu için kısa bir mesafede maddenin diğer atomları içinde absorbe edilmektedir. Elektronun kinetik enerjisi;

$$T = E\gamma (h\nu) - Be \quad (2.1)$$

şeklinde ifade edilmektedir. (Tsoulfanidis, 1995). Burada ;

$E\gamma$: Gelen fotonun enerjisi

Be : Elektronu bulunduğu yerden koparabilmek için gerekli olan bağ enerjisi

T : Kopan elektronun kinetik enerjisi

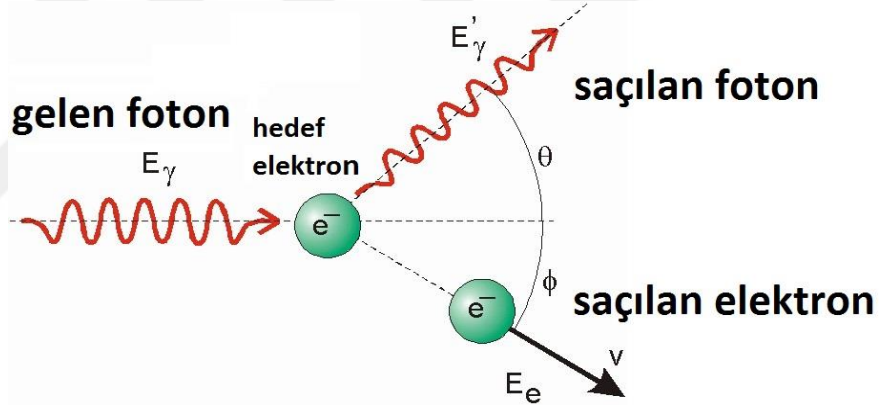
temsil etmektedir.

Fotoelektrik etkileşme yüksek atom numaralı elementler için önemlidir ve 1 MeV'lik foton enerjilerinde önemini yitirmektedir (Bilge ve Tuğrul, 1990).

2.3.2.2 Compton saçılması

Compton olayı foton ile elektronun çarpışmasıyla oluşur. Eğer foton enerjisi yeteri kadar yüksek ise (400-500 keV civarı), atomun dış yörünge elektronuna çarparak onu yörüngesinden fırlatmakta ve kendisi de saçılmaktadır. Bu olay sonucunda, atomdan ayrılan elektron *Compton elektronu* olarak adlandırılmaktadır. Bu olayda gelen foton, enerjisinin bir kısmını kaybetmekte ve geliş doğrultusuna göre belli bir açı yaparak saçılmaktadır.

Compton saçılması; fotonun, atomun elektronları ile esnek çarpışmasıyla meydana gelmektedir. Dolayısıyla, bu çarpışmada enerji ve momentum korunmaktadır. Compton saçılması neticesinde fonda kalan enerjiyi gelen fotonun enerjisi ve sapma açısı belirlemektedir. Dar açılı sapmalarda, foton başlangıç enerjisini hemen hemen korumaktadır. Diğer durumda ise enerjisinin bir kısmını kaybetmektedir. Şekil 2.6'de Compton saçılması şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.6: Compton saçılması şematik gösterimi (Seyrek, 2007).

Saçılan fotonun enerjisi, saçılma açısına bağlı olarak denklem 2.2'de ifade edilmektedir (Bilge ve Tuğrul, 1990).

$$E_{\gamma s} = 0.51 / [1 - \cos\theta + (0.51/E_{\gamma})] \quad (2.2)$$

Burada;

$E_{\gamma s}$: Saçılan foton enerjisi

E_{γ} : Gelen fotonun enerjisi

θ : Fotonun saçılma açısı

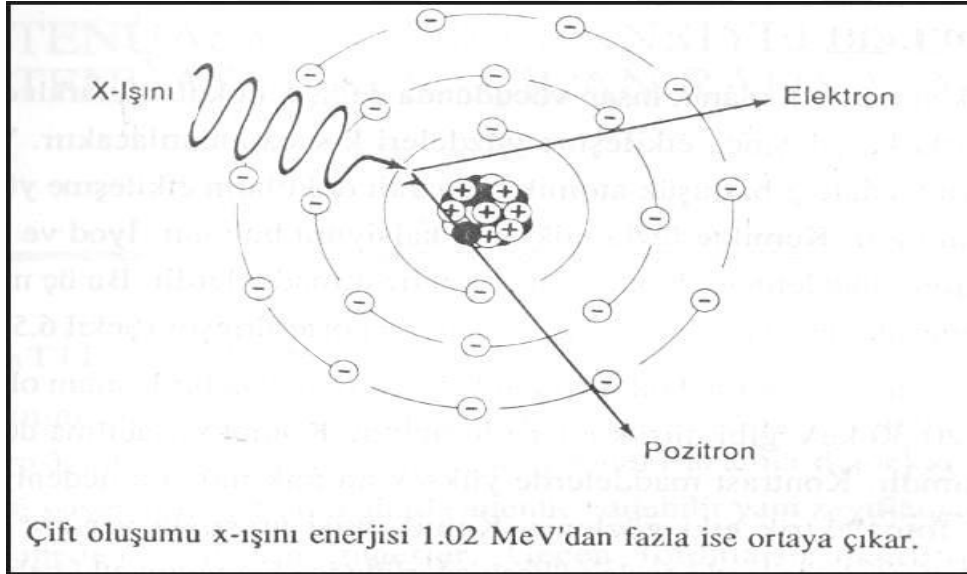
temsil etmektedir.

Compton saçılmasını fotoelektrik olaydan farklı kılan en önemli olay, gelen fotonun yok olmayarak, bir miktar enerjisini kaybedip geliş doğrultusundan saparak madde içinde yol almaya devam etmesidir.

2.3.2.3 Çift oluşumu

Çift oluşumu bir foton ve bir çekirdek arasındaki etkileşimdir. Bu olayda, yüksek enerjili (1,02 MeV- elektronun durgun kütle enerjisinin iki katından daha fazla enerjiye sahip) bir foton, atom çekirdeğinin yakınından geçerken bir negatron ve bir pozitron oluşumuna neden olmaktadır (Powsner, 1998). Bu olay, çift oluşumu olarak adlandırılmaktadır.

Etkileşim sonucunda foton yok olmakta ve bir elektron-pozitron çifti oluşmaktadır. Çift oluşumunun olma olasılığı, gama foton enerjisinin artmasıyla doğru orantılıdır ve gelen fotonun enerjisinin azalmasıyla beraber compton ve fotoelektrik olayların gerçekleşme ihtimali fazlalaşmaktadır (Tsoulfanidis, 1995). Şekil 2.7'de Çift oluşumu şematik olarak gösterilmektedir.

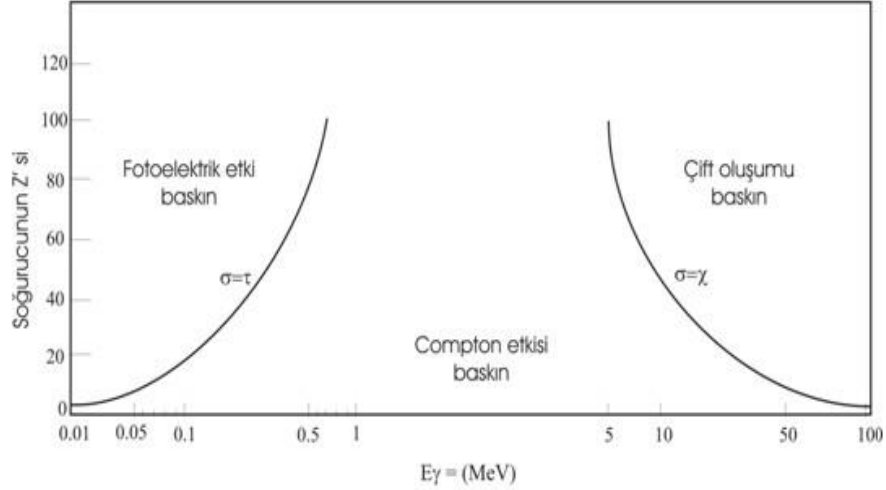


Şekil 2.7 : Çift oluşumunun şematik gösterimi (L'Annunziata, 2003).

Elektron ve pozitronun toplam kütlelerinin eşdeğer enerjisi 1,02 MeV olduğundan, parçacık çiftini oluşturmak için gerekli minimum enerji 1,02 MeV olmaktadır. Bu sebeple çift oluşumu sonucunda gelen foton yok olurken elektron ve pozitron çifti ortaya çıkmakta ve anihilasyon radyasyonu meydana gelmektedir. Oluşan bu anihilasyon radyasyonu da ayrıca iyonizasyona neden olmaktadır. Oluşan bu anihilasyon radyasyonu zırhlama tasarımı açısından önem arz etmektedir. Ayrıca çift

oluşumu, PET (Positron Emission Tomography) teknolojisinin de çalışma prensibini oluşturmaktadır.

Şekil 2.8'de fotonun madde ile etkileşiminin enerjiye göre olma olasılığına ilişkin grafik görülmektedir.



Şekil 2.8 : Fotonun madde ile etkileşiminin enerjiye göre değişimi (Knoll,2010).

2.4 Sintigrafi

Sintigrafi vücuda çeşitli yollarla verilen radyoaktif izleyicilerin vücut içerisindeki dağılımıyla görüntü elde edilmesi tekniğidir. Bu teknik, nükleer teknolojinin tıbbi kazandırdığı önemli bir tekniktir. Hastaya operatif müdahale edilmeden (invazif olarak) iç organları hakkında bilgi alınmasını sağlamaktadır.

Sintigrafi; radyoaktif maddelerle işaretlenmiş uygun biyolojik moleküllerin, hastaya verilmesi ve bu verilen moleküllerin belirli organ veya dokularda tutulması sonucunda, tutulma miktarlarının nükleer dedektörlerle ölçülerek kullanılan bilgisayar yazılımları ile görüntüye dönüştürülmesi esasına dayanmaktadır. Kullanılan radyoizotoplar ve taşıyıcı maddeler, kullanılan tekniğe ve muayenesi yapılacak organa göre seçilmektedir (Url-3, 2016).

Sintigrafide kullanılan dedeksiyon sistemi sintilasyon dedektörü esaslı olup, tekniğin ölçümleme anlamında en önemli elemanı oluşturmaktadır. Nitekim, tekniğin adlandırılmasında da etkin olmuştur. Sintilasyon dedektörlerinin çalışma prensibi; kullanılan uygun kristallerin, üzerlerine düşen radyasyonun ışık fotonuna

dönüştürülmesi, kristalin arkasına yerleştirilen dinod adı verilen elemanlarca çoğaltılarak elektrik sinyaline dönüştürülmesine dayanmaktadır.

Sintigrafi tekniği farklı organlar için yaygın olarak kullanılmaktadır. Söz konusu organlar arasında; karaciğer, dalak, tiroit, safra kesesi, mide ve bağırsaklar, böbrekler, kalp ve dolaşım sistemleri, adrenal bezler sayılabilmektedir.

2.4.1 Sintigrafide kullanılan cihazlar

Sintigrafide oluşan bu görüntüyü algılamak için kullanılan en basit aygıt "Gama kamera" olarak adlandırılmaktadır. Bu cihazların daha gelişmiş uygulaması "SPECT" (Single Photon Emission Tomography) adını almıştır. En son kullanıma giren Nükleer Tıp uygulaması PET/CT ya da PET/MR şeklinde olan hibrit sistemler olmaktadır. Bu sistemlerde amaçlanan; fonksiyonel ve anatomik görüntülemenin tek bir görüntüde birleştirilmesidir (Jadvar ve Parker, 2004).

2.4.1.1 Gama kamera

Gama kamera cihazının prensipleri ilk kez 1953 yılında Hal Anger tarafından ortaya konulmuştur. Bu sebeple Anger kamera veya sintilasyon kamera olarak da adlandırılmaktadır. Bir gama kamera, hastanın içindeki radyonüklitten yayılan gama fotonlarını algılayarak görüntünün oluşturulmasında kullanılan (sintilasyon dedektörlerinden oluşan) bir cihazdır.

Bir gama kamera sisteminin temel bileşenleri arasında; kolimatör, sintilasyon kristali, fotoçoğaltıcı tüpler, dalga yükseklik analizcisi, katot ışın tüpü ve kontrol konsolu gösterilebilir (Url-4, 2015).

Nükleer tıpta tanı amaçlı yaygın olarak kullanılan gama kameralar hastanın vücuduna temas etmeden yada vücutta herhangi bir operasyon yapmadan dahili radyasyonun saptanmasında kullanılan cihazlardır. Kimyasal bir moleküle bağlanmış gama radyoizotopu, vücuda enjekte edildikten sonra gama ışımaya vücut içinde de devam ettiğinden vücut içinde sinyal alınmış olmaktadır.

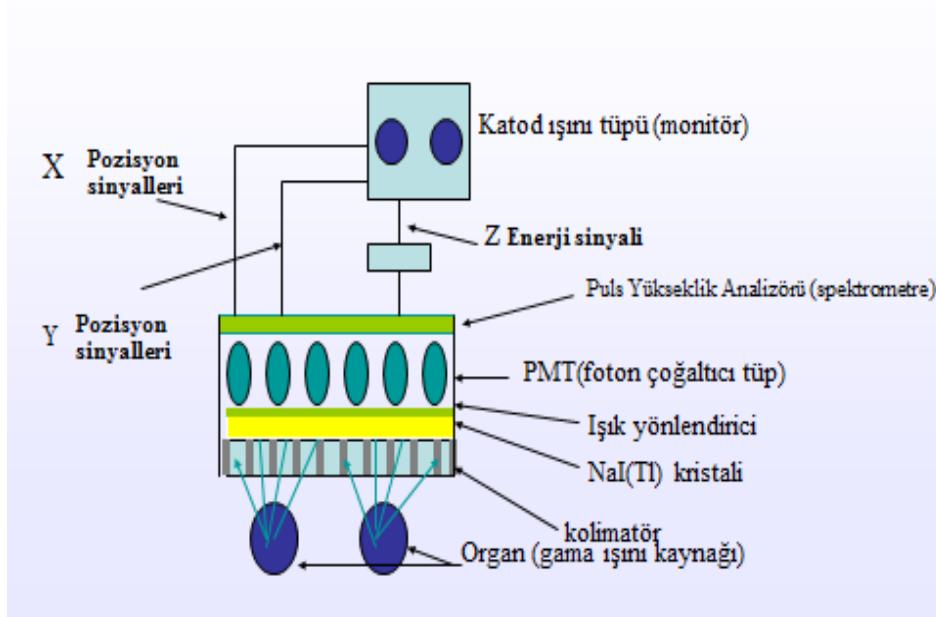
Gama kamerada bulunan sintilasyon kristalleri vasıtasıyla bu ışınlar algılanmakta ve bu gama fotonları önce görünür ışığa sonrada PMT (fotoçoğaltıcı tüp) vasıtasıyla da elektriksel sinyale çevrilerek radyoaktif maddenin toplandığı organın görüntüsünün alınması sağlanmaktadır. Bu şekilde hastadan yayılan gama ışınlarını

algılayıp görüntü oluşturan ünite gama kamera veya sintilasyon kamerası olarak adlandırılmaktadır.

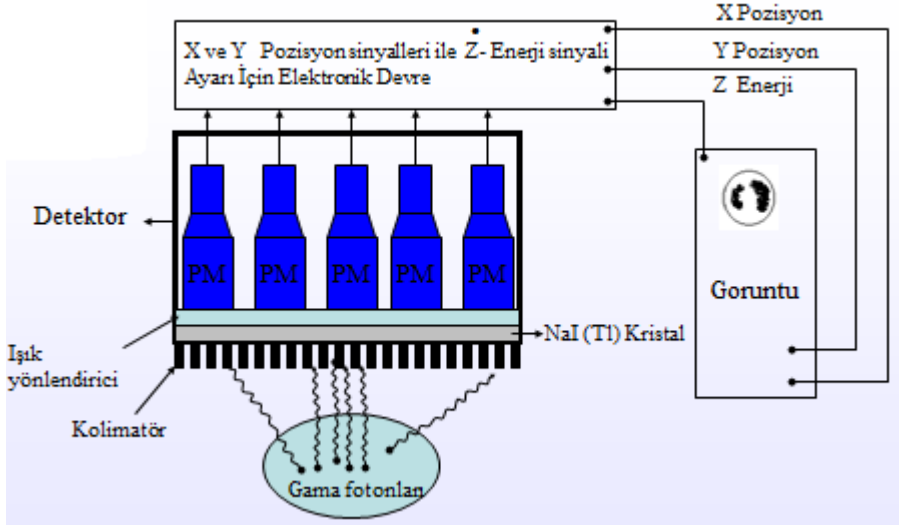
Bu cihazın ana ünitesi büyük disk şeklindeki sintilasyon kristalidir. Kullanılan kristal genellikle içine az miktarda talyum katılmış sodyum iyodürden (NaI-Tl) yapılmıştır. Kristalin maksimum çapı ilk geliştirilen aygıtlarda yaklaşık 60 cm kadar olabilmektedir. Kalınlığı ise 0,25 ile 0,5cm arasında değişmektedir. Kristalin yapısı fiziksel etkenlere karşı oldukça hassastır.

Daha net sonuçlar alınabilmesi için vücuttan yayılan gama ışınlarının kolimasyonu gerekmektedir. Gelen ışınların hedef noktaya daha etkin gönderilebilmesi için kullanılan bu malzemeler kolimatör olarak adlandırılmaktadır ve genellikle kurşun veya tungsten malzemelerden yapılmaktadırlar. Genelde, 4-5 cm kalınlığında 20 cm x 40 cm ebatlarında olmaktadır. Kolimatör, gama ışınlarının içinden geçebileceği binlerce kare, yuvarlak veya hegzagonal paralel kanallara sahiptir. Kolimatörler direkt olarak çok hassas olan NaI(Tl) kristalinin üstüne yerleştirilmektedir. Kolimatörü geçerek NaI(Tl) kristaline ulaşan gama ışınları ışığa dönüşür. Kristalin arkasında bulunan foto çoğaltıcı tüpler sayesinde de bu ışık sinyalleri çoğaltılmaktadır.

Şekil 2.9'da bir gama kameranın blok diyagramı, Şekil 2.10'da ise gama kamerada görüntü oluşumu görülmektedir.



Şekil 2.9: Gama kamera blok diyagramı (Demir, 2011).



Şekil 2.10: Gama kamerada görüntü oluşumu (Demir, 2011).

Çift başlı gama kamera ve hastanın çekim pozisyonlanması Şekil 2.11’de şematik olarak görülmektedir.



Şekil 2.11: Çift başlı gama kamera ve hastanın çekim pozisyonlanması (Demir, 2011).

2.4.2 Sintilasyon algılayıcıları

Sintilasyon malzemeleri katı, sıvı, gaz olarak bulunabilmektedirler. Bunlar iyonizan radyasyona maruz kaldıklarında ışık parıldaması oluşturmaktadırlar. Sintilasyon dedektörü olarak kullanılan ilk katı malzeme bir sintilatördür ve Rutherford tarafından 1910 yılında alfa saçılma deneylerinde kullanılmıştır. Sintilatörde üretilen

ışık çok zayıftır. Bu sebeple bu ışığın bir sinyal olarak kaydedilebilmesi için yükseltilmesi gerekmektedir. Bu şekilde sintilatör ışığının yükseltilmesini sağlayan malzeme fotoçoğaltıcı tüp veya fototüp olarak nitelenmektedir. Foto çoğaltıcı tüp küçük miktardaki ışığı alır ve bu ışığı çoğaltarak güçlü bir sinyal şekline dönüştürür. Çoğu ticari fotoçoğaltıcı tüp için ışık 10^6 'nın katları şeklinde çoğaltılmaktadır. Neticede, sintilasyon algılayıcılarında radyasyonun saptanması iki adımda gerçekleşmektedir:

- Sintilatör tarafından gelen radyasyon enerjisinin soğurulması ve üretilen fotonun elektromanyetik spektrumun görünür ışık bölgesinden yayınlanması
- Fotoçoğaltıcı tüp ile ışığın çoğaltılması ve çıkış sinyalinin üretilmesi (Baytaş,2014b).

Radyasyonun saptanmasında ve spektroskopi işlemlerinde en sık kullanılan yöntem sintilasyon işlemidir. İdeal bir sintilasyon malzemesi aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır:

- ❖ Malzemenin yüksek sintilasyon verimi olmalıdır. Bu özellik, yüklü parçacıkların ve elektromanyetik radyasyonun enerjisini saptanabilir ışığa çevirmede önemli bir özelliktir.
- ❖ Sonuçta elde edilen ışık miktarı malzemede depolanan enerji ile orantılı olmalıdır.
- ❖ Ölü zaman, bir başka deyişle algılanan iki sinyal arasındaki geçen süre minimum olmalıdır. Böylelikle, ışığın ortaya çıkması ve sinyallerin hızlı üretilmesi sağlanabilmiş olmaktadır.

Farklı çeşit sintilatörler kullanılmaktadır ve bunlar genelde üç sınıfa ayrılır.

1. İnorganik Sintilatörler
2. Organik Sintilatörler
3. Gaz Sintilatörleri

En yaygın olarak kullanılan sintilatörler olarak, inorganik kristaller ile organik temelli sıvı ve plastikler sayılabilir. İnorganik kristaller, en iyi ışık çıkışı ve doğrusallık özelliğine sahiptirler. Ancak cevap süreleri biraz uzun olmaktadır. Organik sintilatörlerin cevap süreleri ise daha uzun ve ışık oluşumu daha az

olmaktadır. İnorganik kristaller ise, yüksek atom numaralı malzemeleri ve yüksek yoğunlukları ile gama ışını spektroskopisi için en uygun seçeneği oluşturmaktadırlar. Organik sintilatörler de, beta spektroskopisi ve hızlı nötron algılanmasında tercih edilmektedirler (Tsoulfanidis, 1995).

Sintilasyon işleminde, floresans ve fosforesans işlemleri oluşmaktadır. Floresans (fluorescence) işlemi uyarılmaya dayanmakta olup, radyasyonun öncü görünür yayınıdır. Bu olayın sonunda zayıf ve görünür bölgeden olan bir ışın yayınlanmaktadır. Fosforesans (phosphorescence), floresansa göre daha uzun dalga boyunda bir ışık yayınlanmasına yol açmaktadır ve bu işlem floresans işlemine göre daha yavaş gerçekleşmektedir. İyi bir sintilatörde; malzeme, gelen radyasyon enerjisini mümkün olduğunca büyük bir kısmını öncü floresansa çevirmeli, fosforesans ve gecikmiş floresansı en aza indirmelidir. Genelde darbe tipi çalışma sistemine sahip olan sintilasyon algılayıcılarında çıkış sinyalini üreten ışık öncü floresans olmaktadır (Tsoulfanidis, 1995).

3. DOZİMETRİ

3.1 Dozimetri Tanıtımı

Radyasyonun birçok alanda geniş olarak kullanımı, radyasyon dozimetrisi alanınının gelişimine neden olmuştur. Radyasyon dozimetresinin temel amacı bir insan veya bir malzeme tarafından alınan anlık veya toplam radyasyon dozunu ölçmektir.

Radyasyon yoğunluklu bir çevrede çalışan kişilerce alınan kümülatif dozun ölçülmesi, kişiler için büyük önem taşımaktadır. Çünkü, kişilerin endüstri ve çalışma çevrelerindeki radyasyondan etkilenmeleri mümkündür. Ayrıca anlık dozun belirlenmesine ilişkin doz ölçümü yapılması da gerekmektedir. Bu bağlamda, doz hızı önem arz etmektedir ve kümülatif doz tanımında toplam dozu ifade ettiğinden önemli olmaktadır.

3.2 ALARA (As Low As Reasonably Achievable) Prensibi

ALARA prensibi As Low As Reasonably Achievable kelimelerinin baş harflerinin birleştirilmesiyle oluşturulmuş bir tümcedir. Bu ifade, radyasyon güvenliğinin temel prensibini oluşturmaktadır. Bununla beraber, ALARA yalnızca güvenlik prensibi değil, ayrıca tüm radyasyon güvenlik programları için düzenlenen gereksinimleri kapsamaktadır. Bu terimin temel prensibi güncel radyasyon güvenlik prensibine dayanmakta ve radyasyon dozunu minimize etmek için kullanılmaktadır.

ALARA prensibi radyasyondan korunma bağlamında;

- Zaman,
- Mesafe,
- Zırhlama (Engel Oluşturma)

faktörlerini kapsamaktadır ve bu prensipler radyasyona maruziyeti minimuma indirmeyi amaçlamaktadır.

3.2.1 Zaman faktörü

Radyasyon dozu ile zaman arasında doğrudan bir ilişki mevcuttur. Radyasyon kaynağının olduğu bölgede ne kadar az süre kalınırsa bu kaynağın neden olacağı radyasyon etkisi o denli azalma gösterecektir. Bu bağlamda, ışınlama süresinin kısa tutulması alınan doz miktarını azaltacaktır. Dolayısı ile de ALARA Prensibine uygunluğu ifade etmiş olacaktır (Url-5, 2016).

3.2.2 Mesafe faktörü

Radyasyon dozu ile mesafe arasında ters bir ilişki mevcuttur. Burada, "Ters Kare Kanunu" geçerlidir. Bir başka deyişle, radyasyon kaynağının etkisi dolayısıyla maruz kalınan doz; radyasyon kaynağına olan uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak değişmektedir (Url-5, 2016).

$$I_1 \cdot R_1^2 = I_2 \cdot R_2^2 \quad (3.1)$$

Burada;

I_1 : 1 noktasındaki radyasyon şiddetini

I_2 : 2 noktasındaki radyasyon şiddetini

R_1 : 1 noktasının radyasyon kaynağıyla arasındaki mesafe

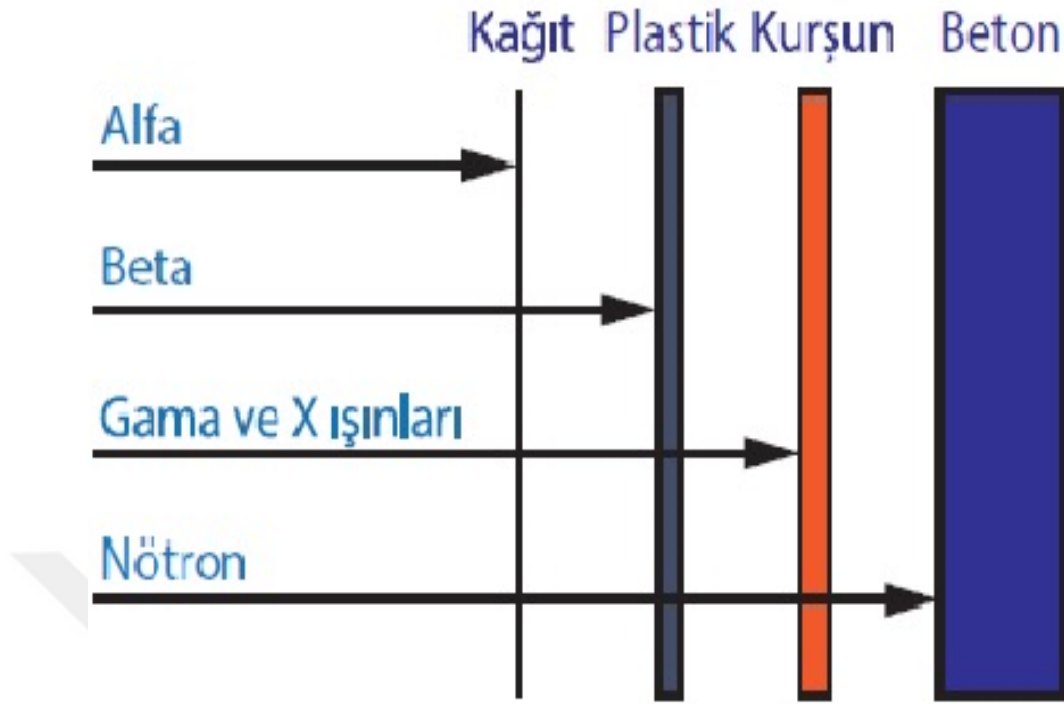
R_2 : 2 noktasının radyasyon kaynağıyla arasındaki mesafe

göstermektedir ve radyasyon dozuna maruziyetin mesafeyle olan ilişkisini ifade etmektedir.

3.2.3 Zırhlama faktörü

Radyasyon dozunu azaltmada etkili bir yol da, radyasyon ile çevre arasına radyasyonu absorbe edecek uygun bir malzemenin konulmasıdır. Zırhlama olarak nitelenen bu işlem, radyasyonun çevre etkisini minimize edilmesinde en önemli çözümü oluşturmaktadır. Kaynağın hemen etrafına uygun bir tasarımla böyle bir zırh elemanının konması, radyasyondan korunma amacıyla sıkça başvurulan bir zırhlama yöntemidir.

Radyasyon kaynağının enerjisine ve türüne göre kullanılan zırh malzemesi farklılıklar göstermektedir. Şekil 3.1, çeşitli radyasyon kaynakları için kullanılan zırhlama malzemelerini göstermektedir.



Şekil 3.1: Radyasyon çeşitlerine göre kullanılan zırh malzemeleri (Url-6, 2016).

Radyasyon kaynağının zırlamasının uygun yapılabilmesi için öncelikle radyasyon kaynağından yayılan ışının enerjisinin ve türünün bilinmesi gerekmektedir. Ayrıca, kullanılan zırh malzemesinin yapısal özellikleri de oldukça önemlidir. Uygun zırh seçiminde genellikle Denklem 3.2 kullanılmaktadır (Url-7,2016).

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (3.2)$$

Burada;

I_0 : Başlangıçtaki radyasyon şiddeti

I_x : x kalınlığındaki zırhı aşabilen radyasyon şiddeti

μ : kullanılan zırh malzemesinin lineer soğurma katsayısı (cm^{-1})

x: kullanılan zırh malzemesinin kalınlığı (cm)

Bu formül neticesinde kullanılan zırhın lineer soğurma katsayısı ve kalınlığının önemli olduğu görülmektedir. Bir zırh malzemesinin seçilmesinde en önemli olgu bu iki parametre olmaktadır. Sıkça kullanılan bazı malzemelerin lineer soğurma katsayıları Çizelge 3.1' de verilmiştir.

Çizelge 3.1: Sık kullanılan bazı malzemelerin lineer soğurma katsayıları.

Partikül enerjisi MeV	Kurşun μ (cm ⁻¹)	Beton μ (cm ⁻¹)	Demir μ (cm ⁻¹)
100	1,03	0,056	0,366
10	0,537	0,054	0,231
1	0,776	0,149	0,468
0,1	58,2	0,397	2,6
0,01	1340	57,8	1330

3.3 Dozimetrik Kavramlar

Radyasyon dozimetrisi radyonüklitlerin veya iyonizan radyasyonun uygulamalarında gerekli radyasyondan korunma bağlamında önem arz eden bir alandır. Dolayısıyla, dozimetri; doğrudan veya dolaylı olarak radyoaktif ışımaya maruz kalan bir malzemenin veya canlı dokunun ne kadar ışımaya maruz kaldığını ölçme ve hesaplama tekniğidir.

Radyasyon dozimetrisi; bilimde, araştırmalarda, eğitimde, endüstride, teknolojiye ve özellikle tıpta radyasyon kaynağı ve doz seviyesi hakkında bilgi vermektedir. Radyasyonun belli seviyelerde tutulmasını sağlayıp kontrol altına alınabilmesinde yardımcı olmaktadır. Örneğin sintigrafik görüntü almak için radyofarmasötik malzeme kullanılmakta ve bu sebeple hastanın aldığı dozun incelenmesi önem arz etmektedir. Bir başka deyişle, dozimetrik değerlendirmelere sintigrafi için de önemle üzerinde durulması gereken bir husustur.

Radyasyon dozimetrisinde, doz ve doz oranı ifadeleri sıkça kullanılmaktadır. Bu ifadeler, ortamda gelen radyasyondan kaynaklı olarak depolanan enerji ve birim zamandaki depolanan enerjiye karşılık gelmektedir (Shani, 1991).

Ortamda bulunan radyasyon miktarının ve ortam üzerine olan etkisinin daha net anlaşılabilmesi için radyasyon dozimetrisi açısından enerji, akı, doz, maruziyet gibi niceliklere gereksinim olmuş ve bunların hesaplanabilmesi için bazı matematiksel ifadeler oluşturulmuştur.

3.3.1 Akı

Bilindiği üzere radyasyonun iyonize edebilme gücü, enerjisi ile ilgilidir. Dozimetride radyasyon enerjisinin miktarının belirlenmesi önem arz etmektedir. Enerji akısı bu niceliği karakterize etmekte kullanılan bir kavramdır. Enerji akısıyla yakından ilgili olan bir diğer nicelik ise “parçacık akısı”dır (Shani, 1991).

Kesitsel küre alanına sahip bir eleman üzerine gelen parçacıkların monokromatik ışın oldukları düşünüldüğünde, dt zamanında bu alana gelen parçacık sayısı dN ise *parçacık akısı*;

$$\Phi = dN/da \quad (3.3)$$

olarak ifade edilebilmektedir (IAEA, 2005).

Burada;

N : Parçacık sayısı

a: Kesitsel küre alanı (m^2)

Φ : Akı (*parçacık sayısı / m^2*)

temsil etmektedir. .

“Parçacık akı oranı” ise birim zamanda birim yüzey alanına gelen parçacıkların sayısı olarak ifade edilmektedir.

$$\phi = d\Phi/dt \quad (3.4)$$

Burada;

Φ : Parçacık akısı (*parçacık sayısı / m^2*)

t : zaman (s)

ϕ : Parçacık akı oranı (*parçacık sayısı / m^2s*)

olarak ifade edilmektedir.

“Enerji akısı” ise, birim yüzey alanına gelen toplam enerjinin ölçülmesidir (IAEA, 2005).

$$\psi = dE_f /da \quad (3.5)$$

Burada;

E_f : Kesitsel küre alanına giren parçacıkların toplam enerjisi (*Joule*)

a: Kesitsel küre alanı (m^2)

ψ : Enerji akısı (*Joule/ m^2*)

“Enerji akı oranı” ise, birim zamanda birim yüzey alanına gelen toplam enerjinin ölçülmesidir (IAEA, 2005).

$$\Psi = d\psi/dt \quad (3.6)$$

ψ : Enerji akısı (*Joule/m²*)

t : zaman (s)

Ψ : Enerji akı oranı (*Joule/m²s*)

3.3.2 Kerma

Ortamın birim kütlesine bırakılan kinetik enerji olarak ifade edilmektedir. Kerma, Kinetic Energy Released in a medium per unit MAss kelimelerinin baş harflerinin kısaltılmış şekli olmaktadır.

$$K = dE_{kin}/dm \quad (3.7)$$

Burada;

K: Kerma

E_{kin} : Ortama transfer edilen kinetik enerjiyi

temsil etmektedir. Birimi $J/kg = Gray (Gy)$ dir (Cember, 1996).

3.3.3 Cema

Kerma genelde fotonlar gibi yüksüz parçacıklar için ifade edilmektedir. Cema ise, yüklü parçacıkların sebep olduğu doğrudan iyonizasyon olaylarının neticesinde ortamda aktarılan enerjinin birim kütle başına ölçüsü olarak ifade edilmektedir (Sabol, Weng, 1995).

$$C = dE_{conv}/dm \quad (3.8)$$

Burada;

C: Cema

E_{conv} : Malzemenin dm kütlesinde yüklü parçacıklar tarafından kaybedilen enerjiyi temsil etmektedir. Birimi, $J/kg = Gray (Gy)$ dir (IAEA, 2005).

3.3.4 Terma

Ortamın birim kütlesine salınan enerji olarak ifade edilmektedir.

$$T=dE_{total}/dm \quad (3.9)$$

Burada:

E_{total} : Radyasyon tarafından m kütleli cisme toplam enerji transferini temsil etmektedir. Birimi, J/kg= Gray(Gy) dir.

3.4 Radyasyon Dozu

Radyasyon doz hesaplamaları ve ölçümleri, radyasyonun zararlı etkilerini minimuma indirmek için kullanılmaktadır. Radyasyon miktarının bilinmesi, malzemedeki mümkün olabilecek hasarın tanımlanmasında önemli olmaktadır. Bu nedenle, radyasyona maruziyet ve radyasyon dozu ifadeleri ve birimleri önem arz etmektedir. Radyasyon doz ölçümlerinde kavramsal olarak farklı doz birimleri kullanılmaktadır. Bunlar; aktivite birimi, ışınlama doz birimi, soğurulan doz birimi ve biyolojik doz birimi olmaktadır.

3.4.1 Aktivite doz birimi

Radyoaktif bir izotopun zaman içerisindeki bozunma hızı radyoaktif elementin aktivitesi olarak ifade edilmektedir. Aktivite özel birimi Curie(Ci) ve SI birimi Becquerel olmaktadır. Ci saniyede 3.7×10^{10} parçalanma veya bozunma gösteren maddenin aktivitesi olarak ifade edilirken Becquerel ise saniyede 1 parçalanma yapan çekirdeğin aktivitesi olmaktadır (Url-8, 2016). Aktivite (A);

$$A = \lambda N \quad (3.10)$$

olarak ifade edilmektedir.

Burada:

λ : Bozunum sabiti

N : Bozunan parçacık sayısı

temsil etmektedir.

3.4.2 Işınlama doz birimi

Bulunulan yerdeki ışınlamanın ölçümünde kullanılan doz birimi olup, yaygın olarak kullanılan birim Röntgen'dir. X ve γ radyasyonunun hava referans alınarak tanımlanmış bir doz birimidir. 1kg havada 2.58×10^{-4} Coulomb'luk pozitif ve negatif yükleri oluşturan doz miktarı 1 Röntgen'i ifade etmektedir.

$$X = dQ/dm \quad (3.11)$$

Burada;

Q : iyon yükünü

m : kütleyi

temsil etmektedir.

Işınlama özel birimi CGS sisteminde Roentgen (R) olarak "International Committee for Radiological Units" tarafından belirlenmiştir (ICRU, 1980). Daha sonra ışınlama birimi olarak C/kg 'nün kabulü "International System of Units" (SI) içinde alınan karar ile olmuştur (NCRP, 1985).

Buna göre;

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (3.12)$$

olmaktadır.

3.4.3 Soğurulan doz birimi

İyonizan radyasyonun etkisiyle ortamın birim kütlesi başına depoladığı enerji miktarı olarak ifade edilmektedir. Absorbe edilen radyasyon enerjisine bağlı olarak malzemede absorblanan radyasyon miktarı değişiklik göstermektedir (Cember, 1996). Birimi J/kg veya Gray(Gy) olarak ifade edilmektedir.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/ kg} \quad (3.13)$$

Gray'in dışında diğer bir soğurulmuş doz birimi ise rad (Radiation Absorbed Dose) birimidir ve

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad (3.14)$$

olmaktadır.

Genel olarak *soğurulan (absorblanmış) doz*, birim kütle başına soğurulan enerji olarak ifade edilmektedir ;

$$D=dE_T/dm_T \quad (3.15)$$

Burada;

E_T : ortama transfer edilen ortalama enerjiiyi,

m_T : ortamın ortalama kütesini temsil etmektedir (IAEA, 2007).

3.4.4 Biyolojik doz birimi

Biyolojik doz birimi bazen doz eş değeri olarak bilinmektedir ve SI birim sisteminde rem veya Sv olarak ifade edilmektedir. Biyolojik doz birimi canlı üzerinde bir parçağın neden olduğu hasarın sadece depolanan toplam enerjiye değil aynı zamanda parçacık tarafından geçilen birim mesafe başına enerji kaybında bağlıdır.

3.4.4.1 Organ dozu tayini

Dokular üzerindeki radyasyonun zararlı etkilerini karakterize edebilmek için *eşdeğer doz* birimi kullanılmaktadır. Basitçe, soğurulan dozun radyasyonun biyolojik etkisine karşılık gelen bir faktör ile çarpılmasıyla bulunmaktadır.

$$H_{T,R}=W_R.D_{T,R} \quad (3.16)$$

Burada;

$H_{T,R}$: Eş değer dozu

$D_{T,R}$: Soğurulmuş dozu

W_R : Radyasyon ağırlık faktörünü

temsil etmektedir.

Radyasyon ağırlık faktörü de;

$$W_R =Q_R.N_R \quad (3.17)$$

olarak yazılabilmektedir.

Burada;

Q_R : kalite faktörünü,

N_R ise modifiye faktördür ve 1 olarak kabul edilmektedir.

Bu durumda;

$$W_R = Q_R \quad (3.18)$$

ifadesi yazılabilmektedir.

Denklem 3.16 – Denklem 3.18, radyasyonun tek çeşit olduğu durumlarda kullanılmaktadır. Toplam doz eşdeğeri etki eden tüm radyasyon tiplerinin toplamıyla ifade edilebilmektedir.

$$H_T = \sum_R W_R \times D_{T,R} \quad (3.19)$$

Radyasyon ağırlaştırma faktörü W_R boyutsuz olduğundan eş değer doz J/kg olarak düşünülebilir. Ancak, Sievert (Sv) olarak ifade edilmektedir. Önceleri, kullanılan birim ise rem (Roentgen Equivalent Man)'dir.

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ gray} \times W_R \quad (3.20)$$

$$1 \text{ rem} = 1 \text{ rad} \times Q = 0.01 \text{ Sv} \quad (3.21)$$

Çizelge 3.2'de farklı tip parçacıklar için radyasyon kalite faktörleri görülebilmektedir.

Çizelge 3.2: Radyasyon kalite faktörleri.

Radyasyon Tipi	Kalite Faktörü(Q_R)
Fotonlar	1
Elektronlar,Müonlar	1
α - parçacıkları	20
Füsyon ürünleri	20
Ağır çekirdekler	20
Protonlar ve yüklü pionlar	20
Nötronlar	5-20

Dozimetriyle ilgili olan radyasyon birimleri ve dönüşüm faktörleri Çizelge 3.3'de verilmektedir. Çizelge 3.3 radyasyon birimlerinin eski ve yeni birimleri ile dönüşüm faktörlerini göstermektedir.

Çizelge 3.3: Radyasyon birimlerinin eski ve yeni birimleri ile dönüşüm faktörleri.

İsim	Eski Birimi Sembolü	SI Birimi	Yeni Birimi Sembolü	Dönüşüm Faktörü
Aktivite	Curie (Ci)	sn ⁻¹	Becquerel (Bq)	1Bq=2.7x10 ⁻¹¹ Ci
Exposure	Röntgen (R)	C/kg	1R=2,58x10 ⁻⁴ C/kg
Absorbe Doz	Rad (rad)	J/kg	Gray (Gy)	1Gy=100 rad
Eşdeğer Doz	Rem (rem)	J/kg	Sievert (Sv)	1Sv=100 rem

3.4.4.2 Etkin (Efektif) doz değeri

Eş değer doz bir tip organ için ifade edilebilir ve tüm vücut eşdeğer dozu, etkin doz ile ifade edilmektedir.

$$E=W_T \cdot H_T \quad (3.22)$$

W_T : ağırlık doku faktörü

H_T : dokudaki eş değer dozu ifade etmektedir.

Her bir doku veya organ için hesaplanan bağıl katkıları toplandığında tüm vücut için “*efektif dozu*”vermektedir.

$$E_{\text{toplam}}=\sum_i W_{T,i} \cdot H_{T,i} \quad (3.23)$$

$W_{T,i}$: i. organ için doku ağırlık faktörü

$H_{T,i}$: toplam eşdeğer doz birimi olarak ifade edilmektedir.

Çizelge 3.4 2007 ICRP verilerine göre doku ağırlık faktörü (W_T) göstermektedir.

Çizelge 3.4: Bazı doku ve organların ağırlık faktörleri.

Doku veya Organ	W_T
Gonadlar	0.08
Kemik iliği (kırmızı), kolon, akciğer, mide, meme	0.12
Mesane, karaciğer, yemek borusu, tiroit	0.04
Cilt, kemik yüzeyi, beyin, tükürük bezleri	0.01

3.5 Kritik Organ

Radyoizotoplar vücuda verildiklerinde farklı şekillerde dağılım göstermektedirler. Genel olarak radyoaktivitenin büyük bir kısmının biriktiği organa “*Kaynak Organ*”, absorbe ettiği radyasyonu ölçmek istediğimiz organa da “*Hedef Organ*” adı verilmektedir.

Bilindiği gibi kritik organ vücudun çeşitli yerlerinde radyasyona maruz kalma koşullarında alınan dozdan dolayı, söz konusu koşullardan kaynaklanan radyasyon etkisine en hassas olan vücut parçası ve/veya parçalarını ifade etmektedir. Kritik organlar genelde tek bir organ olarak düşünülmemektedir (Maranci, Tugrul; 2015). Genel olarak insan için kritik organlar kemik iliği ve üreme organları (gonatlar) başta olmak üzere tiroit, beyin ve akciğer olarak da nitelenmektedir. Kritik organların maruz kaldığı radyasyon dozu, canlı dokuların maruz kaldığı etkinin değerlendirilmesi açısından önemlidir.

Radyasyonun tanı veya tedavi amaçlı kullanıldığı durumlarda amaç minimum etkilenmeyle hedef kütleye gerekli ve/veya istenen enerjinin aktarılmasıdır. Radyasyon kaynağı genelde izotropik olduğu için, bir başka deyişle her yönde radyasyon yayımlandığından, bu durumun göz önüne alınması gerekmektedir.

Tedavi amaçlı kullanımda, tedavi alanı dışındaki tümöre yakın organların zarar görmeyecek şekilde absorbe doz almaları radyasyon dozimetrisinde önemli bir konudur. Tedavi alanı içindeki bölgelerdeki organ ve/veya dokulara verilen radyasyon dozları oldukça yüksektir. Tedavi alanına olan uzaklık arttıkça dozlar gittikçe düşmektedir (Howell ve ark., 2010).

3.6 Kritik Organ Dozu Tayininde Fantom Kullanımı

Tanı ve tedavi amaçlı uygulanacak doz miktarlarının hasta üzerinde olabilecek etkilerinin radyasyonun hastaya verilmeden önce bilinmesi önem arz etmektedir. Alınabilecek bu dozların bilinmesi, dozimetri çalışmaları açısından önemli olmaktadır. Bu nedenle, nükleer ve radyolojik güvenlik açısından uygun çalışma şartlarının belirlenmesi için deneysel çalışmalar yapmak gerekmektedir. Ancak, söz konusu bu deneylerin hasta üzerinde yapılması uygun olmamaktadır.

Radyasyonun deneysel olarak incelenmesi ve araştırılması için çoğu kez insan eşdeğeri olan “*fantom*” adı verilen elemanlar kullanılmaktadır. İnsanlar yapısal ve biçimsel olarak bazı farklılıklar gösterdiklerinden herkes için uygun olabilecek ortalama bir insan modeli olarak “*standart insan*” tanımı çerçevesinde fantomlar ICRU 1975 önerisine uygun olarak tercih sebebi olmaktadır.

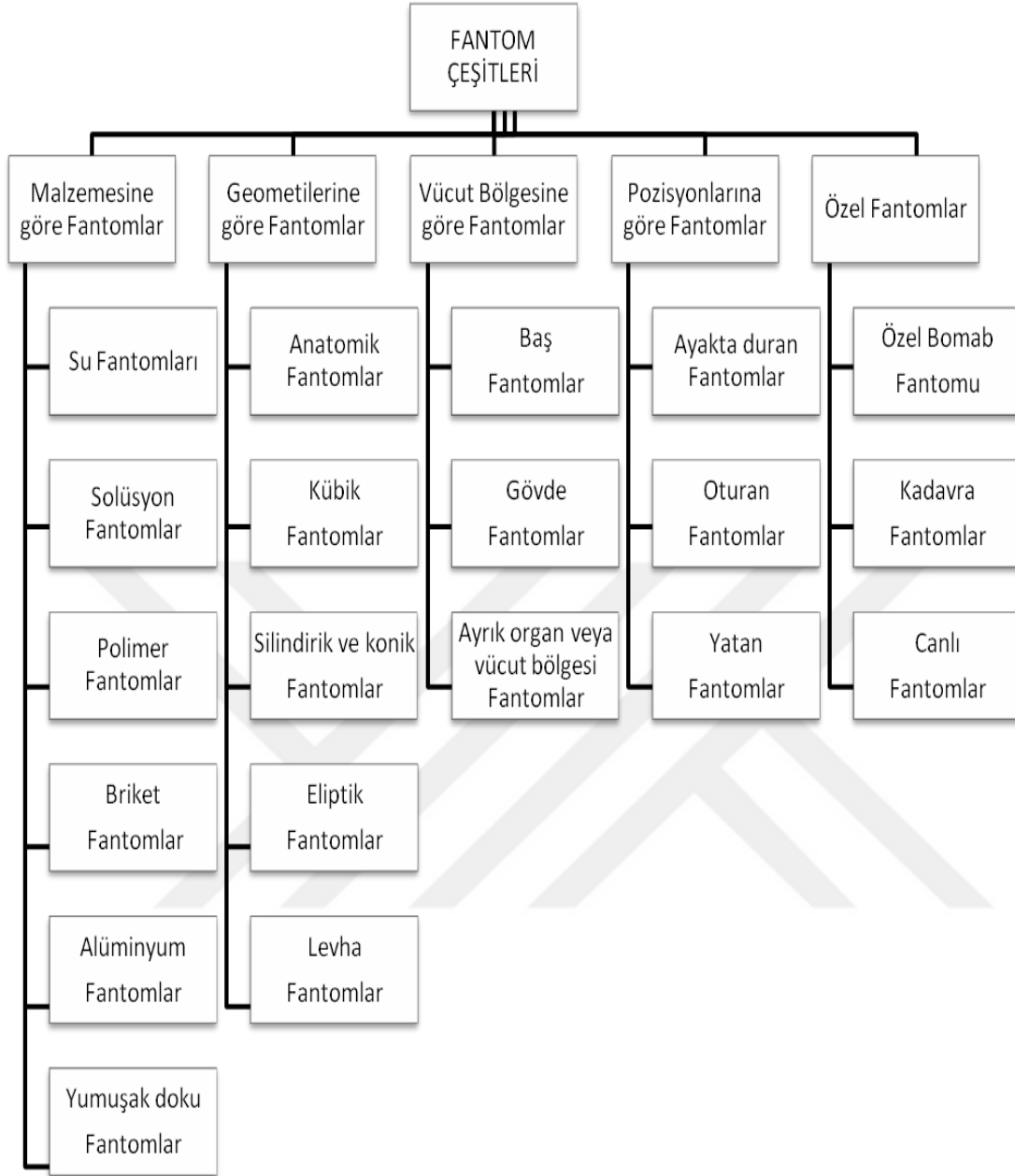
Radyasyon kullanımının tarih içerisinde gelişmesiyle birlikte fantomlar da zaman içerisinde insan dokusuna daha yakın olabilmek adına değişme göstermiştir. Fantomlar oluşturulurken fantomun neden yapıldığı, bir başka deyişle fantom malzemesi önem arz etmektedir. Fantom malzemesi ne kadar insan dokusuna eş değer olursa o kadar iyi doz değerlendirmesi yapmak mümkün olmaktadır. Ayrıca insan dokuları da birbirleriyle bütünüyle eş değer olmamaktadır. Ancak, tüm insan vücutları için ortalama bir yoğunluktan bahsetmek mümkün olmaktadır. İnsan vücudunun ortalama yoğunluğu 1 g/cm^3 'e oldukça yakındır. Bu sebeple yoğunluğu bu değere eşit olan malzemelerin fantom malzemesi olarak kullanılması esestir (Kısınma, 2015).

Genel olarak fantomlar katı ve sıvı özellikteki fantomlar olmak üzere iki ana başlığa ayrılabilir. İnsan vücudunun % 70'e yakını su olduğundan, su içeren fantom elemanları uygulamalarda tercih edilmektedir. Katı fantom malzemelerinden kasıt ise, insan dokularının organik bir yapıya sahip olması nedeniyle polimer gibi organik malzemelerden yapılmış elemanların fantom olarak kullanılmaları öne çıkmaktadır.

Tıbbi anlamda kullanılan bir fantomun en önemli özelliği insan vücuduna eşdeğer nitelikte olmasıdır. Radyasyon ve geometrik özellikleri sağlamak için çeşitli fantom tipleri mevcuttur. Bunlar, basit sıvı dolu kaplardan, homojen katı malzemelerden veya karmaşık modellere kadar uzanmaktadır (Kısınma, 2015).

3.6.1 Fantomların sınıflandırılması

Fantomları, yapımında kullanılan malzemelerin özelliklerine, geometrilerine veya pozisyonlarına göre sınıflandırmak mümkün olmaktadır. 70 kg ağırlığında, 170 cm boyundaki standart tip insan modeli ICRU 1975 (Uluslararası Radyolojik Birimler Komisyonu) önerisine uygun olarak kullanılmaktadır (Köşe, 1999). Fantomların sınıflandırılması Şekil 3.2'de görülmektedir.



Şekil 3.2: Fantomların sınıflandırılması.

3.6.1.1 Malzemelerine göre fantomlar

Fantomlar yapıldıkları *malzemeye göre* birkaç sınıfa ayrılmaktadırlar. İnsan vücudunun %70 'e yakını sudan oluştuğundan genellikle kullanılan fantom *su fantomu* olmaktadır. Su, insan dokusuna eşdeğer yoğunlukta kabul edildiğinden bu fantomun insan vücudu yerine kullanılması ve doz hesaplamalarında yararlanması oldukça yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Uygun şekil ve büyüklükte olan bu fantomların kolaylıkla ayarlanabilmesi kullanımı açısından bir avantaj oluşturmaktadır.

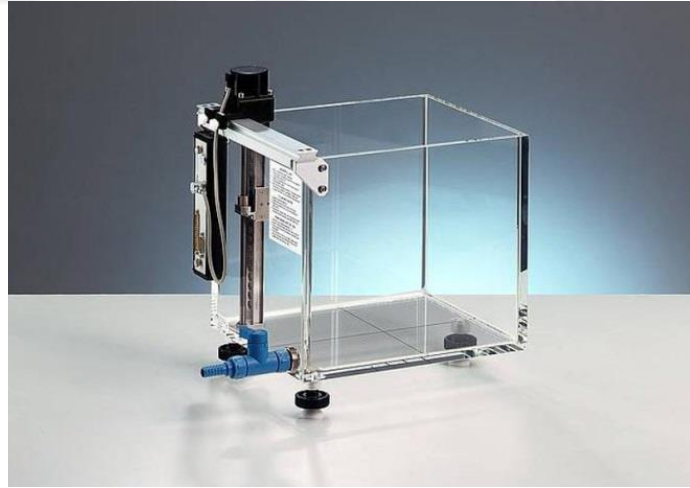
Diğer bir fantom türü ise *solüsyon fantomlarıdır* ve bu fantomlar da suyla beraber farklı bileşik veya elemanların katılmasıyla oluşmaktadır. En yaygın kullanılan solüsyon fantomlarında, solüsyon olarak tuzlu su kullanılmaktadır.

Polimer fantomlar ise, polimer teknolojisinin gelişmesiyle beraber yaygınlaşmıştır. Yumuşak dokuyla olan benzerliğinden dolayı fantom malzemesi olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Tuğla fantom olarak adlandırılan *biriket fantomlar* ise insan dokusuna yakın bir yoğunlukta geliştirilerek, insan formunda oluşturulabilmektedirler. Bir başka fantom malzemesi ise *alüminyumdur*. Alüminyumun şekil verilebilir yapısı sayesinde sert yumuşak dokular ve kemiklerin simülasyonunda kullanılabilirler.

Malzemelerine göre fantomların sınıflandırılmasında son grup ise *yumuşak doku fantomlarıdır*. Bu fantomlar genelde diğer fantomların yetersiz olduğu durumlarda daha net sonuçlar almak için kullanılmaktadır.

Bu fantomlar içerisinde en çok kullanılanı su fantomları olmaktadır bu nedenle Şekil 3.3'de radyoterapi ışınlarının doz dağılımını belirlemek için 3 boyutlu, büyük alanlı motorize su fantomu görülmektedir.



Şekil 3.3: Üç boyutlu bir su taşıyıcı fantomu.

3.6.1.2 Biçimlerine göre fantomlar

Fantomlar sınıflandırılırken, insan yapısının fiziki özellikleri dikkate alınarak oluşturulmuş fantom tiplerinden bahsetmek mümkündür. Bu bağlamda, kübik, silindirik, eliptik, levha fantomlar kullanılmaktadır..

Küçük fantomların yapımı ve kullanımı oldukça kolaydır ve dozimetrik çalışmalarda sıkça kullanılan fantom türüdür.

İnsan vücudunun şekli nedeniyle en çok kullanılan fantom türlerinden biri de *silindirik fantomlardır*. Baş, kollar, bacaklar ve gövde genellikle silindirik fantomlarla simüle edilebilmektedir.

Eliptik fantomlar, şekil itibariyle insan vücudunun kesitine benzemesi nedeniyle tercih edilmektedirler (Köşe, 1999).

Levha fantomlar ise, genellikle polimer gibi yapılarda olan levhaların ayrı ayrı birleştirilmesiyle oluşturulan fantom türleri olmaktadır.

Fantomlar tüm vücudu simüle edebildikleri gibi ayrı ayrı vücut organlarını da temsil edebilirler. Bu bağlamda, fantomlar vücut bölgesinde temsil ettikleri bölgeye göre de sınıflandırılabilirler. Örneğin baş bölgesindeki yapıların simüle edilebilmesi için bu bölgeyle benzer anatomik özellikler gösteren *baş fantomu* kullanmak mümkün olmaktadır. *Gövde fantomları* ise, insan vücudundaki organların tamamının veya vücut bölgesindeki organların tek tek simülasyonunun yapılabilmesini mümkün kılar.

Ayrı organlar fantomu ise el ve ayak bilekleri dahil farklı pozisyonlarda, farklı açılarda dirsek, kol, bacak gibi vücut bölgelerini simüle edecek şekilde oluşturulmaktadır. *Tüm vücut bölgesi fantomu* ise genel olarak bütün vücudu simüle eden yapılardır. Biçimlerine göre fantomlardan ayrı organlar fantomu sıklıkla kullanılmaktadır bu sebeple Şekil 3.4’de ayrı organlar fantomları görülmektedir.



Şekil 3.4: Çeşitli ayrı organ veya vücut bölgesi fantomları.

3.6.1.3 Pozisyonlarına göre fantomlar

Fantomların bir diğer sınıflandırma türü *pozisyonlarına göre* yapılmaktadır. Bu sınıflandırmada fantomların; *ayakta duran*, *oturan* ve *yatan fantomlar* olarak üç kısımda incelenmesi mümkündür. *Ayakta duran fantomlar*, ayakta durarak çalışan kişiler veya ayakta tedavi gören kişiler için tasarlanan fantom çeşididir. *Oturan fantomlar* ise oturur pozisyondaki fantomları içerir. *Yatan fantomlar* ise tamamen yatarak tedavi gören kişiler için tasarlanan fantom çeşididir. Sıklıkla kullanılan oturan bir fantom Şekil 3.5' de görülmektedir.



Şekil 3.5: Oturan bir fantom.

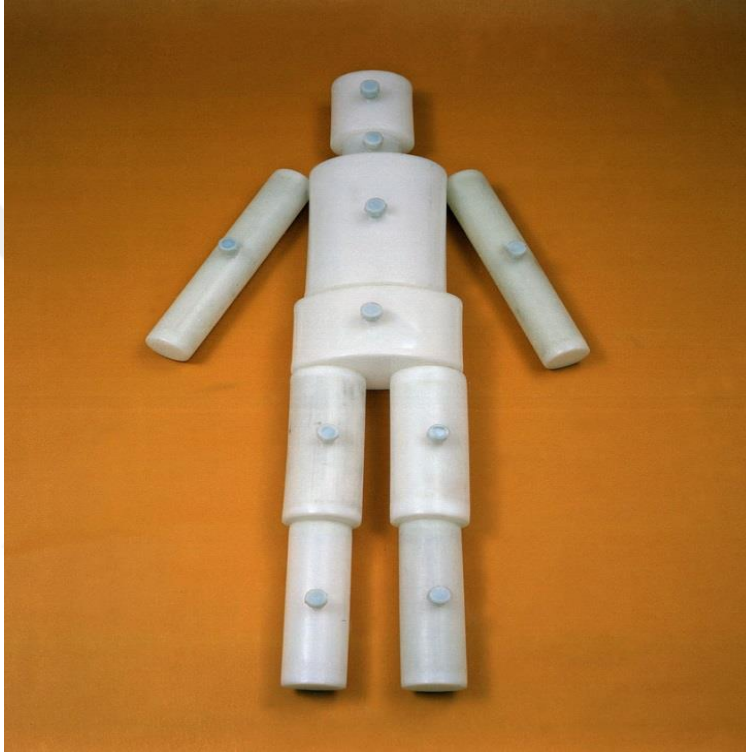
3.6.1.4 Özel fantomlar

Özel fantomlar ise standart insan tipinden farklı tipteki insanlar için geliştirilmiş fantomlardır (Köşe, 1999, Kısınma ve Tuğrul,2013). Bunlardan biri *Özel Bomab fantomu*' dur. BOttle Mamikin ABsorber fantom 1949 yılında Bush (Bush, 1949) tarafından geliştirilen polimer esaslı ve yağ simülasyonlu özel fantomlardır. Ayrıca bu fantomun içine kemik eşdeğeri malzemedan yapılmış iskelet yerleştirilmesi ile özel bir Bomab fantomu geliştirilmiştir.

Kadavra fantomlar da özel fantomlar içinde yer almaktadır. Bu amaçla çoğu kez hayvan kadavrası tercih edilmektedir.

Bunlardan ayrı olarak “*canlı fantomlar*”ın da kullanımı söz konusu olmaktadır. Bu amaçla, genellikle kobaylar canlı fantom olarak kullanılmaktadır. Radyasyon karşısında doku ve organların nasıl etkilendiğine ilişkin dozimetrik çalışmalar için tercih edilmektedirler. Örneğin dış ve iç radyasyonun tiroit üzerindeki etkilerini belirlemek için çok sayıda hayvan kullanılmış ve alınan sonuçların insanlarla benzerlikler gösterdiği sonucuna varılmıştır (NCRP, 2008).

Sık kullanılan Özel Bomab fantomu Şekil 3.6’da gösterilmektedir.



Şekil 3.6: Özel Bomab fantomu.

3.6.1.5 Anatmik fantomlar

Dozimetrik çalışmalar içinde çoğu kez tercih edilen fantomlardan biri anatomik fantomlardır. Anatomik fantomlar “*Rando fantom*” ve “*Torso fantomlar*” olarak temelde ikiye ayırmak mümkündür.

Rando fantomlar insan eşdeğeri malzemelerden yapılmış ve standardize edilmiş bir fantom türü olmaktadır. Üst üste dilimler halinde oluşturulan ve insan başı ile gövdesini temsil eden anatomik fantomlardır (Yılmaz, 2010). Rando fantomu oluşturan dilimler üzerinde dozimetre ve kaynak yerleştirilmesine uygun olarak 0.5 cm çapında çok sayıda delik bulunmaktadır. Şekil 3.7’de anatomik fantomlardan Rando fantom görülmektedir.



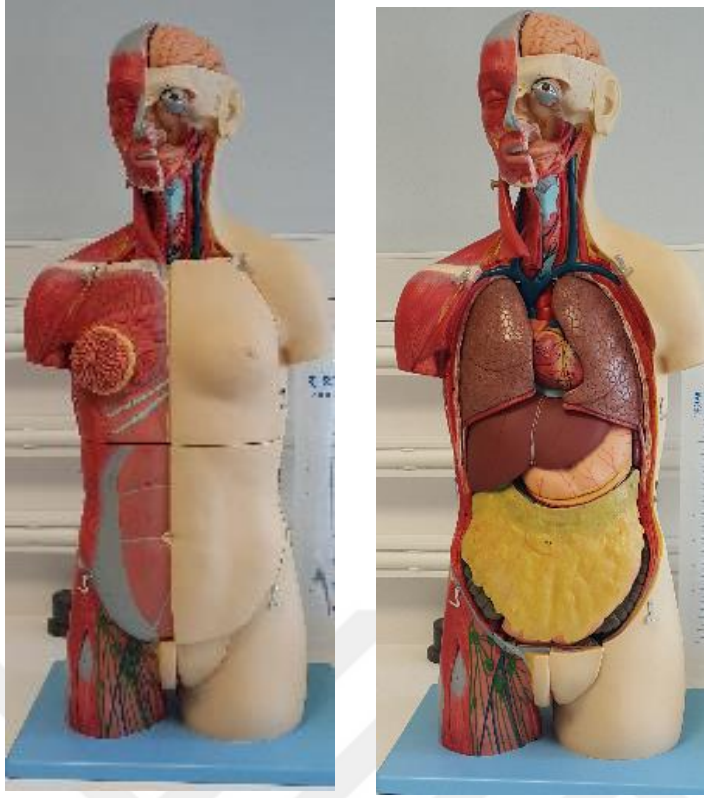
Şekil 3.7: Rando fantomlar.

Bir diğer *anatomik fantom* türü Torso fantomlardır. Bu Yüksek Lisans Tezinde Torso Fantom ile çalışılması amaçlandığından Torso fantom ayrı bir alt bölüm içinde incelenmektedir.

3.6.2 Torso fantom tanıtımı

Bu fantomlar insan vücudunun kol ve bacaklar dışındaki insan gövdesinden oluşmuş iç organları da simüle eden gelişkin bir anatomik fantom tipidir. Gövdeyi oluşturan organlar esas itibariyle polimerik yapıya sahip olmakla beraber, gerçek insan vücudu organlarını simüle edebilmek için farklı polimer malzemelerden yapılmışlardır.

Bu çalışmada deneysel aşamada “Antropomorfik Torso Fantom” kullanılmıştır. Antropomorfik torso fantom büyük vücut şeklinde ve organların bir çoğu ile omurga eklerini içerir. Doku yoğunluğu simülasyonu için organlar su strafor boncuklarla doldurulmuştur. Radyoaktif dağılımlar ve anatomik yapılar simülasyonu bu sayede yapılmaktadır. Bu fantom sayesinde, bu Yüksek Lisans tezinde amaçlanan karaciğer sintigrafisi doz tayini için vücut içinde yer aldığı pozisyonda karaciğersintigrafisine ilişkin simülasyon yapılması mümkün olabilmektedir. Şekil 3.8’de “Antropomorfik Torso Fantom” görülmektedir.



Şekil 3.8: ‘Antropomorfik Torso fantom’.

4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu yüksek lisans tez çalışmasında, gerçekleştirilen deneysel çalışmalarla karaciğer sintigrafisi için kuramsal olarak Cr-51 radyoizotopu kullanılmıştır ve bu radyoizotop aracılığıyla karaciğer sintigrafisinden dolayı hastanın kritik organları için doz incelemesi amaçlanmıştır. Planlanan deneysel çalışmalar bağlamında kullanılan aparat ve uygulanan deney prosedürleri aşağıdaki alt bölümlerde tanıtılmaktadır.

4.1 Deneyde Kullanılan Torso Fantomun Tanıtımı

Bu çalışmada karaciğer sintigrafisinin simülasyonunu yapabilmek ve kritik organ dozlarını belirleyebilmek için Antroformik Torso fantom kullanılmıştır.

Antropomorfik Torso Fantomun fiziksel özellikleri Çizelge 4.1' de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1: Antropomorfik Torso fantomun fiziksel özellikleri.

	BOYUT (cm)		HACİM (Litre)
Yanal Dış Boyut	38	Sol Akciğer	0,9
Yanal İç Boyut	36	Sağ Akciğer	1,1
Ön-arka Dış Boyut	26	Karaciğer	1,2
Ön-arka İç Boyut	24	Arka Plan	10,3

Deneysel çalışmada kullanılan Antropomorfik Torso Fantomun fotoğrafı Şekil 4.1'de görülmektedir.



Şekil 4.1: Deneyleerde kullanılan Antropomorfik Torso fantom.

4.2 Deneyleerde Kullanılan Radyoizotopun Tanıtımı

Karaciğer sintigrafisi nükleer tıpta yaygın olarak kullanılmakta olup, bu amaçla farklı radyoizotoplar kullanılabilir. Bu Yüksek Lisans Tezinde karaciğer sintigrafisi için kuramsal olarak Cr-51 gama radyoizotopu kullanılmıştır. Cr-51 radyoizotopu kullanılması durumunda karaciğer sintigrafisinde hastanın kritik organları için doz hızı ölçümü ve kümülatif doz değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Karaciğer sintigrafisi için genellikle kullanılan radyoizotop Tc-99m'dir. Fakat bu çalışmada Cr-51 gibi yüksek enerji ve uzun yarı ömüre sahip bir radyoizotop karaciğer sintigrafisinde kullanıldığında kritik organlar üzerindeki dozsal etkilerinin nasıl olacağı incelenmiştir. Uzun yarı ömüre ve enerjiye sahip olan radyoizotoplar hastaların organ dozları için önemli bir yere sahiptir ve dozimetrik açıdan incelenmesi önem arz etmektedir. Bu bağlamda, bu Yüksek Lisans tezinde Cr-51 ile çalışılması özellikle tercih edilmiştir. Cr-51 radyoizotopu, gama radyoaktif bir izotopdur. Cr-51'in 1mCi noktasal kaynaktan dış ışınlanması, 1m'de 180 mR/sa 'tır (Maranci, Tugrul; 2015). Bu çalışmada kullanılan Cr-51 gama radyoizotopunun özellikleri Çizelge 4.2' de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2: Cr-51' in özellikleri.

Özellikler	Açıklamalar
Sembol	Cr-51
Fiziksel Yarı ömür	27,7 gün
Biyolojik Yarı ömür	616 gün
Etkin Yarı ömür	26,6 gün
Enerji	0,32 MeV
Kurşun için eşdeğer yarı kalınlığı	1,7 mm
Yıllık Alım Limiti (ALImax.)	20 mCi

4.2.1 Deneyde kullanılan radyoizotopun üretilmesi

Bu çalışmada kullanılan Cr-51 gama radyoizotopunun üretilmesi için İTÜ TRIGA Mark-II Eğitim ve Araştırma Reaktöründen faydalanmıştır. (Url-9,2016). Bu bağlamda, krom içeren uygun bir bileşiğin İTÜ TRIGA Mark-II Eğitim ve Araştırma Reaktörü merkezi ışınlama kanalında ışınlatılarak elde edilmesi mümkün olmuştur. İTÜ TRIGA Mark-II Eğitim ve Araştırma Reaktörü'nün özellikleri Çizelge 4.3'de görülmektedir.

Çizelge 4.3 : İTÜ TRIGA Mark-II eğitim ve araştırma reaktörü.

Özellik	Açıklama
Normal Reaktör gücü	250kW
Özel Çalışma Tipi	Darbeli Çalışma (1200 MW
Yakıt Elemanları/Yakıt Zenginliği	U-ZrH _{1.6} / (%20 zenginlik)
Soğutucu	Hafif Su
Yansıtıcı	Grafit
Termal Nötron Akı Hızı	2,35x10 ¹² cm ⁻² s ⁻¹

İTÜ TRIGA Mark-II Eğitim ve Araştırma Reaktörü kullanılarak deneylerde kullanılacak Cr-51 radyoizotopunun (n, γ) reaksiyonu çerçevesinde elde edilmesine ilişkin bilgiler Çizelge 4.4'te görülmektedir.

Çizelge 4.4: Işınlanan radyoizotopun özellikleri.

Orijinal İzotop	Üretilen Radyoizotop	Işınlam Süresi	Işınlama Gücü	Reaksiyon
Cr-50	Cr-51	15 dk	250kW	(n, γ)

Deneyde birbirinden farklı miktarlarda 20 adet Cr-51 paketçığı kullanılmıştır. Bu paketçıkların her birinin kütlesi, ışınlama bitiminden sonraki özgül aktiviteleri (So) ve ışınlama bitiminden 120 saat beklendikten sonraki (Kromik asit bileşiği içindeki safsızlıkların tükenmesi için beklenen süre) aktivite (S) değerleri, Çizelge 4.5 'de gösterilmiştir. Burada bahsi geçen So ve S değerlerinin hesaplama yöntemleri Bölüm-6 içerisinde detaylarıyla verilmiştir.

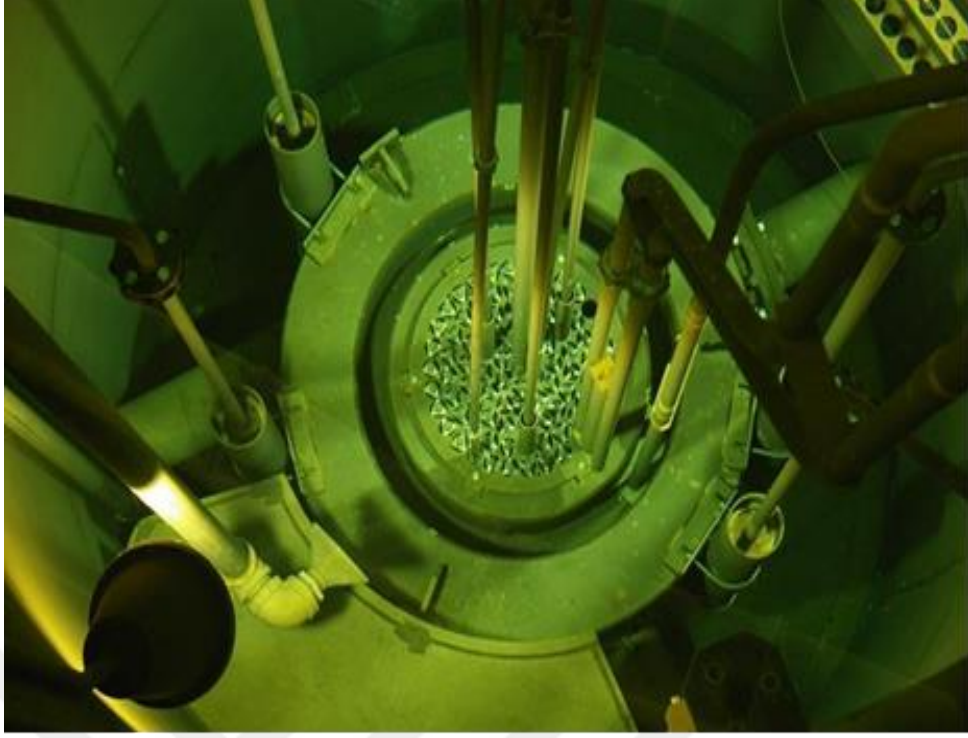
Çizelge 4.5 : Deneyde kullanılan 20 adet Cr-51 parçacığının sırasıyla kütleleri, özgül aktiviteleri ve 120 saat geçtikten sonraki aktiviteleri.

Örnek Numarası	Kütle (g)	So (MBq)	S (MBq)
1	0,222	0,0032	0,0028
2	0,183	0,0026	0,0023
3	0,201	0,0029	0,0025
4	0,148	0,0021	0,0018
5	0,110	0,0016	0,0014
6	0,231	0,0030	0,0026
7	0,148	0,0021	0,0019
8	0,284	0,0041	0,0036
9	0,194	0,0025	0,0025
10	0,128	0,0018	0,0016
11	0,136	0,0019	0,0017
12	0,115	0,0017	0,0015
13	0,102	0,0014	0,0012
14	0,104	0,0015	0,0013
15	0,118	0,0017	0,0015
16	0,123	0,0018	0,0016
17	0,250	0,0036	0,0032
18	0,121	0,0017	0,0015
19	0,102	0,0014	0,0012
20	0,094	0,0014	0,0012

Şekil 4.2’de, İTÜ TRIGA Mark-II Eğitim ve Araştırma Reaktörü ve Şekil 4.3’de ise İTÜ TRIGA Mark-II Eğitim ve Araştırma Reaktörü kalp bölgesi görülmektedir.



Şekil 4.2: İTÜ TRIGA Mark-II Eğitim ve Araştırma Reaktörü.



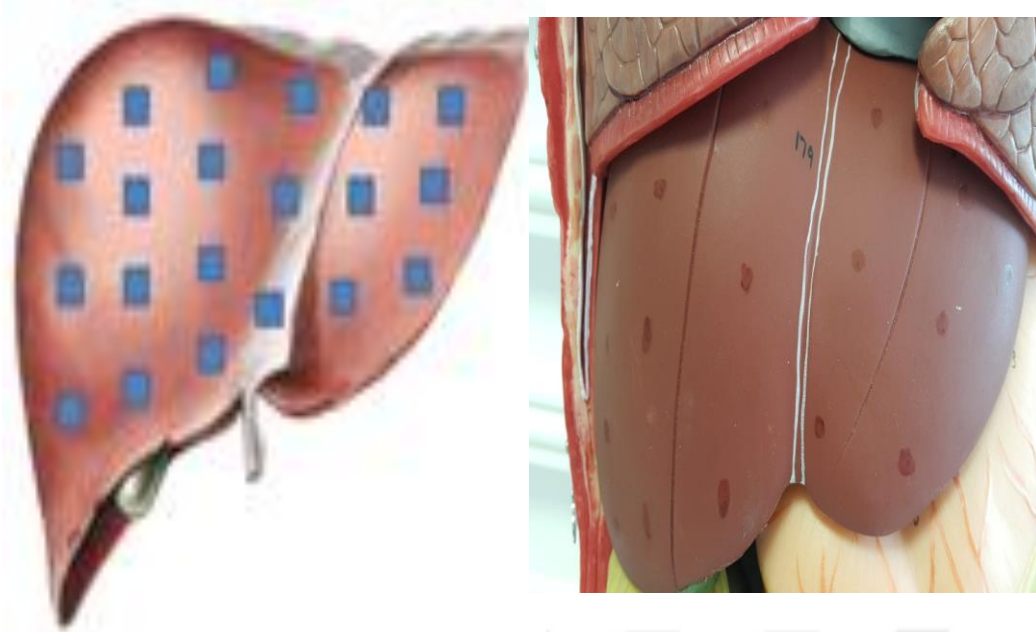
Şekil 4.3: İTÜ TRIGA Mark-II Eğitim ve Araştırma Reaktörü kalp bölgesi.

Denelerimizde kullanılan krom, kromik asit (H_2CrO_4) bileşiği olarak kullanılmıştır. H_2CrO_4 (Kromik Asit) bileşiği, kırmızı pembe kristallerden oluşmakta olup, yoğunluğu $2.67 - 2.82 \text{ g/cm}^3$ arasındadır. $197 \text{ } ^\circ\text{C}$ 'de erimekte ve tıpta yakıcı olarak da kullanılabilir.

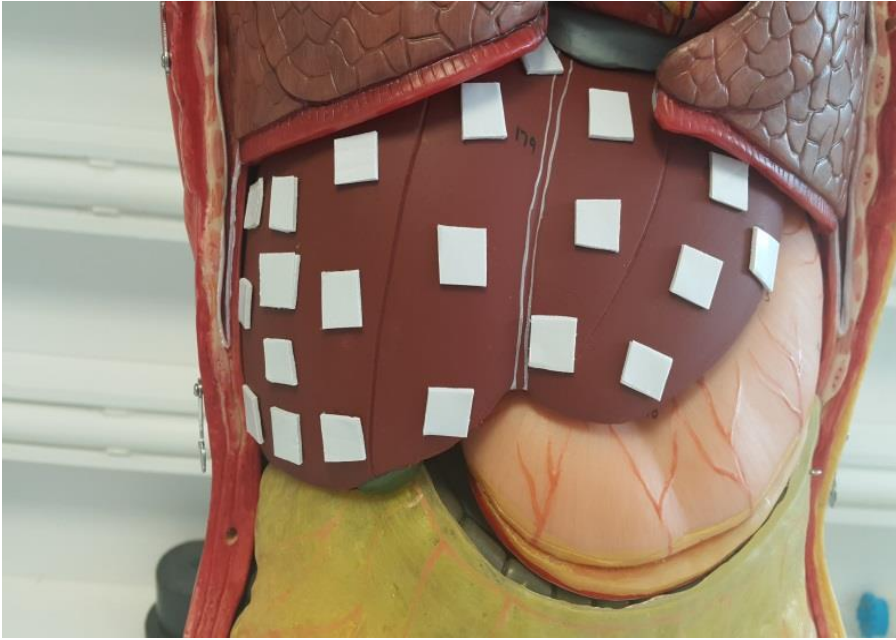
Kromik Asit bileşiğin tercih edilmesinin sebebi, kromik asit bileşiğinde krom dışındaki elementlerden olan hidrojen için (H) (n,γ) reaksiyonu oluşmaması, ve oksijenin (O) ise (n, γ) reaksiyonu çerçevesinde 4,173 sn gibi kısa süreli yarı ömürle aktivite olmasıdır. Bu bağlamda, ışınlamadan sonra uygun bir süre beklenerek deneylerde sadece Cr-51 radyoizotopu ile çalışılması mümkün olabilmektedir.

4.3 Karaciğer Simülasyonu

Bu çalışmada, karaciğer sintigrafisinin gerçekleştirilebilmesi için Antropomorfik Torso Fantom içinde yer alan karaciğer bölgesi kullanılarak simülasyon yapılmıştır. Benzer şekilde hazırlanmış 20 adet Cr-51 paketçisi benchmark metodu ile karaciğere yerleştirilmiştir. Böylece, karaciğer simülasyonu gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.4'de karaciğer simülasyonuna ilişkin benchmark markalaması ve Şekil 4.5'de ise gerçekleştirilen karaciğer simülasyonu şematik olarak görülmektedir.



Şekil 4.4: Benchmark metodu ile markalama.



Şekil 4.5: Karaciğer benchmark simülasyonu.

Cr-51 paketçiklerinin Antropomorfik Torso fantomun karaciğer bölgesine yerleştirimi Şekil 4.6'da görülmektedir.



Şekil 4.6 : Cr-51 paketçiklerinin karaciğer üzerine yerleştirilmesi.

4.4 Deneyde Kullanılan Cihazların Tanıtımı

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında deneysel çalışmalarda kullanılan bir dizi cihaz ve/veya eleman aşağıdaki alt bölümlerde tanıtılmaktadır.

4.4.1 PM1401K model kompakt sintilasyon dedektörü

Deneylerde kullanılan Antropomorfik Torso Fantomun karaciğerine yerleştirilen Cr-51 gama radyoaktif elementinin kritik organlar üzerindeki radyasyon doz hızını ölçmek için sintilasyon dedektörü kullanılmıştır.

Kullanılan dedektör, İTÜ Enerji Enstitüsü Radyoizotop Laboratuvarı'nda bulunan PM1401K model bir cihazdır. Bu cihaz; küçük boyutlu, hafif, alfa, beta, gama ölçümü yapabilen, içinde sintilasyon dedektörü, GM tüpü ve çok kanallı analizör bulunduran kompakt ve gelişkin bir cihazdır. PM1401K model kompakt sintilasyon dedektörünün özellikleri olarak;

- Alfa, beta, gama ve nötron radyasyon kaynaklarının algılanması, araştırılması ve yerlerinin belirlenmesi,
- Alfa ve beta kaynakları ile kontamine olmuş yüzeylerin kontaminasyon (bulaşıklık) seviyelerini ölçülmesi,
- Doz oranını ölçülmesi,
- Sesli ve titreşimli alarmlar ile kullanıcıya ortamda bir radyasyon kaynağının varlığının bildirilmesi,

- 100 gama spektrumu ve 500 tane olayı geçici hafızasına kayıt edip depolayabilme,
- IR kanalı yolu ile kaydedilen tüm verileri bilgisayara iletebilme

sayılabilir.

PM1401K model kompakt sintilasyon detektörünün genel özellikleri Çizelge 4.6' de , görüntüsü Şekil 4.7'de verilmektedir.

Çizelge 4.6 : PM1401K model kompakt sintilasyon detektörünün genel özellikleri (Url-10, 2015).

Standartlara Uygunluk	IEC 846, ANSI N42.33(2), ANSI N42.34, IEC 62327
γ -Araştırma ve spektrum kanalı	
Dedektör	CsI(Tl)
Cs-137 için hassasiyet	200 s ⁻¹ /(μ Sv/sa) (2 s ⁻¹ /(μ R/sa))
Am-241 için hassasiyet	200 s ⁻¹ /(μ Sv/sa) (2 s ⁻¹ /(μ R/sa))
Enerji aralığı	0.03 - 3.0 MeV
Sintilasyon spektrumu için kanal sayısı	1024
Kalıcı hafızada tutulabilen spektrum sayısı	100'den fazla ısı
Nötron Araştırma Kanalı	
Dedektör	Yavaş nötron sayıcı
Enerji aralığı	0.025 eV – 14 MeV
γ - ölçüm kanalı	
Dedektör	GM-sayıcı
Doz oranı	0.1 μ Sv/sa – 100 mSv/sa
Enerji aralığı	0.015 – 15 MeV
α ve β – ölçüm kanalı	
Dedektör	GM-sayıcı
α -akı yoğunluğu ölçüm aralığı	15 – 10 ⁵ (1/dk.cm ²)
β -akı yoğunluğu ölçüm aralığı	6 – 10 ⁵ (1/dk.cm ²)
β ölçüm enerji aralığı	0.15 – 3.5 MeV
Fiziksel Parametreler	
Boyutlar	242 x 58x 57 mm (9½" x 2¼" x 2¼")
Ağırlık	650 g
Çevresel Karakteristikler	
Sıcaklık	-30 - 50°C (-22 - 122°F)
Nem	%95 (35 °C 'de veya 95 °F' de)
Güç	
Piller	1 adet AA pil
Pil ömrü	600 sa
PC bağlantısı	IRDA, Bluetooth



Şekil 4.7: PM1401K polimaster dedektörün görüntüsü.

4.4.2 Termo lüminesans dozimetre (TLD)

Termo Lüminesans Dozimetre (TLD)'ler genel olarak dozimetrik amaçlı kullanılan dozimetrik aparatlardır. Direkt olarak soğurulan dozu ölçmek için kullanılmaktadırlar (Yaşar ve Tuğrul, 2005). TLD dozimetreleri radyasyona maruz kaldıklarında dozsız açıdan geniş aralığı algılamaktadırlar. Bu Yüksek Lisans tezinde yapılan deneylerde, doku eş değeri yüksek duyarlılıkta olan kart çip şeklindeki Lityum Filorid (LiF) (TLD 100) (3x3x1mm) kullanılmıştır (URL-11,2015). Kullanılan TLD'ler Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Dozimetri Laboratuvarı (SSDL) biriminden temin edilmişlerdir.

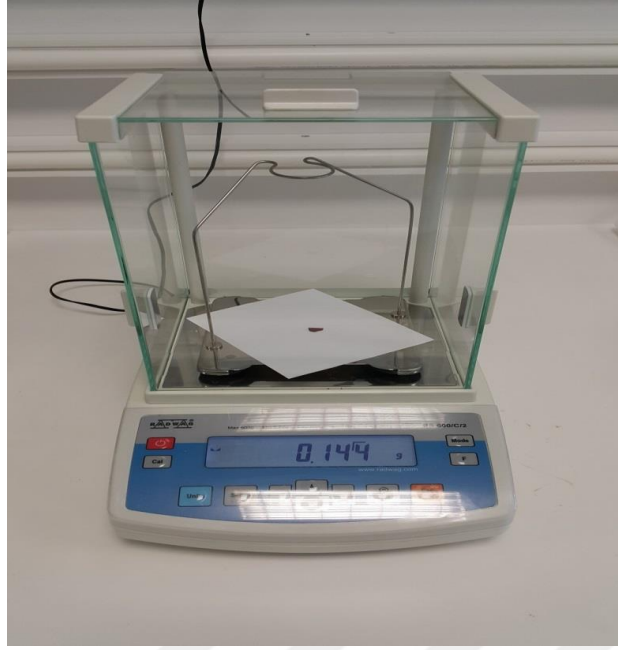
Genel olarak TL dozimetreleri (Shani, 1991)

- İnorganik malzemeler ve pasif algılayıcılardır.
- Termolüminesans mekanizması malzemenin ısı (TSL) veya optik (OSL) özelliklerinden kaynaklanmaktadır.
- Malzemenin enerji boşluğunda enerji seviyeleri oluşturacak yüksek derişiklikte tuzak ve lüminesans bölgeler oluşturulmaktadır.
- Tuzaklara yakalanan elektronlar sinyal üretimine katkıda bulunmaz, ancak gelen radyasyonun malzemede depolanan enerjisini temsil etmektedirler.
- Tuzak yükleri ısı veya optik nedenlerle açığa çıkarılmakta ve lüminesans merkezinde foton üretilmekte ve bu sebeple pasif adını almaktadırlar.

Termolüminesans mekanizmada; gelen radyasyonun etkisi ile elektron-boşluk çifti oluşmaktadır. Termolüminesanslara dışarıdan voltaj uygulandığı için elektronlar iletim bandına rastgele göç ederler. Göç sırasında enerji bantları arasındaki boşlukta çeşitli enerji seviyelerindeki tuzaklara yakalanırlar. Tuzaktaki elektron birikimi radyasyon enerjisi ile doğru orantılıdır. Uzun süre radyasyona maruz kalınca tuzaklarda elektrona doyma olur. Ayrıca, boşluklarda tuzaklanabilir. Derişiklik bandının biraz üzerindeki tuzak enerjilerinde elektron sayısı boşluk sayısına eşittir. TLD malzemesinin absorbladığı dozun okunabilmesi için ısıtılır (ısı çözülme) veya sıcak gaza maruz bırakılır yada sıcak yüzeylere temas ettirilir veya TLD malzemesi lazere maruz bırakılır (optik çözülme). Dozimetrik amaçlı kullanılan TLD'lerde bir kristal mevcut olup, bu kristale tuzaklama ve lüminesans merkezleri yaratacak safsızlıklar eklenmektedir (Shani, 1991).

4.4.3 Hassas terazi

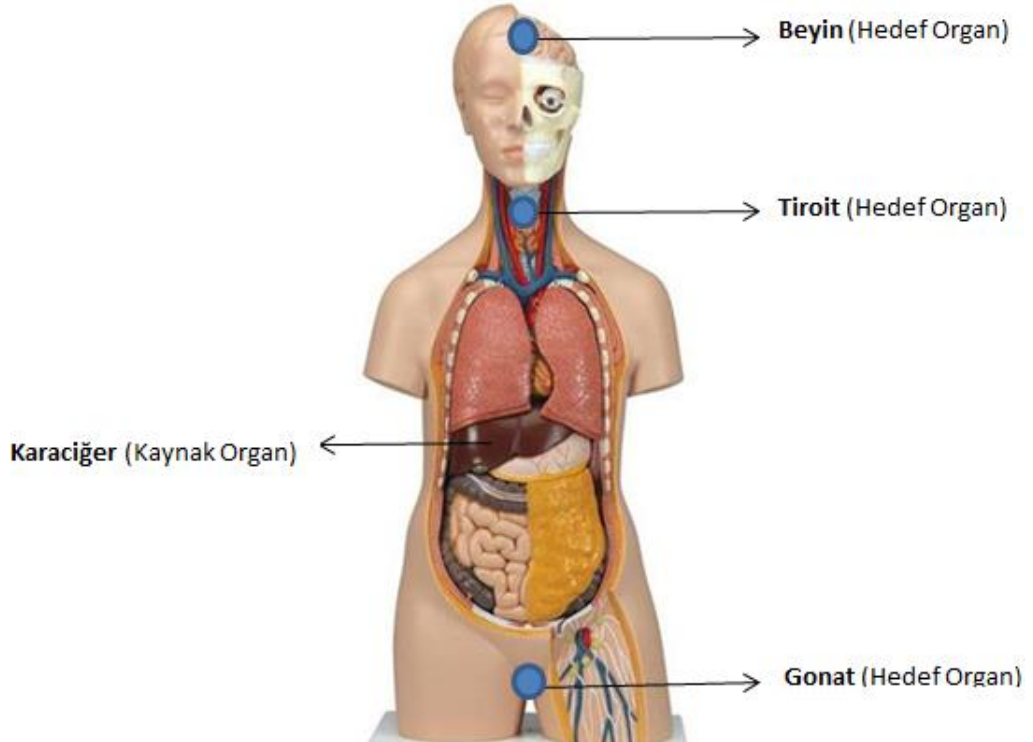
Deneylerde kullanılan ışınlanmış Cr-51 içeren kromik asit paketçikleri, ışınlanmadan önce hassas terazide yapılan tartımlarla daha önce detayı verildiği üzere birbirlerine benzer miktarlarda oluşturulmuştur. Bu amaçla, İTÜ Enerji Enstitüsü Radyoizotop Laboratuvarında bulunan RADWAG-PS 600/C/2 marka Hassas Terazi kullanılmıştır. Kullanılan hassas terazi Şekil 4.8'de görülmektedir. Toplamda 3,114 gr Cr-51 radyoizotopu deneylerde kullanılmıştır.



Şekil 4.8: Deneyleerde kullanılan hassas terazi.

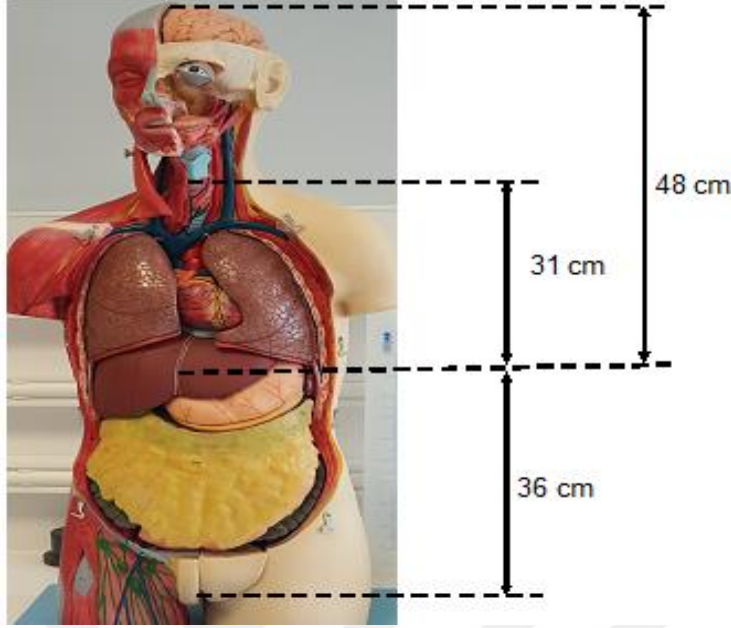
4.5 Deney Geometrisi

Bu çalışmada, kaynak organ olarak karaciğer seçilmiştir. Hedef organlar olarak da beyin, tiroit ve gonatlar seçilmiştir. Şekil 4.9’da Torso fantom üzerinde kaynak ve hedef organlar görülmektedir.



Şekil 4.9: Torso Fantom üzerinde kaynak ve hedef organlar.

Hedef ve kaynak organların birbirlerine göre durumları ve mesafeleri Şekil 4.10'da ve Çizelge 4.7'de gösterilmiştir.



Şekil 4.10: Kaynak ve hedef organların geometrisi.

Çizelge 4.7: Kritik organların hedef organa olan uzaklıkları.

	Tiroit	Gonat	Beyin
Mesafe (cm)	36	31	48

Işınlanan Cr-51 radyoizotopu paketler halinde hazırlanıp, karaciğer üzerine yerleştirildikten sonra hedef organlarda oluşturduğu doz hızı etkisi sintilasyon dedektörüyle, kümülatif doz etkisi ise TLD'ler ile ölçülmüştür.

4.6 Deney Pozisyonlarının Tanıtımı

Deneylerde ölçümler doz hızları tayini için sintilasyon dedektörü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kümülatif doz ölçümüne ilişkin olarak ise TLD dozimetrelerden yararlanılmıştır.

4.6.1 Doz hızı ölçümü pozisyonlamaları

Gerçekleştirilen deneylerde, kaynak organdan hedef organların (gonad, tiroit ve beyin) etkilenmesi doz hızlarının ölçümü çerçevesinde incelenmesi amacıyla sintilasyon dedektörü hedef organ bölgelerine konumlandırılmıştır. Geometriye önem verilerek, geometri hep aynı olacak şekilde sayımlar alınmıştır (Tuğrul, 1995).

Hedef organlarda doz hızı ölçümüne ilişkin pozisyonlamalar gonad ve tiroit için sırasıyla Şekil 4.11 ve Şekil 4.12’de görülmektedir.



Şekil 4.11: Gonad için doz hızı ölçümüne ilişkin pozisyonlama.



Şekil 4.12: Tiroit için doz hızı ölçümüne ilişkin pozisyonlama.

Beyin için doz hızı ölçümüne ilişkin pozisyonlama ise Şekil 4.13’de görülmektedir.



Şekil 4.13: Beyin için doz hızı ölçümüne ilişkin pozisyonlama.

4.6.2 Kümülatif doz ölçümü pozisyonlamaları

Gerçekleştirilen deneylerde, kaynak organdan hedef organların (gonad, tiroit ve beyin) etkilenmesinin kümülatif doz ölçümü çerçevesinde incelenmesi amacıyla TLD’ler hedef organ bölgelerine konumlandırılmıştır. TLD’lerden 5 tanesi gonata, 4 tanesi tiroite ve 5 tanesi de beyine yerleştirilmiştir. Hedef organlarda kümülatif doz ölçümüne ilişkin pozisyonlamalar gonad ve tiroit için sırasıyla Şekil 4.14 ve Şekil 4.15’de görülmektedir.



Şekil 4.14: Gonata yerleştirilen TLD’lerin pozisyonlaması.



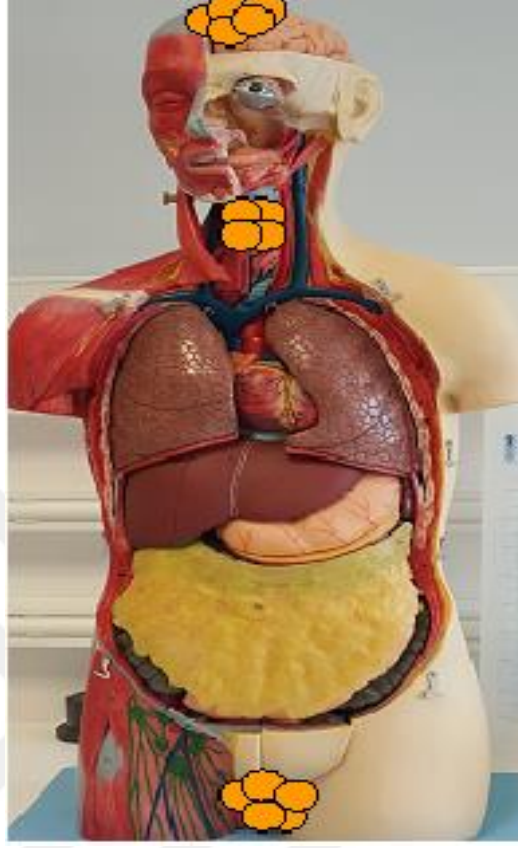
Şekil 4.15: Tiroite yerleştirilen TLD'lerin pozisyonlaması.

Şekil 4.16'da ise beyin bölgesine konumlandırılan TLD'lerin pozisyonlaması görülmektedir.



Şekil 4.16: Beyine yerleştirilen TLD'lerin pozisyonlaması.

TLD'lerin fantom üzerinde topluca pozisyonlamasına ilişkin bir gösterim Şekil 4.17 'de görülmektedir.



Şekil 4.17: Fantom üzerine konumlandırılan TLD'lerin topluca pozisyonlama gösterimi.

4.7 DeneYlerin Yapılışı

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında ilk olarak kullanılacak radyoizotopun belirlenmesi yapılmıştır. Genellikle karaciğer-dalâk sintigrafisinde Tc-99m radyoizotopunun kullanıldığı bilinmektedir. Ancak, bu tez çalışmasında kuramsal olarak karaciğer sintigrafisinde kullanılabileceği düşünülen radyoizotoplar içinde yüksek enerjili ve uzun ömürlü bir radyoizotop olan ve aynı zamanda (daha yüksek dozlarda) karaciğer için radyoterapik amaçla da kullanılabileceği ifade edilen Cr-51 radyoizotopu ile çalışılması benimsenmiştir. Ayrıca, nispeten uzun yarı ömürlü bir radyoizotopun kullanılmasıyla doz hızları ve kümülatif doz takibi de yapılması hedeflenmiştir. Böylelikle, konservatif ve çok yönlü bir çalışma yapılması amaçlanmıştır.

Cr-51 gamma radyoizotopunu kullanılarak karaciğer sintigrafisine ilişkin deneysel çalışma yapılmak istendiğinden, karaciğer kaynak organ olarak belirlenmiştir. Hedef organ olarak, etkilenmesinin önemli olacağı düşünülen üç hedef organ seçilmiştir. Bu bağlamda, gonad, tiroit ve beyin hedef organlar olarak belirlenmiştir. Bir başka deyişle; deneyde, karaciğer kaynak organ iken beyin, tiroit ve gonad hedef organlardır.

Öncelikle, Cr-51 radyoizotopuna gereksinim bulunduğundan, Kromik Asit bileşiğinin parçaları, ağırlıkları birbirine denk olacak şekilde İTÜ Enerji Enstitüsü Radyoizotop Laboratuvarında, hassas terazi yardımı ile tartılıp 20 küçük paketçik haline getirilip numaralandırılmıştır. Paketçiklerin su sızdırmaz paketçikler haline getirilmiş olmasına özen gösterimdir. Hazırlanan 20 adet paketçik (ışınlanmadan önceki) görünüşleri Şekil 4.18’de görülmektedir.



Şekil 4.18: Kromik asit paketçiklerinin (ışınlanmadan önceki) görünüşleri.

İşinlanmaya hazır hale getirilen 20 adet KromikAsit (H_2CrO_4) paketçigi Bölüm 4.2.1 içinde detayı verildiği üzere İTÜ TRIGA MARK II Eğitim ve Araştırma Reaktörü merkezi işinlama kanalında bir polimer tüp içinde (Çizelge 4.4’de verildiği üzere) aynı şartta işinlanmışlardır. Böylelikle, deneylerde kullanılacak Cr-51 radyoizotopunu (n, γ) reaksiyonu ile elde edilmiştir.

Paketçikler işinlandıktan sonra bir domuz içinde beş gün bekletilmiş ve içinde olabilecek safsızlık radyoizotoplarının yarı-ömürlerini doldurması beklenmiştir. Beş gün sonra paketçiklerde sadece radyoaktif Cr-51 radyoizotopunun kaldığı kabulü ile deneylere başlanmıştır. Deneylere başlanmadan her bir paketçik’in aktivitesi ayrı ayrı ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Bu değerler daha önce bahsedilen Çizelge 4.5 içerisinde

ayrıntılı bir biçimde verilmiştir. Neticede ışınlanan 20 paketçiğın toplam kütlesi 3,114 g olarak ölçülmüş ve ışınlama bitiminden hemen sonraki özgül aktivite değeri Bölüm 6 içerisinde ayrıntısı ile verilen değerlerle 0,047 MBq olarak hesaplanmıştır. Ayrıca Kromik Asit bileşiğı içerisindeki safsızlıkların tükenmesi için 120 saat beklenmiş ve bu süre sonundaki aktivite değeri 0,0415 MBq olarak hesaplanmıştır.

Işınlanmış paketçikler, karaciğer sintigrafisini simüle etmek üzere Bölüm 4.3 içinde detayı verildiğı üzere, karaciğere benchmark modeli ile çift taraflı yapıştırıcılar ile yerleştirilmişlerdir.

4.7.1 Deneysel doz tayini çalışmaları

Bu Yüksek Lisans tezinde kritik organların maruz kaldıkları dozların incelenmesine ilişkin olarak, çalışma iki farklı yönden gerçekleştirilmiştir. Bunlar;

- Doz hızları incelemesi
- Kümülatif doz incelemesi

olarak belirlenmiştir.

4.7.1.1 Doz hızları tayini

Doz hızları tayini için (Bölüm 4.4.1. içinde tanıtılan) sintilasyon dedektörüyle kritik organlardan (Bölüm 4.6.1 içinde detayı verilen pozisyonlamalarla) sayımlar alınmıştır. Sayımlar 60 sn'lik sayımlar olarak alınmıştır. Her bir kritik organ için, sayımlar en az 3 kez tekrarlanmış ve kaydedilmiştir. Doğal ortam sayımları çıkarılarak net sayımlar elde edilmiştir. Elde edilen doz hızları ile her bir kritik organ için etkin doz hızları değerleri gözlemlenilmiş ve bunlarla ilgili değerlendirmeler yapılarak gerekli grafikler çizilmiştir.

4.7.1.2 Kümülatif doz tayini

Kümülatif doz tayini için (Bölüm 4.4.3. içinde tanıtılan) TLD'ler kullanılmış olup kritik organ bölgelerine (Bölüm 4.6.2 içinde detayı verilen pozisyonlamalarla) yerleştirilmişlerdir. TLD'ler Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Metroloji Laboratuvarı (SSDL) biriminden temin edilmiş olup, öncelikle Bölüm 4.8'de detayı verildiğı üzere kalibrasyon işlemleri gerçekleştirilmiştir.

4.8 TLD Dozimetrelerinin Kalibrasyonu

TLD'lerin hazırlanması ve kalibrasyon işlemi Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Metroloji Laboratuvarı (SSDL) biriminde gerçekleştirilmiştir. TLD'ler 500 °C de 1 saat boyunca tavlansmıştır. Bu tavlama, TLD hassasiyetini standart başlangıç değerde ayarlamaktadır ve bunların birikmiş dozunu ortadan kaldırmaktadır. Bundan sonra, TLD'ler okuyucu haznesine yerleştirilmiştir. Deneysel çalışma öncesi ve sonrası aynı aşamalar tekrar edilmiştir.

Tüm TLD'ler tek tutucuda ve Metroloji Laboratuvarı(SSDL)'da bulunan standart bir Cs-137 gama kaynağı ile aynı dozda ışınlanmıştır. Işınlanmadan sonra Harshaw 2000A TLD okuyucusu ile TL dozimetreleri okunmuşlardır. TLD'ler doğal ortam (background) okumalarından ayrılarak okunmuşlardır. Kontrollü TLD'lerin ve ışınlanan TLD'lerin okumaları aynı zaman çerçevesinde gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.19 TLD'lerin şeklini ve Cs-137 kaynağıyla rahat ışınlanabilmesi için oluşturulan düzeneği göstermektedir.



Şekil 4.19: TLD kristillarenin görüntüsü.

TAEK-SSDL biriminde TLD dozimetrelerinin ışınlanmasının yapıldığı Cs-137 laboratuvarı ve TLD'lerin yerleştirildiği aparat Şekil 4.20' de görülmektedir.



Şekil 4.20: Cs-137 kaynağı ve TLD'lerin yerleştirildiği aparat.

Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Metroloji Laboratuvarı (SSDL)'nda TLD'lerin yerleştirilip ışınlanmasına ilişkin düzen, Şekil 4.21' de görülmektedir.



Şekil 4.21: TLD 'nin kalibrasyonları için Cs-137 kaynağı tarafından ışınlanması.

TLD dozimetreleri Cs-137 kaynağında 1mGy'lik dozla ışınıldıktan sonra Harshaw 2000A okuyucusu ile üzerlerindeki doz değerleri okunmuştur. Şekil 4.22 ve 4.23 TLD 'lerin okuyucuya yerleştirilme aşamalarını göstermektedir.



Şekil 4.22: TLD okuyucusu.



Şekil 4.23: TLD okuyucusunda TLD kristalinin yerleştirildiği bölge.

Tüm bu aşamalardan geçen TLD malzemeleri okuyucu sayesinde üzerlerindeki birikmiş dozları sıfırlandıktan sonra karaciğer sintigrafisi deneyinde kullanılmak üzere ışık görmeyecek şekilde paketlenerek numaralanmış ve İTÜ Radyoizotop laboratuvarına getirilmiştir. Şekil 4.24 dozimetrelerin hazırlanmış hallerini göstermektedir.



Şekil 4.24: Kalibrasyonu yapılan ve paketlenip numaralandırılan TLD'ler.

4.9 TLD Dozimetrelerin Değerlendirilmesi

Kalibrasyonu yapılan 30 adet TLD'den, referans ışımalarda ve sistemin TLD okuyucusunun kalibrasyonu amacıyla kullanılmak üzere 6 adet TLD kristali (Golden TLD olarak) ayrılmıştır. Öte yandan, birbirine çok yakın olan TLD'ler de deneylerde kullanılmak üzere belirlenmişlerdir.

TLD'lere, ayrıca, okuma değerlerine karşılık sistem tarafından atanan bir kalibrasyon faktörü verilmiştir. Bu kalibrasyon faktörü, *ECC (Element Correction Coefficient)* olarak tanımlanmaktadır. Kalibrasyon faktörü her TLD'nin her ışınlamada kendi madde miktarına oranlamak suretiyle bir faktör üretmektedir ve her okuma çalışmasında bunu kendisi normalize etmektedir. Golden TLD'ler de cihazın *RCF (Reader Calibration Factor)*'sini üretmede kullanılmaktadırlar. Golden kristallerinin referans doz değerlerinde (5mGy) ışınlamaları yapılmıştır. Söz konusu bu doz okumalarından, okuyucu sisteminin kalibrasyon faktörünü tespit etmede yararlanılmıştır. Kullanılan TLD'ler elamanter farklılıkları düzelten faktörlerle (ECC ve RCF ile) düzeltilmiştir. Dolayısıyla alınan okumalar kalibrasyon neticesinde kendi

içerisinde mantıklı cevaplar vermiştir. Bu şekilde kalibrasyonu yapılan TLD'ler den 5 tanesi Torso fantom üzerinde beyine, 4 tanesi tiroite, 5 tanesi gonata yerleştirilmiştir. Bunlardan ayrı olarak 6 tane TLD de ortam sayımı (background) ölçümlemesi için (Torso Fantom'dan yeterince uzak bir konuma) yerleştirilmiştir.

Kümülatif doz deneyleri için her bir hedef organdan 1 gün sonra, 7 gün sonra, 15 gün sonra ve 1 yarı ömür sonra (tek tek) alınan TLD'ler, SSDL biriminde okunmuştur. Bunlardan doğal ortam (background) TLD okumaları çıkarılmıştır. Böylece, mGy biriminde kümülatif dozlar elde edilmiştir ve bunlara ait grafikler çizilerek kritik organların maruz kaldığı dozlar gözlemlenebilmiştir.





5. DENEY SONUÇLARI

Bu yüksek lisans tezinde, nükleer tıp uygulamalarında kritik organ dozu tayinine ilişkin bir dizi deneysel çalışma yapılmıştır. Bölüm 4 içinde detayı verilen Cr-51 radyoizotopu kullanımı ile karaciğer sintigrafisi uygulamasına ilişkin Torso fantom kullanılarak üç kritik organ için doz hızları ve kümülatif doz değerleri tayinine yönelik deneyler gerçekleştirilmiştir. Yapılan deneylere ilişkin deney sonuçları aşağıdaki alt bölümler içinde ayrı ayrı verilmektedir.

5.1 Doz Hızı Tayinine İlişkin Yapılan Deneylerin Sonuçları

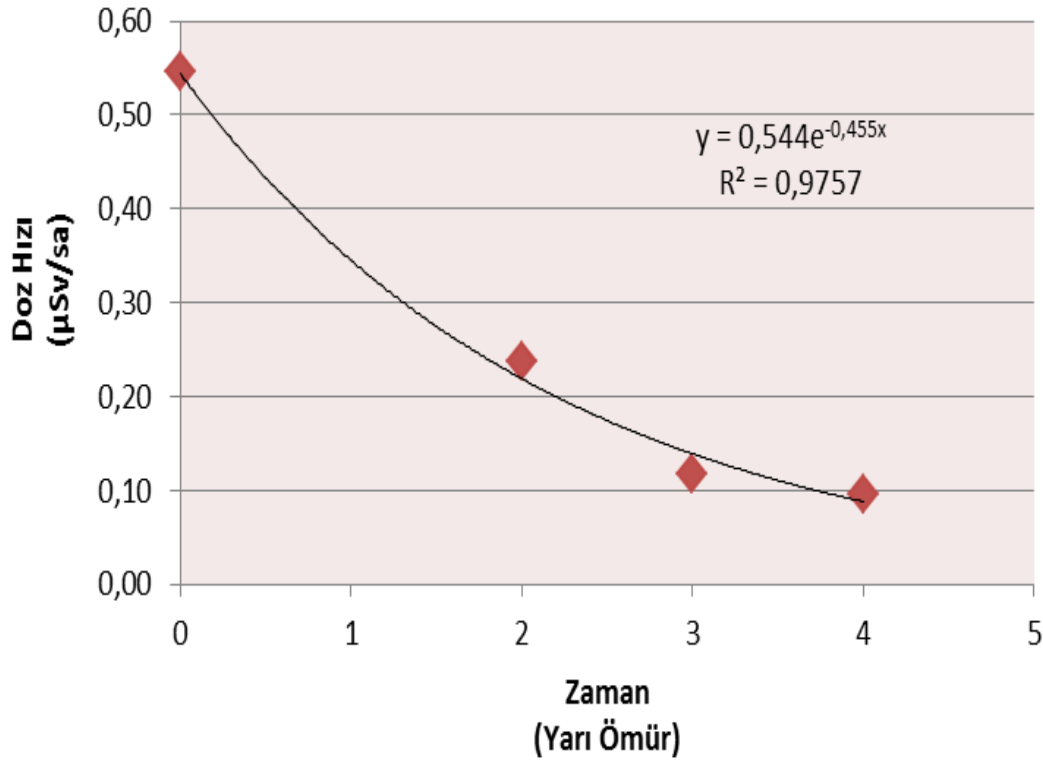
Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ (gonat, tiroit ve beyin) için (sintilasyon dedektörü kullanılarak) doz hızları (belirtilen sürelerde ani ölçüm dozu) tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan sonuçlar aşağıdaki alt bölümlerde verilmektedir.

5.1.1 Doz hızı tayinine ilişkin gonat için yapılan deneylerin sonuçları

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat için (sintilasyon dedektörü kullanılarak) doz hızı (belirtilen sürelerde ani ölçüm dozu) tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle (başlangıç, iki yarı-ömür, üç yarı-ömür ve dört yarı-ömür süreçlerinde) ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.1' de verilmektedir. Çizelge 5.1'den hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.1'de görülmektedir.

Çizelge 5.1: Gonat için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Süreç (yarıömür)	Doz Hızı 1 ($\mu\text{Sv/sa}$)	Doz Hızı 2 ($\mu\text{Sv/sa}$)	Doz Hızı 3 ($\mu\text{Sv/sa}$)	Ortalama Doz Hızı ($\mu\text{Sv/sa}$)	Standart Sapma
0	0,54	0,55	0,55	0,55	+/- 0,0058
2	0,23	0,24	0,24	0,24	+/- 0,0058
3	0,11	0,12	0,12	0,12	+/- 0,0058
4	0,09	0,10	0,10	0,10	+/- 0,0058



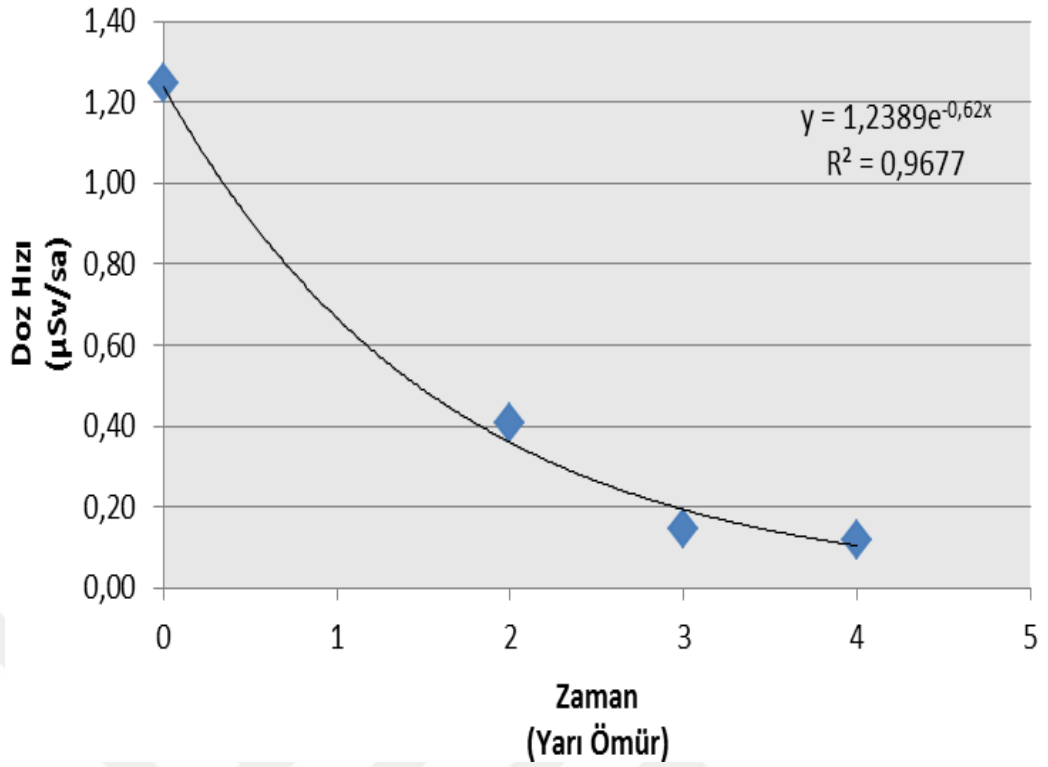
Şekil 5.1: Gonat için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

5.1.2 Doz hızı tayinine ilişkin tiroit için yapılan deneylerin sonuçları

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda tiroit için (sintilasyon dedektörü kullanılarak) doz hızı (belirtilen sürelerde ani ölçüm dozu) tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle (başlangıç, iki yarı-ömür, üç yarı-ömür ve dört yarı-ömür süreçlerinde) ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.2' de verilmektedir. Çizelge 5.2'den hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.2'de görülmektedir.

Çizelge 5.2: Tiroit için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Süreç (yarıömür)	Doz Hızı 1 (µSv/sa)	Doz Hızı 2 (µSv/sa)	Doz Hızı 3 (µSv/sa)	Ortalama Doz Hızı (µSv/sa)	Standart Sapma
0	1,25	1,25	1,24	1,25	+/- 0,0058
2	0,42	0,40	0,40	0,41	+/- 0,0115
3	0,15	0,15	0,14	0,15	+/- 0,0058
4	0,13	0,12	0,11	0,12	+/- 0,0100



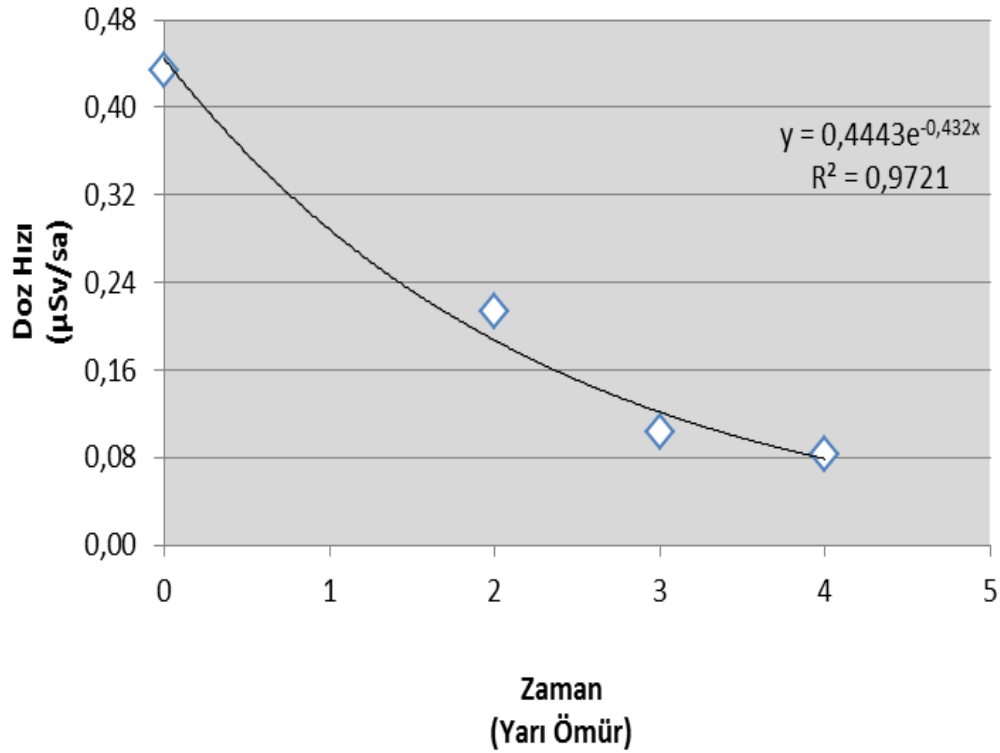
Şekil 5.2: Tiroit için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

5.1.3 Doz hızı tayinine ilişkin beyin için yapılan deneylerin sonuçları

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda beyin için (sintilasyon dedektörü kullanılarak) doz hızı (belirtilen sürelerde ani ölçüm dozu) tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle (başlangıç, iki yarı-ömür, üç yarı-ömür ve dört yarı-ömür süreçlerinde) ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.3’ de verilmektedir. Çizelge 5.3’den hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.3’de görülmektedir.

Çizelge 5.3: Beyin için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Süreç (yarıömür)	Doz Hızı 1 (μSv/sa)	Doz Hızı 2 (μSv/sa)	Doz Hızı 3 (μSv/sa)	Ortalama Doz Hızı (μSv/sa)	Standart Sapma
0	0,44	0,44	0,42	0,43	+/- 0,0115
2	0,21	0,22	0,21	0,21	+/- 0,0058
3	0,10	0,10	0,11	0,10	+/- 0,0058
4	0,09	0,09	0,07	0,08	+/- 0,0115



Şekil 5.3: Beyin için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

5.2 Kümülatif Doz Tayinine İlişkin Yapılan Deneylerin Sonuçları

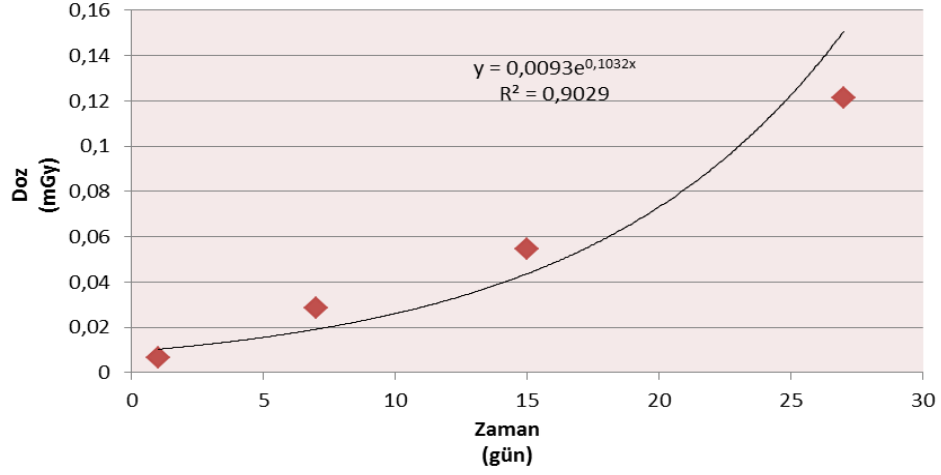
Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ (gonat, tiroit ve beyin) için (TLD kullanılarak) dört farklı zamanda kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan sonuçlar aşağıdaki alt bölümlerde verilmektedir.

5.2.1 Kümülatif doz tayinine ilişkin gonat için yapılan deneylerin sonuçları

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat için (TLD kullanılarak) kümülatif doz tayinine ilişkin olarak dört farklı sürece (1.gün sonu, 1. Hafta sonu, 2. Hafta sonu ve bir yarı ömür boyunca alınan kümülatif doza) yönelik yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.4' de verilmektedir. Çizelge 5.4'den hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.4'de görülmektedir.

Çizelge 5.4: Gonat için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçları.

	1.gün	1.hafta	2.hafta	1. Fiziksel yarı ömür
Doz (mGy)	0,0068	0,02867	0,0548	0,1215



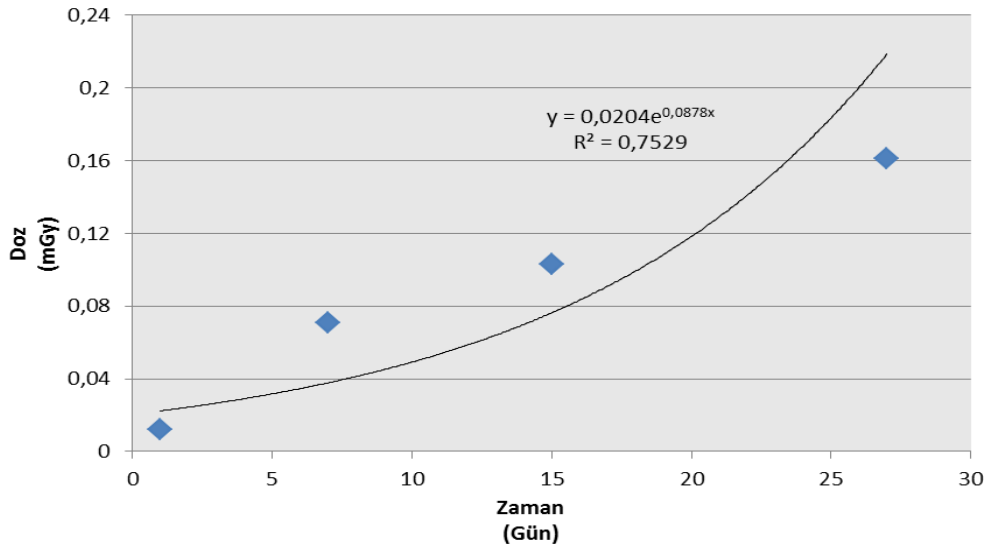
Şekil 5.4: Gonat için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

5.2.2 Kümülatif doz tayinine ilişkin tiroit için yapılan deneylerin sonuçları

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda tiroit için (TLD kullanılarak) kümülatif doz tayinine ilişkin olarak dört farklı sürece (1.gün sonu, 1. Hafta sonu, 2. Hafta sonu ve bir yarı ömür boyunca alınan kümülatif doza) yönelik yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.5’ de verilmektedir. Çizelge 5.5’den hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.5’de görülmektedir.

Çizelge 5.5: Tiroit için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

	1.gün	1.hafta	2.hafta	1. Fiziksel yarı ömür
Doz (mGy)	0,012	0,071	0,103	0,161



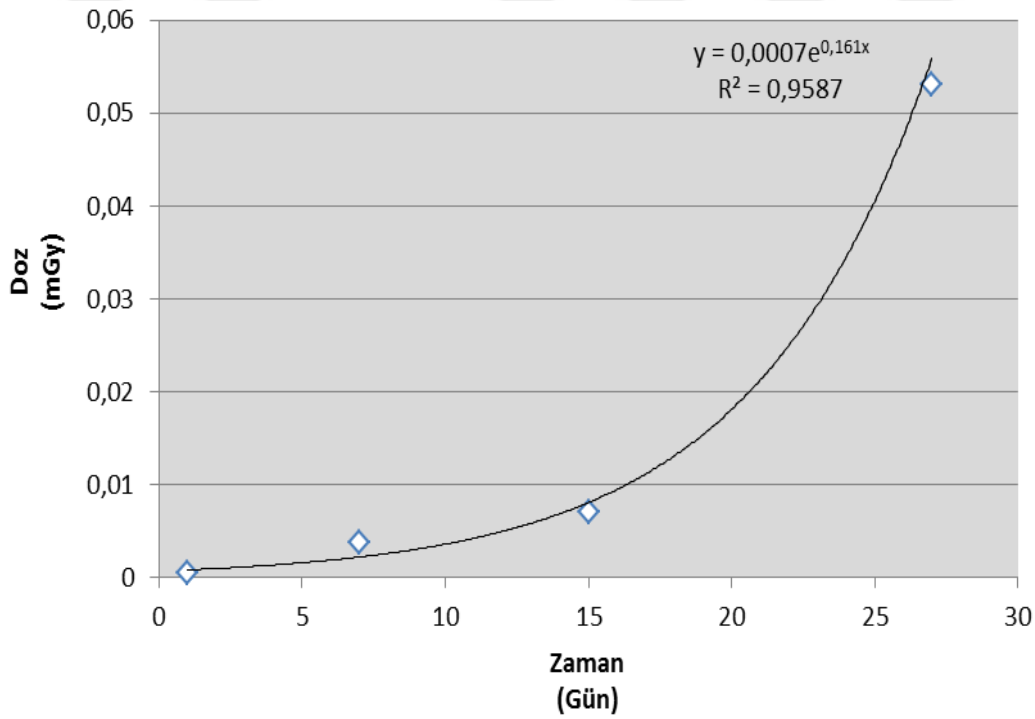
Şekil 5.5: Tiroit için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

5.2.3 Kümülatif doz tayinine ilişkin beyin için yapılan deneylerin sonuçları

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda beyin için (TLD kullanılarak) kümülatif doz tayinine ilişkin olarak dört farklı sürece (1.gün sonu, 1. Hafta sonu, 2. Hafta sonu ve bir yarı ömür boyunca alınan kümülatif doza) yönelik yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.6' de verilmektedir. Çizelge 5.6'dan hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.6'de görülmektedir.

Çizelge 5.6: Beyin için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

	1.gün	1.hafta	2.hafta	1. Fiziksel yarı ömür
Doz (mGy)	0,0006	0,0038	0,0071	0,0531



Şekil 5.6: Beyin için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçları.

5.3 Deney Sonuçlarının Mukayeseli Değerlendirmesi

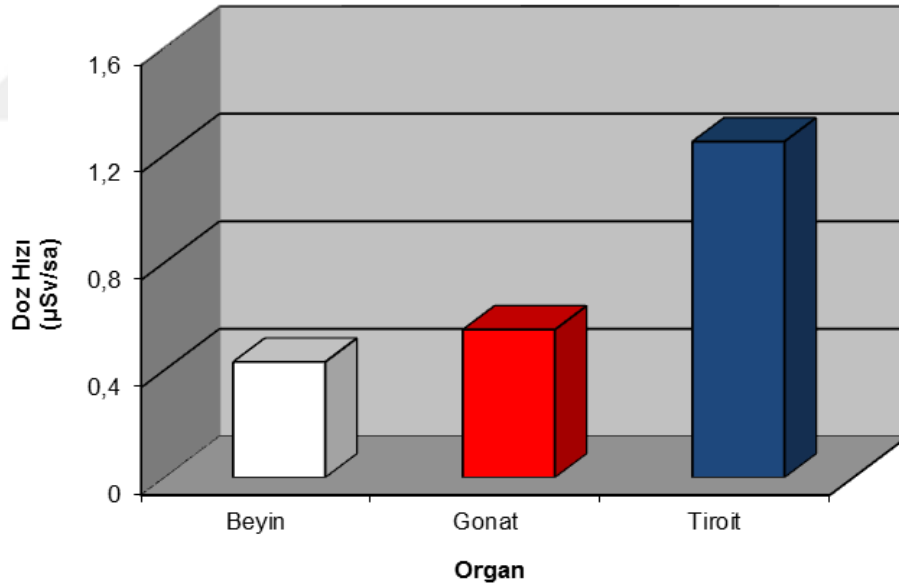
Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ (gonat, tiroit, beyin) için farklı dedektörler kullanılarak doz hızı ve kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle farklı süreçlerde ulaşılan deneysel sonuçları bu bölümde mukayeseli olarak incelenmektedir.

5.3.1 Doz hızları değerlerinin mukayeseli değerlendirilmesi

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ (gonat, tiroit, beyin) için (sintilasyon dedektörü kullanılarak) doz hızları (belirtilen sürelerde ani ölçüm dozu) tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle farklı süreçlerde ulaşılan deneysel sonuçları aşağıdaki alt bölümlerde verilmektedir.

5.3.1.1 Deney başlangıcında ulaşılan doz hızı değerlerinin mukayeseli değerlendirilmesi

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ için doz hızları tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle başlangıç sürecinde ulaşılan deneysel sonuçlar bu bölümde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.1, Çizelge 5.2 ve Çizelge 5.3'den hareketle Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat, tiroit ve beyin için başlangıç (karaciğer sintigrafisi uygulama) sürecine ilişkin çizilen mukayese grafiği Şekil 5.7'de görülmektedir.

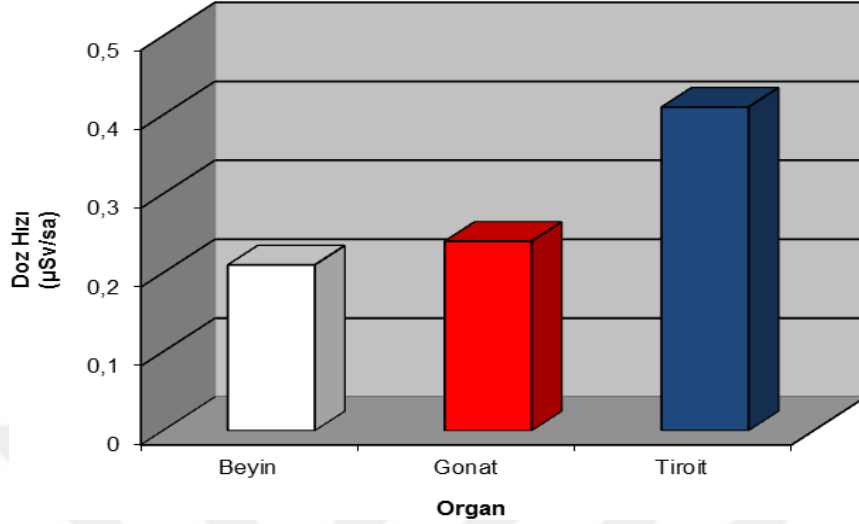


Şekil 5.7: Gonat, tiroit ve beyin için deney başlangıcına ilişkin doz hızı tayinine ilişkin mukayese grafiği.

5.3.1.2 İki yarı ömür sonra doz hızı değerlerinin mukayeseli değerlendirilmesi

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ için doz hızları tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle iki yarı ömür sonra ölçülen doz değerleri bu bölümde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.1, Çizelge 5.2 ve Çizelge 5.3'den hareketle Cr-51

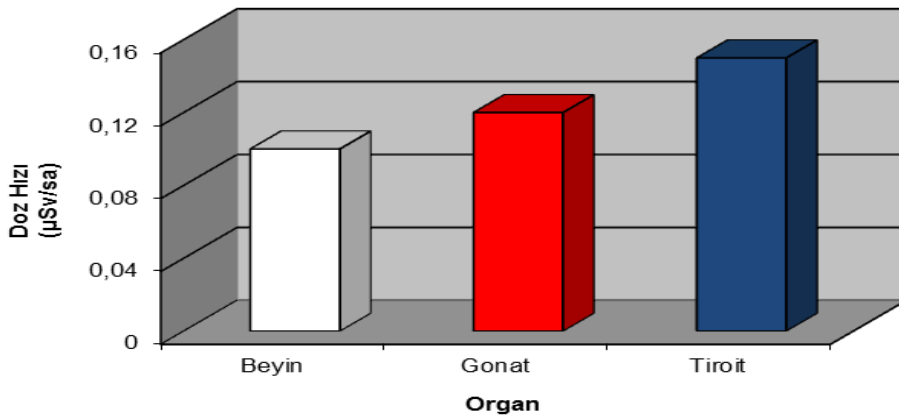
radioizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat, tiroit ve beyin için (karaciğer sintigrafisi uygulamasından) iki yarı ömür sonra ölçülen doz hızlarına ilişkin çizilen mukayese grafiği Şekil 5.8’de görülmektedir.



Şekil 5.8: Gonat, tiroit ve beyin için iki yarı ömür sonra ölçülen doz hızlarına ilişkin mukayese grafiği.

5.3.1.3 Üç yarı ömür sonra doz hızı değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi

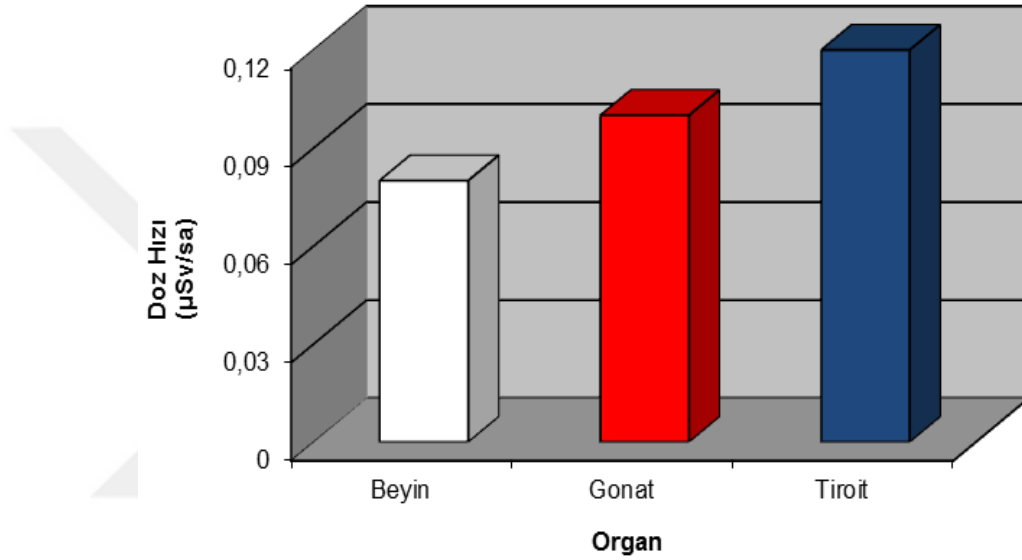
Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ için doz hızları tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle üç yarı ömür sonra ölçülen doz değerleri bu bölümde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.1, Çizelge 5.2 ve Çizelge 5.3’den hareketle Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat, tiroit ve beyin için (karaciğer sintigrafisi uygulamasından) üç yarı ömür sonra ölçülen doz hızlarına ilişkin çizilen mukayese grafiği Şekil 5.9’da görülmektedir.



Şekil 5.9: Gonat, tiroit ve beyin için üç yarı ömür sonra ölçülen doz hızlarına ilişkin mukayese grafiği.

5.3.1.4 Dört yarı ömür sonra doz hızı değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi

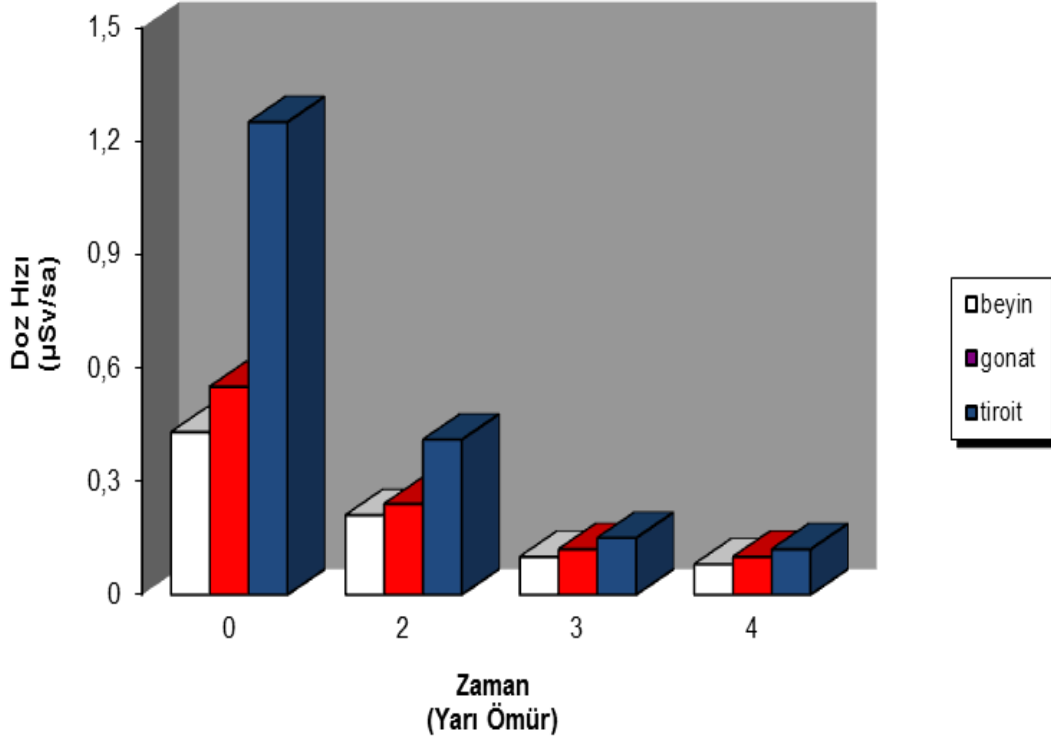
Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ için doz hızları tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle dört yarı ömür sonra ölçülen doz değerleri bu bölümde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.1, Çizelge 5.2 ve Çizelge 5.3'den hareketle Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat, tiroit ve beyin için (karaciğer sintigrafisi uygulamasından) dört yarı ömür sonra ölçülen doz hızlarına ilişkin çizilen mukayese grafiği Şekil 5.10'da görülmektedir.



Şekil 5.10: Gonat, tiroit ve beyin için dört yarı ömür sonra ölçülen doz hızlarına ilişkin mukayese grafiği.

5.3.1.5 Farklı süreçlerde doz hızı değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ için doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle farklı süreçlerde ölçülen doz değerleri bu bölümde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.1, Çizelge 5.2 ve Çizelge 5.3'den hareketle Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat, tiroit ve beyin için (karaciğer sintigrafisi uygulamasından) deney başlangıcında, iki yarı ömür ve üç yarı ömür ve dört yarı ömür sonra ölçülen doz hızlarına ilişkin çizilen mukayese grafiği Şekil 5.11'de görülmektedir.



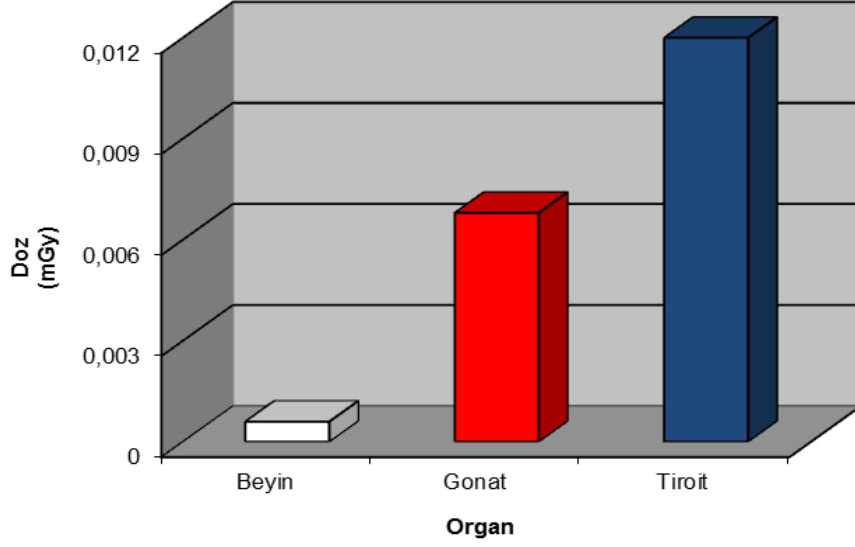
Şekil 5.11: Gonat, tiroit ve beyin için dört farklı süreçlerde ölçülen doz hızlarına ilişkin mukayese grafiği.

5.3.2 Kümülatif doz deneylerinin mukayeseli değerlendirmesi

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ (gonat, tiroit, beyin) için (TLD kullanılarak) kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerde ve farklı süreçlerde ulaşılan deneysel sonuçları aşağıdaki alt bölümlerde verilmektedir.

5.3.2.1 Bir gün sonra ulaşılan kümülatif doz değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi

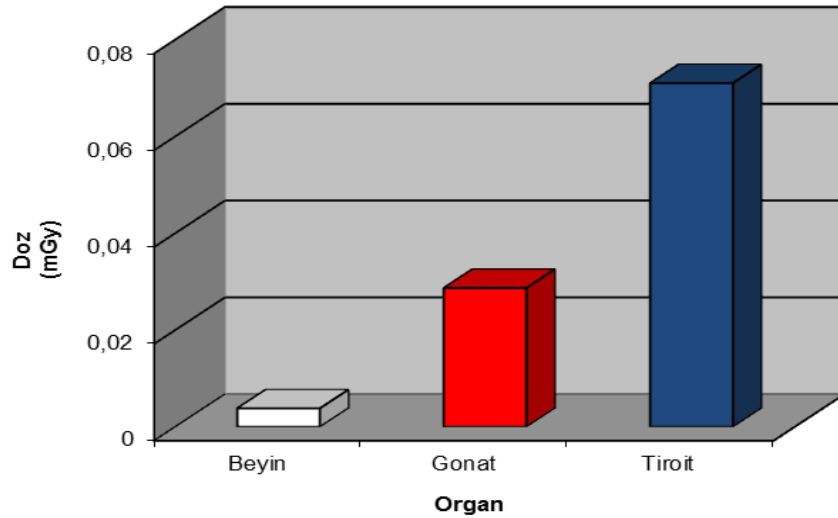
Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle bir gün sonra ulaşılan kümülatif deneysel sonuçlar bu bölümde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.4, Çizelge 5.5 ve Çizelge 5.6'dan hareketle Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat, tiroit ve beyin için bir gün sonrasına ilişkin çizilen kümülatif doz mukayese grafiği Şekil 5.12'de görülmektedir.



Şekil 5.12: Gonat, tiroit ve beyin için bir gün sonrasında ilişkin kümülatif doz tayinine ilişkin mukayese grafiği.

5.3.2.2 Bir hafta sonra kümülatif doz değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi

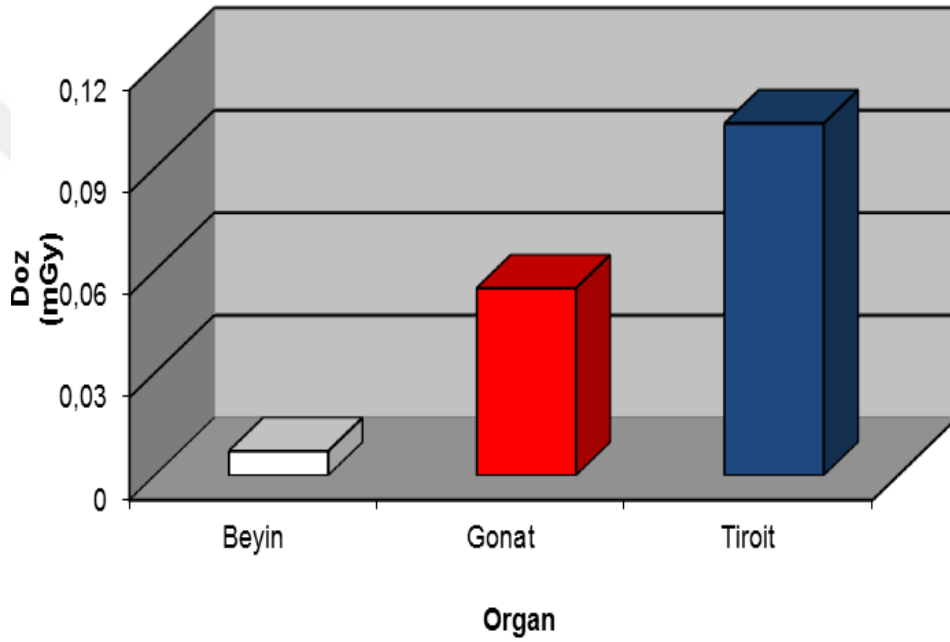
Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle bir hafta sonra ulaşılan kümülatif deneysel sonuçlar bu bölümde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.4, Çizelge 5.5 ve Çizelge 5.6'dan hareketle Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat, tiroit ve beyin için bir hafta sonrasında ilişkin çizilen kümülatif doz mukayese grafiği Şekil 5.13'de görülmektedir.



Şekil 5.13: Gonat, tiroit ve beyin için bir hafta sonrasında ilişkin kümülatif doz tayinine ilişkin mukayese grafiği.

5.3.2.3 İki hafta sonra kümülatif doz değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi

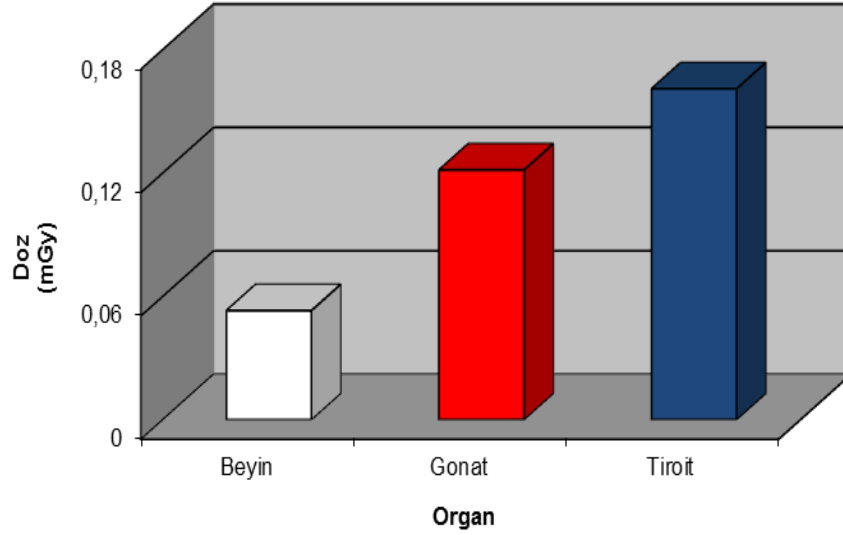
Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle iki hafta sonra ulaşılan kümülatif deneysel sonuçlar bu bölümde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.4, Çizelge 5.5 ve Çizelge 5.6'dan hareketle Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat, tiroit ve beyin için iki hafta sonrasına ilişkin çizilen kümülatif doz mukayese grafiği Şekil 5.14'de görülmektedir.



Şekil 5.14: Gonat, tiroit ve beyin için iki hafta sonrasına ilişkin kümülatif doz tayinine ilişkin mukayese grafiği.

5.3.2.4 Bir yarı ömür sonra kümülatif doz değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi

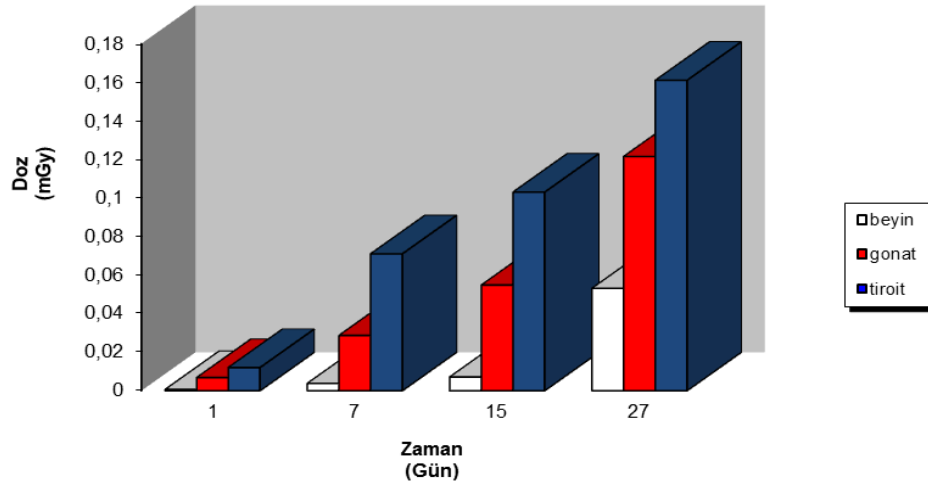
Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle bir yarı ömür sonra ulaşılan kümülatif deneysel sonuçlar bu bölümde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.4, Çizelge 5.5 ve Çizelge 5.6'dan hareketle Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat, tiroit ve beyin için bir yarı ömür sonrasına ilişkin çizilen kümülatif doz mukayese grafiği Şekil 5.15'de görülmektedir.



Şekil 5.15: Gonat, tiroit ve beyin için bir yarı ömür sonrasında ilişkin kümülatif doz tayinine ilişkin mukayese grafiği.

5.3.2.5 Farklı süreçlerde kümülatif doz değerlerinin mukayeseli değerlendirmesi

Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda üç farklı kritik organ için kümülatif doz tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle farklı süreçlerde ölçülen doz değerleri bu bölümde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.4, Çizelge 5.5 ve Çizelge 5.6'dan hareketle Cr-51 radyoizotopu ile Torso fantom kullanılarak yapılan deneyler sonucunda gonat, tiroit ve beyin için (karaciğer sintigrafisi uygulamasından) 1 gün, 1 hafta, 2 hafta ve 1 yarı ömür sonra ölçülen kümülatif dozlara ilişkin çizilen mukayese grafiği Şekil 5.16'da görülmektedir.



Şekil 5.16: Gonat, tiroit ve beyin için farklı süreçlerde ölçülen kümülatif dozlara ilişkin mukayese grafiği.



6. MIRD METODU İLE YAPILAN ÇALIŞMALAR

6.1 MIRD Metodunun Tanıtımı

Dozimetri çalışmaları açısından, Bölüm 4'te anlatıldığı üzere, iyonlaştırıcı radyasyonun tıbbi kullanımları için organların soğurduğu dozun bilinmesi önem arz etmektedir. Bu nedenle, organ doz hesaplamaları için MIRD metodu yaygın olarak kullanılmaktadır. Radyasyon dozu hesabına ilişkin olarak MIRD metodu, Medical Internal Radiation Dose komitesi tarafından geliştirilmiştir (Yaşar ve Tuğrul, 2003). Ayrıca, vücut içindeki dağılımlarına göre radyasyon dozları belirlenmiştir.

MIRD metodunda temel olarak kullanılan radyoizotopun aktivitesinin bilinmesi önem arz etmektedir. Bu aktivitenin vücuda verildikten sonra hangi organda tutulduğu, bir başka deyişle, kaynak organın hangi organ olduğu ve buna bağlı olarak da kaynak organdan yayılan radyasyonun hedef organ olarak adlandırılan diğer organlar üzerinde nasıl bir etkileşime sebep olduğu tıbbi uygulamalarda öncelikle bilinmesi istenen husus olmaktadır. MIRD metodu, vücutta bir veya daha fazla kaynak organ ve hedef organdan yayılan radyasyon dozunun hesaplanmasında kullanılmaktadır. Bazı çalışmalarda, hedef ve kaynak organların aynı organ olarak seçildiği görülmektedir (Demir, 2011).

MIRD metodu ile radyasyon dozunun hesaplanmasında üç önemli kriter bulunmaktadır (Demir, 2011). Bunlar;

- 1- Radyoaktivitenin toplanma miktarı ile kaynak organda radyoaktivitenin toplanma süresi
- 2- Kaynak organda biriken radyoaktif madde miktarı
- 3- Kaynak organdan hedef organa yayılan radyasyonun, hedef organ tarafından absorbe edilen miktarı

olarak ifade edilebilir.

Bu özellikler organların maruz kaldıkları radyasyon doz miktarının belirlenmesinde kullanılan önemli ölçütler olmaktadır.

Hedef organın maruz kaldığı radyasyon dozu, kaynak organda biriken aktivitenin miktarına ve süresine bağlıdır. Bu iki nicelik değerlendirilerek *birikmiş aktivite* \tilde{A} tanımı yapmak mümkün olmaktadır. Birikmiş aktivite, zaman ile aktivitenin çarpımı olarak verilmekte olup birimi $\mu\text{Ci}\cdot\text{saat}$ 'tir.

Kaynak organda bulunan aktivitenin miktarı, radyonüklidin fiziksel parçalanması ve biyolojik tutulumu ile vücuttan atılım yollarına bağlı olarak zaman içerisinde dağılım göstermektedir. Bu durumda, aktivite-zaman eğrisi biliniyorsa bu eğri altında kalan alandan ilgili kaynak organdaki birikmiş aktivite hesaplanabilmektedir.

Birikmiş aktivite tayini için, öncelikle verilen aktivitenin ilgili organa gidiş süresi buradaki tutunumu ve kütesinin bilinmesi gerekli olmaktadır.

$$\tilde{A} = \int_0^{\infty} A(t) \cdot dt \quad (6.1)$$

Birikmiş aktiviteyi (\tilde{A}), integral eğrisinin altında kalan değer vermektedir ve $A(t)$ aktivitenin zamana göre değişimini ifade etmektedir. Radyoaktivitenin fiziksel yarılanması, izafi olarak hiçbir zaman sıfırlanmadığı için integral eğrisi 0 ile ∞ arasında seçilmiştir (Demir,2011).

Denklem 6.1'den hareketle;

$$\tilde{A} = 1,44 \cdot T_{ef} \cdot A_0 \quad (6.2)$$

elde edilmektedir.

Burada ;

\tilde{A} : birikmiş aktiviteyi ($\mu\text{Ci}\cdot\text{sa}$)

T_{ef} : radyonüklidin etkin yarı ömrünü (sa)

A_0 : radyonüklidin başlangıçtaki aktivitesini (μCi) temsil etmektedir.

MIRD metodunda hedef organdaki doz, birkaç kaynak organdan gelen katkıların toplamı olarak ifade edilmektedir. Öyle ki;

$$D_i = \sum_j S(i \leftarrow j) \cdot \tilde{A}_j = \sum_j S_{i,j} \cdot \tilde{A}_j \quad (6.3)$$

yazılabilmektedir.

Burada;

D_i : MIRD metodunda i. organ için absorblanmış doz (rad)

\tilde{A}_j : j. Kaynak organda birikmiş toplam aktivite ($\mu\text{Ci-sa}$)

S_{ij} : j numaralı kaynak organdaki her birim kümülatif aktiviteyi i numaralı hedef organdaki absorbe dozu ($\text{rad}/\mu\text{Ci-sa}$)

ifade etmektedir (Nakamura ve ark. 1997).

Hastaların yapıları farklılık gösterdiğinden antropomorfik fantom gibi standart modeller üzerinde çalışılarak radyasyon dozları belirlenmiş ve S tabloları oluşturulmuştur (Demir, 2011; NCRP,2009).

6.2 MIRD ile Dozimetrik Hesaplama Sonuçları

Bu Yüksek Lisans tezinde kuramsal olarak Cr-51'in sintigrafik uygulamasına ilişkin olarak seçilen kaynak organ olan karaciğerden, belirlenen hedef organlar olan gonad, tiroit ve beyin için MIRD Metodu ile doz hesaplaması yapılması hedeflenmiştir. Bir başka deyişle, MIRD metodu ile kritik organların (gonat, tiroit, beyin) absorbe ettikleri doz hesapları teorik olarak hesaplanmıştır. Burada Cr-51 radyoaktif elementinin fiziksel yarı ömrü ve biyolojik yarı ömrü etkili olduğundan, bu bağlamda Cr-51'in etkin yarı ömrü dikkate alınmıştır.

Öncelikle kullanılan radyoizotopun aktivitesi deney yapıldığı süreç için hesaplanmıştır. Daha sonra birikmiş aktivite hesabı Cr-51'in etkin (efektif) yarı-ömrü ve başlangıç aktivitesi göz önüne alınarak yapılmıştır. Doz hesabı, Cr-51'in (MIRD çizelgelerinden bulunan) S değerleriyle yapılmıştır.

6.2.1 Cr-51 için aktivite hesabı

Cr-50 izotopu içeren kromik asit bileşiği 250 kW güçteki İTÜ TRIGA MARK II Reaktöründe 15 dakika boyunca ışınlanmış ve (n, γ) reaksiyonu neticesinde Cr-51 radyoizotopu elde edilmiştir. Işınlamadan 120 saat sonra Cr-51 radyoizotopu Torso fantomun karaciğerine yerleştirilmiştir. 120 saatlik bekleme süresinde dikkate alınarak Cr-51'in aktivitesi MBq olarak;

$$S_0 = \sigma \varphi N k \left[1 - e^{-\ln 2 \frac{t}{T}} \right] \quad (6.4)$$

formülünden yararlanılarak hesaplanmıştır.

Burada;

So: Işınlama bitiminden hemen sonraki özgül aktivite(MBq)

σ : (n, γ) etkileşmesi için ısıl nötron tesir kesiti (barn)

φ : Reaktörün akısı ($\text{cm}^{-2}\text{sn}^{-1}$)

N: Bir gram bileşimde hedef malzeme atomları

k: İzotopik bolluk

t : Işınlama süresi

T : Radyoizotopun yarı ömrü

temsil etmektedir.

Söz konusu parametrelerin değerleri ve Mathematica (Url-12, 2016) kullanılarak hesaplanan ışınlama bitimindeki özgül aktivite değeri Çizelge 6.1’de verilmiştir.

Çizelge 6.1: Denklem 6.4’deki parametre değerleri ve dolayısıyla hesaplanan ışınlama bitimindeki özgül aktivite değeri.

Parametreler	Parametre Değerleri
σ	0,0205 barn (Url-13, 2015)
φ	$2,35 \cdot 10^{12} \text{ cm}^{-2}\text{sn}^{-1}$ (Url-14,2016)
N	$3,74 \cdot 10^{22}$ atom
k	0,1 (Glascock, 1988)
t	15 dakika
T	27,8 gün:40,032 dakika
So	0,047 MBq

Işınlama bitimini takiben belli bir süre geçtikten sonraki özgül aktivite;

$$S = S_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (6.5)$$

olarak hesaplanabilmektedir (Tuğrul, 2014b).

Burada;

S: Işınlanmadan t süre geçtikten sonraki özgül aktivite

λ : $\ln 2/T$

t: Işınlamadan sonra geçen bekleme süresi

olmaktadır.

Bekleme süresi olan 120 saat sonundaki Cr-51'in özgül aktivitesi S: 0,0415 MBq olarak bulunmuştur.

Bu çalışmada kullanılan Cr-51 kaynaklarının toplam aktivite miktarları klinik uygulamada kullanılabilir aktivite miktarlarına uygun olmayabilir. Ancak kümülatif doz değerlerini normalize etmek için mikrosievert/MegaBecquerel cinsinden değerler Çizelge 6.2' de verilmiştir.

Çizelge 6.2: Kümülatif doz değerlerini normalize etmek için hesaplanan mikrosievert/MegaBequerel değerleri.

Zaman	µSv/MBq		
	Beyin	Tiroit	Gonat
1.gün	12,77	255,32	144,68
1. hafta	80,85	1502,13	1220
2. hafta	151,06	2191,49	1165,96
1.yarıömür	1129,79	3427,66	2585,11

6.2.2 MIRD metodu kullanılarak doz hesabının yapılması

İlk olarak (Cr-51 için) birikmiş aktivitesi Denklem 6.2 kullanılarak hesaplanmış ve $\tilde{A}= 39,7$ MBq-sa olarak (Ms Excel yardımı ile) hesaplanmıştır.

Hedef organdan (karaciğer) Cr-51 gama radyoaktif çekirdeğinin yaydığı radyasyon dozunun kritik organlardan gonat ve tiroit üzerindeki dozsal etkilerinin MIRD metoduyla hesabı için gerekli olan S değerleri Çizelge 6.3'de gösterilmektedir. (Deneysel çalışmalarda hedef olarak göz önüne alınan beyin için Cr-51 için MIRD Metoduna ilişkin S değerlerine ulaşamadığından, burada gonat ve tiroit için hesaplamalar yapılmıştır. Çizelge 6.3'deki değerler kullanılarak kritik organların absorbladığı doz miktarları teorik olarak hesaplanabilmiştir.

Çizelge 6.3: MIRD S- tablosu (Snyder ve ark., 1975).

Hedef Organ	← KaynakOrgan	rad/µCi-sa	MIRD S- DEĞERLERİ mGy/MBq-sa
Tiroit	← Karaciğer	$5,2 \times 10^{-8}$	$1,41 \times 10^{-5}$
Testisler	← Karaciğer	$2,4 \times 10^{-8}$	$16,49 \times 10^{-6}$

S değerleri kullanılarak kaynak organın hedef organ üzerinde bıraktığı etkiler dozsal olarak;

$$D = \tilde{A} \cdot S \quad (6.6)$$

kullanılarak hesaplanabilmektedir.

Burada;

D: Doz (mGy)

\tilde{A} : Birikmiş aktivite (MBq-sa)

S: Kümülatif aktivite başına düşen absorblanmış doz miktarı (mGy/(MBq-sa))

ifade etmektedir.

Denklem 6.6'dan hareketle belirlenen kritik organlar için doz hesaplamaları yapılmıştır. Hesaplanan kritik organ doz değerleri Çizelge 6.4'de verilmektedir. Ancak, MIRD'e ilişkin S tablo değerleri (daha önce de belirtildiği üzere) beyin için bulunmadığından, teorik hesaplamalar (S tablo değerleri bulunan) gonad ve tiroit için yapılabilmektedir.

Çizelge 6.4: Denklem 6.6'dan hareketle hesaplanan kritik organ doz değerleri.

Organlar	Doz(mGy)
Tiroit	$5,58 \times 10^{-4}$
Gonat	$6,49 \times 10^{-6}$

6.3 MIRD Metodu ile Hesaplama Sonuçları ile Deneysel Sonuçların

Karşılaştırılması

Bu tez çalışmasında kaynak organ olarak belirlenen karaciğerin Cr-51 kullanılarak yapılan kuramsal sintigrafi uygulaması simülasyonuna ilişkin elde edilen deneysel ve teorik sonuçların karşılaştırılması bu alt bölüm içinde yapılmaktadır. MIRD Metodu ile hesaplanan teorik doz deney sonuçları fark oranlarıyla birlikte Çizelge 6.5' de verilmektedir.

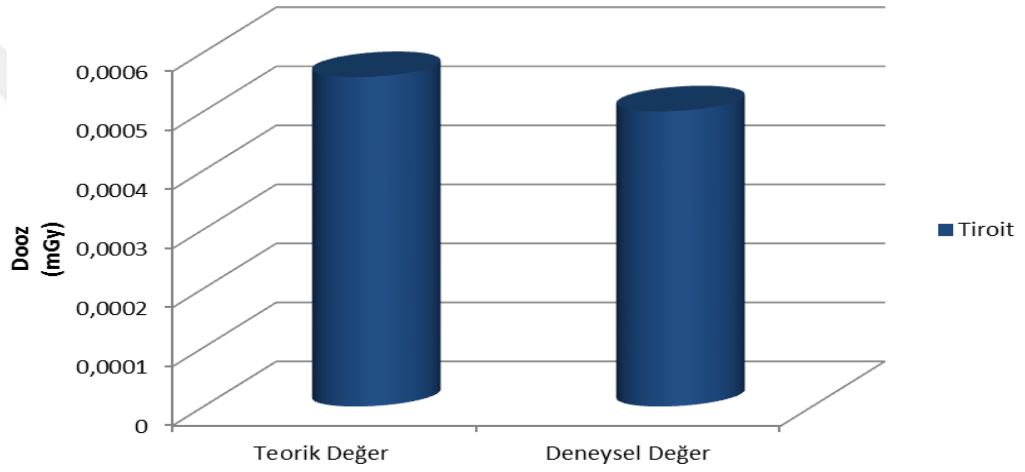
Çizelge 6.5: Organ dozları için yapılan teorik ve deneysel hesaplama sonuçları.

Kritik Organlar	MIRD Hesaplama Sonuçları(mGy)	Deneysel Hesaplama Sonuçları(mGy)	Fark (%)
Tiroit	$5,58 \times 10^{-4}$	$5,0 \times 10^{-4}$	10,47
Gonat	$2,58 \times 10^{-4}$	$2,83 \times 10^{-4}$	9,80

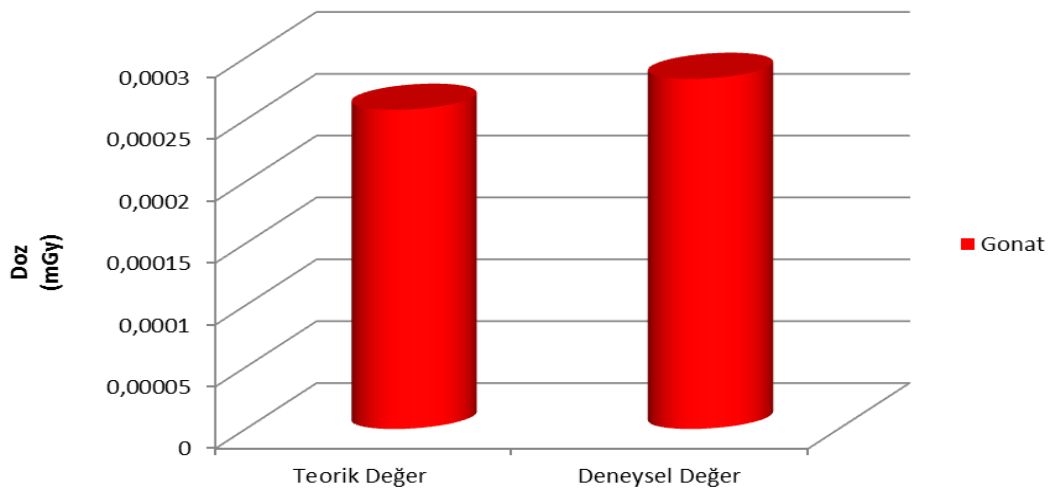
Teorik olarak hesaplama sonuçları daha önce ifade edilen Çizelge 6.3’ de gösterilmiştir. Deneysel hesaplama sonuçları ise (Çizelge 5.4 ve Çizelge 5.5’den hareketle) deneyin kümülatif doz ölçüm aşamasında TL dozimetreleriyle birinci gün sonundaki değerlerin 24 saate bölünmesiyle hesaplanmıştır ve böylece saatte absorblanan doz değerlerine ulaşılmıştır. Denklem 6.7 neticesinde kritik organlar için fark değerleri MS Excel programı ile hesaplanmıştır (Url-15, 2016).

$$\% \text{ Fark} = \left[\frac{\text{teorik değer} - \text{deneysel değer}}{\text{teorik değer}} \right] * 100 \quad (6.7)$$

Çizelge 6.4’den hareketle teorik ve deneysel doz değerleri tiroit için Şekil 6.1’de ve gonad için Şekil 6.2’de mukayeseli olarak görülmektedir.

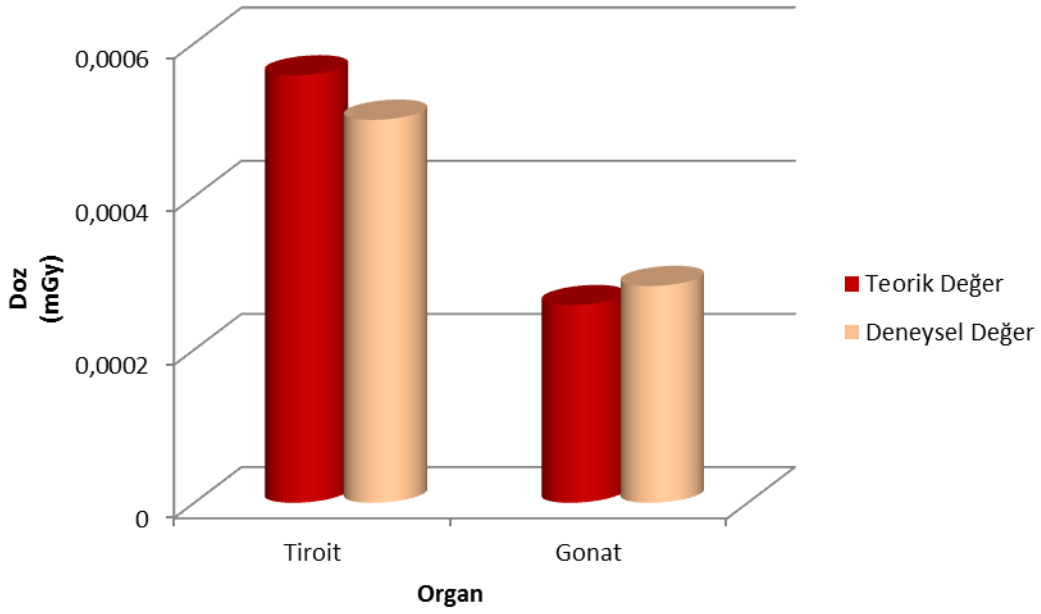


Şekil 6.1: Teorik ve deneysel doz değerlerinin tiroit için mukayeseli değerlendirilmesi.



Şekil 6.2: Teorik ve deneysel doz değerlerinin gonat için mukayeseli değerlendirilmesi.

Şekil 6.3’de ise tiroit ve gonad için teorik ve deneysel doz değerleri bir arada karşılaştırmalı olarak görülmektedir.



Şekil 6.3: Gonat ve tiroit için teorik ve deneysel doz değerlerinin bir arada mukayeseli değerlendirilmesi.

Çizelge 6.4 ve Şekil 6.1-Şekil 6.3’den hareketle ulaşılan sonuçların birbirine hayli yakın olduğu ve fark mertebesinin kabul edilebilir seviyeler içinde kaldığı söylenebilir.

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu Yüksek Lisans Tez çalışması ile ; Cr-51 radyoizotopu kullanılması durumunda karaciğer sintigrafisinde hastanın kritik organları için ölçümü ve kümülatif doz değerlendirmesi yapılması amaçlanmıştır. Bu kapsamda Cr-51 gama radyoizotopu ile Antropomorfik Torso fantom kullanılarak bir dizi deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

Cr-51 radyoizotopu, kimyasal olarak H_2CrO_4 bileşiği halinde, İTÜ TRIGA Mark-II Eğitim ve Araştırma Reaktörü'nde ışınlatılarak (n, γ) reaksiyonu ile elde edilmiştir. Cr-51 içeren 20 adet paketçik, karaciğer sintigrafisinin simülasyonu için Antropomorfik Torso Fantom içinde yer alan karaciğer bölgesine benchmark metodu bağlamında yerleştirilmiştir (Şekil 4.4 ve Şekil 4.5). Böylece, karaciğer sintigrafisine ilişkin simülasyon gerçekleştirilmiştir. Cr-51 paketçiklerinin ışınlamadan sonraki aktiviteleri ve ışınlama bitimini takiben belli bir süre bekledikten sonraki aktivite değerleri verilmiştir (Çizelge 4.5).

Radyoizotopların kullanılmasındaki amaç bu maddelerin bir doku veya dokuların biyokimyasına girip doku ile ilgili bilgi alınmasıdır. Bu sebeple, farklı organlar için farklı radyoizotopların kullanımı zaman içerisinde yaygınlaşmıştır. Örneğin, tümörlerin yerleşim yerlerinin incelenmesi isteniyorsa P-32 ve Se-75 izotoplarının bağlı olduğu bir kimyasal madde kullanılmalıdır veya Teknesyumun tiroit ve beyin, civanın böbrek kimyasına girdiği bilinmektedir. Bu bileşiklerin doku içerisindeki dağılımlarının izlenebilmesi için radyoizotopların biyokimyaslarının bilinmesi gerekmektedir. Radyoizotopun biyokimyası ve fiziğinin uygulamadaki öneminin yanı sıra canlı doku içerisinde geçireceği değişikliklerin bilinmesi önem arz etmektedir. Çünkü kimyasal bileşik metabolik değişikliklere uğradığında radyoizotop beklenen yere gitmeyebilir. Bu bağlamda, aktivite kontrolü, radyokimyasal kontrolü, radyonüklidin biyolojik kontrolünün yapılması gerekmektedir (Seyrek, 2007).

Radyofarmasötik vücuda alındığında, radyoizotopun fiziksel yarı ömrü, biyolojik yarı ömrü ve bunlara bağlı olarak da efektif yarı ömrünün bilinmesi önem arz

etmektedir. Yapılan bu yüksek lisans tez çalışmasında kullanılan Cr-51 radyoizotopunun efektif yarılanma süresi Çizelge 4.2 ye dayanarak 26,6 gün olarak hesaplanmıştır. MIRD yöntemi ile yapılan hesaplamalarda efektif yarılanma süresi kullanılmıştır.

Gerçek hastalar üzerinde deneysel çalışma etik ve uygulama sorunları arz ettiğinden bu Yüksek Lisans tezinde fantom kullanılması yoluna gidilmiştir. Kullanılan fantom, doku eşdeğeri malzemeden yapılmış ve organları ayrı ayrı tasarımlanmış olan Antropomorfik Torso fantomdur.

Deneylerin, doz hızı ölçümü ve kümülatif doz değerleri tespiti yapılacak şekilde gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, deneylerde; doz hızı tayini için sintilasyon dedektörü, kümülatif doz tayini için TLD dedektörlerden yararlanılmıştır. Kullanılan sintilasyon dedektörü CsI(Tl) kristalli çok amaçlı bir dedektördür (Çizelge 4.6). TLD dedektörler ise, doku eş değeri yüksek duyarlılıkta olan kart çip şeklindeki Lityum Florür (LiF) (TLD 100) dedektörler olup, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi (TAEK-ÇNAEM) Dozimetri Laboratuvarı (SSDL) biriminden temin edilmişlerdir.

Karaciğer sintigrafisine ilişkin gerçekleştirilen deneylerde, kaynak organdan (karaciğerden) etkilenmesini incelemek üzere üç kritik hedef organ olarak gonad, tiroit ve beyin seçilmiştir (Şekil 4.9). Doz hızı ölçümleri için sintilasyon dedektörü hedef organ bölgelerine hep aynı geometride konumlandırılarak ölçümler alınmıştır. Bir başka deyişle, hedef organlar için deney geometrisi aynı olacak şekilde ölçümler gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.11-Şekil 4.13). Doz hızı tayinine ilişkin olarak yapılan deneylerle, deney başlangıç sürecinde, iki yarı-ömür, üç yarı-ömür ve dört yarı-ömür süreçlerinde ölçümler alınmış ve doğal sayım değeri çıkarılarak net ölçümlere ulaşılmıştır.

Kümülatif doz ölçümleri için, kalibrasyonu yapılan TLD'lerden 5 tanesi Torso fantom üzerinde beyine, 4 tanesi tiroite, 5 tanesi gonata yerleştirilmiştir. Bunlardan ayrı olarak 6 tane TLD de ortam sayımı (background) ölçümlemesi için (Torso Fantom'dan yeterince uzak bir konuma) yerleştirilmiştir. Kümülatif doz deneyleri için her hedef organdan 1 gün sonra, 7 gün sonra, 15 gün sonra ve 1 yarı ömür sonra (tek tek) alınan TLD'ler, TAEK-ÇNAEM SSDL biriminde okunmuştur. Bunlardan

doğal ortam (background) TLD okumaları çıkarılmıştır. Böylece, kümülatif dozlar elde edilmiştir.

Yapılan deneylerle, Antropomorfik Torso fantom üzerinde Cr-51 kullanılarak yapılan karaciğer sintigrafisine ilişkin simülasyonla üç hedef organ için (gonad, tiroit ve beyin) doz hızları ve kümülatif doz bağlamında ölçüm sonuçları elde edilmiştir (Çizelge 5.1-Çizelge 5.6).

Doz hızları ölçümleri sonucunda; başlangıç süreci ile iki, üç ve dört yarılanma sonraki doz ölçümlerinin her üç hedef organ için de (Şekil 5.1-Şekil 5.3) eksponansiyel karakterli olduğu görülmüştür. Bu husus, beklenti doğrultusunda olup, Cr-51'in bozunumu bağlamında doz hızı değerlerinin düştüğü gözlemlenmiştir.

Keza, kümülatif doz ölçümleri sonucunda da; 1. gün, 1. hafta, 2. hafta ve bir yarı ömür sonunda elde edilen doz ölçüm sonuçlarının her üç organ için de yine eksponansiyel karakterli olduğu görülmüştür (Şekil 5.4-Şekil 5.6). Bu husus, yine beklenti doğrultusunda olup, Cr-51'in bozunumu bağlamında kümülatif doz değerlerinin yükseldiği gözlemlenmiştir.

Doz hızı ve kümülatif doz ölçümlerinde incelenen üç hedef organ olan gonad, tiroit ve beyin arasında en yüksek dozu alan organın tiroit olduğu, bu organı sırasıyla gonad ve beynin takip ettiği görülmüştür (Şekil 5.14-Şekil 5.15). Bu durum da beklenti doğrultusundadır denebilir. Zira, karaciğer bölgesine en yakın organ tiroit olmakta, tiroiti, gonad ve beyin takip etmektedir.

Karaciğer/ dalak sintigrafisi, bu organların anatomik şekil, yapı ve büyüklüğüyle ve fonksiyonuyla ilgili bilgi veren bir nükleer tıp görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemde radyofarmasötiklerin damardan uygulanması söz konusudur ve bu maddeler damardan verildiğinde retiküloendotelyal hücrelerde veya karaciğer/dalağın kan havuzunda yerleşme gösterir veya hepatik arter içine bir atardamar katederi içinden enjekte edildiğinde karaciğerin prekapiler arteriyollerinde birikebilmektedir. Karaciğer/ dalak sintigrafisinin amacı, dalak ve karaciğer dokusu görüntülemesi için anormalliklerin karakterize edilebilmelerini kolaylaştırmak ve tanı açısından görüntü kalitesini belirlemektir. İnceleme karaciğer ve dalağı görüntüleyen bir radyoaktif bileşiğin damardan enjeksiyonu sonrası gama kamera ile yapılmaktadır (Maranci, Tugrul; 2015). Karaciğer sintigrafisi için genellikle Tc-99m radyoizotopu kullanılmaktadır, Cr-51 ise dalak sintigrafisinde kullanılmaktadır (Seyrek, 2007). Bu

yüksek lisans tez çalışmasında karaciğer sintigrafisi için kuramsal olarak Cr-51 izotopu kullanılması durumuna ilişkin bir yaklaşım öngörülmüş ve bu düşünceye dayalı olarak planlanan deneysel bir araştırma yapılmıştır.

Deneysel çalışmalardan sonra, Cr-51 radyoizotopu kullanılarak karaciğer sintigrafisi uygulamasına ilişkin olarak MIRD metodu kullanılarak (S değerleri mevcut olan) tiroit ve gonad için teorik doz hesabı da yapılmıştır. Ulaşılan sonuçlar (Çizelge 6.3) deneysel sonuçlarla karşılaştırmalı olarak incelenmiştir (Çizelge 6.4). Deneysel olarak kümülatif doz değerleri kullanılmış olup, bu sonuçların MIRD yöntemi ile elde edilen teorik doz değerlerinin birbirine uyumlu olduğu gözlenmiştir. Deneysel ve teorik bulunan doz değerlerinin birbirinden farkının % 10 mertebesinde olduğu görülmüştür (Çizelge 6.4). Bu fark kabul edilebilir olarak nitelenmiştir.

Öz olarak söylemek istenirse; bu yüksek lisans teziyle Cr-51 radyoizotopu veya bu radyoizotopun enerjisine yakın izotopların kullanılması durumunda, hedef organlardan tiroit ve gonadların doz maruziyetleri araştırılmıştır. Bu çalışmada kullanılan Cr-51 kaynaklarının toplam aktivite miktarları klinik uygulamada kullanılacak aktivite miktarlarına uygun olmayabilir. Ancak kümülatif doz değerlerini normalize etmek için mikrosievert/MegaBecquerel (Çizelge 6.2) cinsinden değerler tablosu verilmiştir.

MIRD metodu ile hesaplanan doz değerleri ve deneysel ölçüm değerlerinin biribiri ile uyumlu olduğu bu çalışma ile ortaya konulmuştur.

KAYNAKLAR

- Altınsoy, N.** (2014a). İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı, Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı, Radiation Dosimetry ders notu.
- Altınsoy, N.** (2014b). İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı, Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı, Endüstri ve Tıpta Radyoizotop Uygulamaları ders notu.
- Baytaş, A. F.** (2014a). İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı, Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı, Radiaiton Imaging ders notu.
- Baytaş, A. F.** (2014b). İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı, Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı, Radyasyon Algılama ve Ölçme ders notu.
- Bethge, K., Kraft, G., Kreisler, P., Walter, G.,** (2004). Medical Applications of Nuclear Physics -Springer Berlin Heidelberg.
- Bilge, A.N.,** (1985). —Nükleer Tekniklerin Endüstriye Uygulanması, TAEK, Bilimsel Yayın, No:1, İstanbul.
- Bilge, A.N., Tuğrul, A.B.,** (1990). —Endüstriyel Radyografinin Esasları, İTÜ Rektörlük Ofset Atölyesi, İstanbul.
- Bravim, A., Sakuraba, R. K., Cruz, J. C. ve Campos, L .L.** (2011). Study of LiF:Mg,Ti and CaSO₄:Dy dosimeters TL response to electron beams of 6 MeV applied to radiotherapy using PMMA and solid water phantoms, Radiation Measurements 46 1979-1981.
- Cember, H.** (1996). Introduction to Health Physics, New York: McGraw- Hill, Health Profession Division, 3rd Edition.
- Chem M., Pope T., Ott D.** (2007), Temel Radyoloji (A.Tunacı ve B. Tiryaki, Çev.)- İstanbul : İstanbul Tıp Fakültesi.
- Demir, M.** (2011). Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları, İ.Ü. Cerrhapaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Üçüncü Baskı.
- Demir, E.** (2014). Radyoaktif İzleme Tekniği ile Rubidyumun Topraktaki İlerleyişinin İncelenmesi, Sodyum ve Potasyuma Göre Değerlendirilmesi (Yüksek Lisans Tezi). İstanbul Teknik Üniversitesi. Enerji Enstitüsü, İstanbul.
- Glascock, M.D.,** (1988). Tables for Neutron Activation Analysis, Research Reactor Facilities.
- Howell, R. M., Scarboro, S. B., Taddei, P. J., Krishnan, S., Kry, S. F. ve Newhauser W. D.** (2010). Methodology for determining doses to in-field, out-of-field and partially in-field organs for late effects studies in photon radiotherapy, Phys. Med. Biol. 55 7009- 7023.

- International Commission on Radiation Units and Measurements**, (1980). Radiation Quantities and Units, ICRU Report 33.
- International Atomic Energy Agency (IAEA)**, Vienna (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.
- International Atomic Energy Agency (IAEA)**, Vienna (2007). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457.
- International Atomic Energy Agency (IAEA)**, Vienna (2013). Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy, IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 8.
- Jadvar, H., Parker, J.A.** (2004). Klinik PET/CT (A.Tunai, Çev.)- İstanbul: İstanbul Tıp Fakültesi.
- Kısınma, D., Tugrul, A.B.** (2013). Thyroid Dose Evaluation and Calculation of Backscatter Factors for Co-60 Irradiations, International Journal of Physical Science and Engineering Vol:7 No:9, pp. 622-625.
- Kısınma, D.** (2015). Farklı gama kaynakları için radyoterapik bağıl absorbe tiroid dozu değerlendirilmesi ve geri saçılma faktörü irdelemesi (Yüksek Lisans Tezi). İstanbul Teknik Üniversitesi. Enerji Enstitüsü, İstanbul.
- Knoll, G.F.**, (2010). —Radiation Detection and Measurement University of Michigan.
- Köşe, A.** (1999). Su fantomu kullanılarak Co-60 radyoizotop kaynağı ile dış ışınlama şartları için farklı vücut bölgelerine ilişkin doz tayini, İTÜ, Nükleer Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi.
- L'Annunziata, M.F.**, (2003). —Handbook of Radioactivity Analysis. Elsevier Science, 2nd Ed, ABD.
- Maranci, O., Tugrul, A. B.**, (2015). Determination of Critical Organ Doses for Liver Scintigraphy with Using Cr-51. 17th International Conference on Medical Physics and Medical Sciences, 1307(6892), 2064-2067. (Tam metin bildiri)(Yayın No:1654775)
- Mettler, A.F., JR.** (2008). Radyolojinin Esasları (Ş. Güney, Çev.)-İstanbul.
- Nakamura, T., Hayashi, Y., Watabe, H., Matsumoto, M., Horikawa, T., Fujiwara, T. ve Ito, M., Yanai, K.** (1997). Estimation of organ cumulated activities and absorbed doses on intakes of several C-11 labelled radiopharmaceuticals from external measurement with thermoluminescent dosimeters, Phys. Med. Biol. 43 (1998) 389-405.
- National Council on Radiation Protection & Measurements(NCRP)**, (1985). SI units in radiation protection and measurements, Report No: 82.
- National Council on Radiation Protection & Measurements(NCRP)**, (2008). Risk to the Thyroid from Ionizing Radiation, Report No: 159.
- National Council on Radiation Protection & Measurements(NCRP)**, (2009). Uncertainties in internal radiation dose assessment, Report No: 164.

- Nuyts, J.** (2013). Nuclear Medicine Technology and Techniques, Nuclear Medicine, K.U.Leuven U.Z. Gasthuisberg, Herestraat 49.
- Powsner, R.A., Powsner, E.R.,** (1998), Essentials Of Nuclear Medicine Physics, Maple-Vail Book Manufacturing Group, Hong Kong.
- Powsner, R.A., Powsner, E.R.,** (2006). Essential Nuclear Medicine Physics. Blackwell Publishing, 2nd Ed, ISBN 1-4051-0484-8, Massachusetts.
- Sabol J., Weng P.-S.** (1995). Introduction to Radiation Protection Dosimetry- World Scientific, USA.
- Seyrek, E.,** (2007). —Radyoizotopların üretimi ve radyoterapide kullanılması, Ankara.
- Shani,G.** (1991). Radiation Dosimetry Instrumentation and Methods. CRC Press, London.
- Snyder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G., Watson, S.B.** (1975). ‘S’ Absorbed Dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs, nm/ MIRD Pamphlet No.11, Society of Nuclear Medicine, New York, NY.
- Tsoufanidis, N.,** (1995). Measurement and Detection of Radiation, University of Missouri Rolla.
- Tugrul, A.B.** (1995). “A New Approach For Calculating The Geometry Factor For Flow Measurements With Radioactive Tracers”, Kerntechnik, vol: 60, No: 5-6, pp: 265-266.
- Tuğrul, A.B.** (2014a). İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar anabilim Dalı, Radyasyon bilim ve Teknoloji Programı, Radyasyon Fiziği Ders Notu.
- Tuğrul, A.B.** (2014b). İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar anabilim Dalı, Radyasyon bilim ve Teknoloji Programı, Nükleer Teknikler Ders Notu.
- Varga, J.** (2012). 12 An introduction to nuclear medicine, Konya, J. Ve Nagy N. M., Nuclear Medicine and Radiochemistry, ilk basım, sf. 351-374.
- Wang, C.H., Willis, D.L. ve Loveland, W.D.,** (1975). Radiotracer methodology in the biological, environmental and physical sciences, Prentice-Hall.
- Yasar, D., Tugrul, A. B.** (2003). “A comparison of TLD measurements to MIRD estimates of the dose to the testes from Tc-99m in the liver and spleen”, Radiation Measurements, Vol.37, 2003, pp. 113-118.
- Yasar, D., Tugrul, A.B.** (2005).“A New Approach for The Calculation of Critical Organ Dose in Nuclear Medicine Applications”, *Applied Radiation and Isotopes*, Vol. 62, pp. 405-410.
- Yılmaz, G.** (2010). Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) Doz Tayini için Fantom Geliştirilmesi, MIRD ve Marinelli Metodları ile Değerlendirilmesi ve Yeni Bir Geometri Faktörü Önerisi (Doktora Tezi). İstanbul Teknik Üniversitesi. Enerji Enstitüsü, İstanbul.

Yılmaz,G., Tugrul, A.B., M. Demir, D.Yasar, B. Demir, B. Buyuk (2013).
”PET/CT Patient Dosage Assay”, International Journal of Medical
Science and Engineering Vol:7 No:12, pp. 106-110.

Url-1 <<http://3electrotech.com.tr>>, erişim tarihi 20.06.2015.

Url-2 <<http://ueb.gov.tr>>, erişim tarihi 25.08.2015.

Url-3 <<http://sintigrafinedir.com>>, erişim tarihi 15.01.2016.

Url-4 <<http://www.biyomedikalcihazteknolojileri.com>>, erişim tarihi 18.09.2015.

Url-5 <<http://www.ncsu.edu/ehs>>, erişim tarihi 15.02.2016.

Url-6 <<http://www.physics.rutgers.edu>>, erişim tarihi 30.02.2016.

Url-7 <<http://www.emo.org.tr>>, erişim tarihi 09.03.2016.

Url-8 <<http://www.taek.gov.tr>>, erişim tarihi 11.03.2016.

Url-9 <<http://www.triga.itu.edu.tr>>, erişim tarihi 15.03.2016.

Url-10 <<http://www.polimaster.com/products>>, erişim tarihi 18.03.2016.

Url-11 <<http://www.stanforddosimetry.com>>, erişim tarihi 25.02.2016.

Url-12 <<http://reference.wolfram.com>>, erişim tarihi 22.04.2016.

Url-13 <<http://www.nds.ieae.com>>, erişim tarihi 29.10.2015.

Url-14 <<http://www.enerji.itu.edu.tr>>, erişim tarihi 10.01.2016.

Url-15 <<http://support.office.com>>, erişim tarihi 22.04.2016.

ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad : **Özlem Marancı**
Doğum Tarihi ve Yeri : **07.10.1989, Bakırköy**
E-posta : **ozlem.maranci@hotmail.com**

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2014, Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik (İngilizce) Bölümü

MESLEKİ DENEYİM :

- Öğretim Görevlisi: İstanbul Gelişim Üniversitesi - Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu, Tıbbi Görüntüleme Bölümü (Şubat 2015 -Halen)
- Optisyenlik Bölümü Program Başkanı : İstanbul Gelişim Üniversitesi – Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu (Eylül 2015-Halen)

YÜKSEK LİSANS TEZİNDEN TÜRETİLEN YAYINLAR VE SUNUMLAR :

- Marancı O., Tuğrul A. B. 2015. Determination of Critical Organ Doses for Liver Scintigraphy with Using Cr-51. 17th International Conference on Medical Physics and Medical Sciences, Istanbul, Turkey, , Oct 26-27, 2015, 1307(6892), 2064-2067. (Tam metin bildiri)(Yayın No:1654775).

ARAŞTIRMA PROJESİ

- İTÜ-BAP Yüksek Lisans Tezi Araştırma Projesi,“ Cr-51 Kullanılarak Yapılan Karaciğer Sintigrafisine İlişkin Kritik Organ Dozlarının Torso Fantom Kullanılarak Belirlenmesi”, Prof.Dr. A. Beril TUĞRUL (Yürütücü), Özlem Marancı (Araştırmacı), 24 Kasım 2015- Devam Ediyor

