

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ ENERJİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI GAMA KAYNAKLARI İÇİN RADYOTERAPİK BAĞIL ABSORBE TİROİD
DOZU DEĞERLENDİRMESİ VE GERİ SAÇILIM FAKTÖRÜ İRDELEMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Deniz KISINMA

**Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı
Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı**

OCAK 2015

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ ENERJİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI GAMA KAYNAKLARI İÇİN RADYOTERAPİK BAĞIL ABSORBE TİROİD
DOZU DEĞERLENDİRMESİ VE GERİ SAÇILIM FAKTÖRÜ İRDELEMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Deniz KISINMA

302111003

Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı

Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. A. Beril TUĞRUL

OCAK 2015

İTÜ Enerji Enstitüsü'nün 302111003 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Deniz KISINMA**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**FARKLI GAMA KAYNAKLARI İÇİN RADYOTERAPİK BAĞIL ABSORBE TİROİD DOZU DEĞERLENDİRMESİ VE GERİ SAÇILIM FAKTÖRÜ İRDELEMESİ**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. A. Beril TUĞRUL**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Nesrin ALTINSOY**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Mustafa DEMİR
İstanbul Üniversitesi

Teslim Tarihi : **15 Aralık 2014**
Savunma Tarihi : **22 Ocak 2015**

Her konuda benden desteğini esirgemeyen aileme ithaf ediyorum.

ÖNSÖZ

Tez çalışmam boyunca bilgi ve tecrübesiyle bana destek olan ve kendisinden çok şey öğrendiğim değerli Danışman Hocam İstanbul Teknik Üniversitesi Enerji Enstitüsü Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. A. Beril Tuğrul' a,

Yüksek lisans eğitimimde bilgi ve tecrübesini esirgemeyen İstanbul Teknik Üniversitesi Enerji Enstitüsü öğretim üyeleri Prof. Dr. A. Filiz Baytaş, Prof. Dr. Nesrin Altınsoy, Prof. Dr. Nilgün Baydoğan ve Yard. Doç. Dr. Sevilay Hacıyakupoğlu' na,

Tez çalışmamda bilgisiyle desteğini esirgemeyen Dr. Bülent Büyük' e,

Tez çalışmamda malzeme temini konusunda yardımcı olan ve desteğini esirgemeyen babama,

Beni her daim destekleyen anneme teşekkür ederim.

Ocak 2015

Deniz KISINMA

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xiii
SEMBOLLER.....	xv
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xvii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xix
ÖZET.....	xxi
SUMMARY	xxiii
1. GİRİŞ	1
2. NÜKLEER TIPTA RADYOTERAPİK UYGULAMALAR VE DOZİMETRİ	5
2.1 Nükleer Tıp Uygulamaları.....	5
2.1.1 Tanı yöntemleri.....	5
2.1.2 Tedavi yöntemleri.....	7
2.2 Radyoterapik Yöntemler	8
2.3 Tiroid İçin Radyoterapik Uygulamalar	9
2.4 Dozimetri Tanıtımı.....	10
2.5 Organ Dozu Tayini.....	13
2.6 Troid Dozu Tayini ve Önemi.....	16
2.7 MIRD Metodu.....	18
3. FANTOM ÇALIŞMALARI	21
3.1 Fantom Malzemeleri	22
3.1.1 Katı fantom malzemeleri.....	22
3.1.2 Sıvı fantom malzemeleri	22
3.2 Fantomların Sınıflandırılması	23
3.2.1 Malzemesine göre fantomların sınıflandırılması.....	23
3.2.1.1 Alüminyum fantomlar	23
3.2.1.2 Yumuşak Doku fantomları.....	24
3.2.1.3 Solüsyon fantomlar.....	25
3.2.1.4 Polimer fantomla	25
3.2.1.5 Briket fantomlar.....	26
3.2.2 Biçimlerine göre fantom sınıflandırılması.....	27
3.2.2.1 Anatomik fantomlar.....	27
3.2.2.2 Kübik fantomlar.....	29
3.2.2.3 Silindirik ve Konik fantomlar.....	30
3.2.2.4 Eliptik fantomlar.....	31
3.2.2.5 Levha fantomlar.....	32
3.2.3 Vücut Bölgesine göre fantomlar.....	33
3.2.3.1 Baş fantomu.....	33
3.2.3.2 Gövde fantomu.....	33
3.2.3.3 Ayırık organ veya vücut bölgesi fantomu.....	34

3.2.3.4 Tüm vücut bölgesi fantomu.....	35
3.2.4 Pozisyonlarına göre fantom sınıflandırılması.....	36
3.2.4.1 Ayakta duran fantomlar.....	36
3.2.4.2 Yatan fantom.....	37
3.2.4.3 Oturan fantom.....	38
3.3 Özel Fantom	39
3.3.1 Özel BOMAB fantomu.....	39
3.3.2 Kadavra Fantomlar.....	40
3.4 Canlı Fantom.....	40
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	43
4.1 Deneyde Kullanılan Fantomların Tanıtımı.....	43
4.1.1 Fantom Boyutları.....	43
4.1.2 Kullanılan farklı Fantomlar.....	46
4.1.2.1 Su fantomları.....	47
4.1.2.2 Parafin fantomlar.....	48
4.1.2.3 Masif fantomlar.....	48
4.1.2.4 Kadavra fantomlar.....	49
4.2 Deneyde Kullanılan Radyoaktif Kaynakların Tanıtımı.....	49
4.3 Deneyde Kullanılan Cihazların Tanıtımı.....	52
4.3.1 Kolimatör.....	52
4.3.2 Dedektör.....	53
4.3.3 Cep Bilgisayarı.....	55
4.3.4 Kurşun Zırh Bloklar.....	55
4.4 Deney Geometrisi ve Deney Düzeneği.....	56
4.5 Deneylerin Yapılışı.....	58
5. DENEY SONUÇLARI.....	63
5.1 Co-60 Gama Radyoizotop Kaynağı ile Yapılan Deneylerin Sonuçları	63
5.1.1 Co-60 gama radyoizotop kaynağı ve su fantomu kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları.....	63
5.1.2 Co-60 gama radyoizotop kaynağı ve parafin fantomu kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları.....	64
5.1.3 Co-60 gama radyoizotop kaynağı ve masif fantom kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları	65
5.1.4 Co-60 gama radyoizotop kaynağı ve kadavra fantom kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları.....	66
5.2 Cs-137 Gama Radyoizotop Kaynağı ile Yapılan Deneylerin Sonuçları	67
5.2.1 Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ve su fantomu kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları.....	67
5.2.2 Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ve parafin fantomu kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları.....	68
5.2.3 Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ve masif fantom kullanılarak yapılan deney sonuçları.....	69
5.2.4 Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ve kadavra fantom kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları.....	70
5.3 Deney Sonuçlarının Mukayeseli Değerlendirmesi.....	71
5.3.1 Co-60 gama radyoizotop kaynağı ve farklı fantomlar kullanılarak yapılan deneylerin mukayeseli değerlendirilmesi.....	72
5.3.2 Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ve farklı fantomlar kullanılarak yapılan deneylerin mukayeseli değerlendirilmesi.....	72

5.3.3 Çocuk Fantomu ile yapılan deneylerin mukayeseli değerlendirmesi.....	73
5.3.4 Kadın Fantomu ile yapılan deneylerin mukayeseli değerlendirmesi.....	74
5.3.5 Erkek Fantomu ile yapılan deneylerin mukayeseli değerlendirmesi.....	75
6. GERİ SAÇILIM HESAPLAMASI ve DEğERLENDİRMESİ.....	77
6.1 Geri Saçılım Hesaplaması	77
6.2 Geri Saçılım Değerlendirmesi	78
7. SONUÇ.....	85
KAYNAKLAR	89
ÖZGEÇMİŞ.....	95

KISALTMALAR

AAPM	:The American Association of Physicists in Medicine
BAD	: Bağıl Absorbe Doz
BOMAB	:The BO ttle MA nnikin AB sorber
BSF	: Back Scatter Factor
CGS	: Centimetre- gram- second system of units
CT	: Computed Tomography
HVL	: Half Value Layer
IAEA	: International Atomic Energy Agency
ICRU	: International Commission on Radiation Units& Measurements
JSMP	: Japan Society of Medical Physics
LET	: Linear Energy Transfer
MIRD	:Medical Internal Radiation Dose
NCRP	: National Council on Radiation Protection & Measurements
PET	: Positron Emission Tomography
SI	: International System of Units
SPECT	: Single Photon Emission Computed Tomography
TLD	: Termolüminesans Dozimetre
TRS	: Technical Report Series

SEMBOLLER

$K_{air,f}$	: Fantom yokluğunda aynı noktada hava kerma
$K_{air,s}$	: Su fantom yüzeyinde ölçülen hava kerma
D_T	: Ortalama absorlanmış doz
H_T	: Eşdeğer doz
T_b	: Biyolojik yarı ömür
T_{eff}	: Efektif yarı ömür
W_R	: Ağırlık faktörü
A	: Küre alanı
A	: Kaynak aktivite
C	: Cema
D	: Absorbe doz
d	: Kaynak- dedektör mesafesi
$D_{air,fs}$	: Havadaki absorbe doz
$D_{sur,fs}$	: Fantom yüzeyindeki absorbe doz
E_T	: Ortama transfer edilen ortalama enerji
I	: Fantom kullanılarak deneyde alınan sayım
I_0	: Boş (fantom yok iken alınan) sayım
K	: Kerma
m	: Kütle
M	: Doku kütlesi
m_T	: Ortamın ortalama kütlesi
n	: Veri sayısı
N	: Parçacık sayısı
Q	: İyon yükü
x	: Veri değeri
$\bar{x}$	: Veri değerlerinin aritmetik ortalaması
$(\mu_{en/\rho})_{w,air}$	: Su ve havada saçıcı ortam yokluğunda ve boş uzayda kütle enerji absorpsiyon katsayısı oranı
μ_L	: Lineer zayıflatma katsayısı
μ_m	: Kütle zayıflatma katsayısı
Φ	: Parçacık akısı oranı
$\bar{A}$	: Birikmiş aktivite
γ	: Gama
$\emptyset$	: Çap
α	: Alfa
β	: Beta
Γ	: Gama sabiti
ρ	: Yoğunluk
Φ	: Parçacık akısı

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 4.1 : Boyun için verilen boyut aralıkları.....	44
Çizelge 4.2 : Kullanılan fantom boyutları.....	44
Çizelge 4.3 : Deneylerde kullanılan fantom malzemelerinin yoğunlukları.....	46
Çizelge 4.4 : Co-60 ve Cs-137 kaynaklarına ait bazı özellikler.....	51
Çizelge 4.5 : PM1401K Model Kompakt Sintilasyon Detektörünün Genel Özellikleri.....	54
Çizelge 4.6 : Yapılan Deney Tipleri.....	59
Çizelge 5.1 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar	63
Çizelge 5.2 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak parafin ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.....	64
Çizelge 5.3 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak masif ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.....	65
Çizelge 5.4 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak kadavra ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.....	66
Çizelge 5.5 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.....	68
Çizelge 5.6 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak parafin ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.....	69
Çizelge 5.7 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak masif ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.....	70
Çizelge 5.8 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak kadavra ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.....	71
Çizelge 6.1 : Co-60 gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneylerin sonuçlarına göre hesaplanan geri saçılma faktörleri (BSF).....	80
Çizelge 6.2 : Cs-137 gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneylerin sonuçlarına göre hesaplanan geri saçılma faktörleri (BSF).....	82

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 3.1 : Polimer esaslı bir su fantomu taşıyıcısı.....	23
Şekil 3.2 : Bir alüminyum fantom.	24
Şekil 3.3 : Bir karaciğer fantomu.....	24
Şekil 3.4 : Bir solüsyon fantomu.....	25
Şekil 3.5 : Vücut şekli verilmiş bir polimer fantom.....	26
Şekil 3.6 : Briket fantom.....	27
Şekil 3.7 : Rando fantomlar.....	28
Şekil 3.8 : Torso fantomlar.....	29
Şekil.3.9 : Kübik fantom.....	29
Şekil 3.10 : Silindirik fantom.....	30
Şekil 3.11 : Konik fantomlar.....	30
Şekil 3.12 : BOMAB fantom.....	31
Şekil 3.13 : Eliptik fantomlar.....	32
Şekil 3.14 : Levha fantomlar.....	32
Şekil 3.15 : Baş fantomları.....	33
Şekil 3.16 : Gövde fantomları.....	34
Şekil 3.17 : El ve kol fantomları.....	34
Şekil 3.18 : Çeşitli ayırık organ veya vücut bölgesi fantomları.....	35
Şekil 3.19 : Tüm vücut bölgesi fantomu.....	36
Şekil 3.20 : Farklı ayakta duran fantomları.....	37
Şekil 3.21 : Yatan fantom.....	37
Şekil 3.22 : Anatomik yatan fantom.....	38
Şekil 3.23 : Oturan fantom.....	38
Şekil 3.24 : Özel BOMAB fantomu.....	39
Şekil 3.25 : Kadavra fantom.....	40
Şekil 3.26 : Canlı fantom olarak kullanılan bazı hayvanlar.....	41
Şekil 4.1 : Çocuk boyun fantomu.....	45
Şekil 4.2 : Kadın boyun fantomu.....	45
Şekil 4.3 : Erkek boyun fantomu.....	45
Şekil 4.4 : Boyun simülasyonu için kullanılan (a) çocuk (b) kadın (c) erkek su fantomları	47
Şekil 4.5 : Boyun simülasyonu için kullanılan (a) çocuk (b) kadın (c) erkek parafin fantomlar.....	48
Şekil 4.6 : Boyun simülasyonu için kullanılan masif fantomlar.....	48
Şekil 4.7 : Boyun simülasyonu için kullanılan (a) çocuk (b) kadın (c) erkek kadavra fantomlar.....	49
Şekil 4.8 : Co-60 radyoaktif kaynağına ait bozunum şeması.....	51
Şekil 4.9 : Cs-137 radyoaktif kaynağına ait bozunum şeması.....	51
Şekil 4.10 : Deneyde kullanılan Co-60 gama radyoizotop kaynağı	52

Şekil 4.11 : Deneyde kullanılan Cs-137 gama radyoizotop kaynağı.....	52
Şekil 4.12 : Kullanılan kurşun kolimatör.....	53
Şekil 4.13 : PM1401K model kompakt sintilasyon detektörü.....	55
Şekil 4.14 : Cep bilgisayarı.....	55
Şekil 4.15 : Kurşun Blok.....	56
Şekil 4.16 : Kurşun Hücre.....	56
Şekil 4.17 : Deney Geometrisi.....	57
Şekil 5.1 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.....	64
Şekil 5.2 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak parafin ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.....	65
Şekil 5.3 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak masif ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.....	66
Şekil 5.4 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak kadavra ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.....	67
Şekil 5.5 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.....	68
Şekil 5.6 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak parafin ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.....	69
Şekil 5.7 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak masif ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.....	70
Şekil 5.8 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak kadavra ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.....	71
Şekil 5.9 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle çocuk, kadın ve erkek fantomları için çizilen mukayese grafiği.....	72
Şekil 5.10 : Cs-137gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle çocuk, kadın ve erkek fantomları için çizilen mukayese grafiği.....	73
Şekil 5.11 : Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle çocuk fantomu için çizilen mukayese grafiği.....	74
Şekil 5.12 : Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle kadın fantomu için çizilen mukayese grafiği.....	75
Şekil 5.13 : Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle erkek fantomu için çizilen mukayese grafiği.....	76
Şekil 6.1 : Fantom Varlığında Deney Geometrisi.....	79
Şekil 6.2 : Fantom Yokluğunda Deney Geometrisi.....	79
Şekil 6.3 : Deney Geometrisi.....	79
Şekil 6.4 : Co-60 gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneylerin sonuçlarına göre hesaplanan geri saçılım faktörleri (BSF).....	81
Şekil 6.5 : Cs-137gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneylerin sonuçlarına göre hesaplanan geri saçılma faktörleri (BSF).....	83

FARKLI GAMA KAYNAKLARI İÇİN RADYOTERAPİK BAĞIL ABSORBE TİROİD DOZU DEĞERLENDİRMESİ VE GERİ SAÇILIM FAKTÖRÜ İRDELEMESİ

ÖZET

Bu tez çalışmasında, Co-60 ve Cs-137 gama radyoaktif kaynakları kullanılarak farklı malzemelerden üretilmiş boynu simule eden fantomlar kullanılarak tiroid bölgesi ışınlanmış ve hep aynı dar demet geometrisinde deneysel sonuçlar alınmıştır. Absorbe doz kavramı ile gama ölçüm sonuçları, tiroid dozu bağlamında değerlendirilmiştir.

Radyoaktif kaynak kolimatöre konmadan önce transmisyon tekniği kapsamında doğal sayımlar en az üç kez olacak şekilde alınmıştır. Fantom kullanılmadan gama kaynağı radyoaktif kaynak (Co-60 ve Cs-137) kullanılarak alınan “boş sayım” ile I_0 kaynak şiddetine karşılık gelecek şekilde sonuçlar elde edilmiştir. Deneylerde yapılan ölçümler sırasında çocuk, kadın ve erkek için farklı boyutlarda boyun fantomları seçilmiş ve her bir fantom türü için su, parafin, masif ve kadavra fantomlar ile olmak üzere toplam 24 farklı deney tipi ile çalışılmıştır. Her deney tipi için bağıl sayım sonucunu bulmak amacıyla, fantom ile yapılan deney sayımları (I) boş kaynak sayımına oranlanmıştır. (I/I_0) bağıl sayım sonuçları hesaplanmıştır. Bağıl sayım sonucundan hareketle bağıl absorbe doz hesaplaması yapılmıştır.

Niceliksel ölçekli sayılar için kullanılan standart sapma, Microsoft Excel programından yararlanılarak “ağırlıksız” veya “n-1” yöntemi kullanılarak hesaplanmıştır.

Bağıl absorbe doz sonuçları çerçevesinde Co-60 ve Cs-137 radyoaktif kaynaklarıyla dört farklı fantom malzemesiyle yapılan deneylerde en kalın fantom boyutuna sahip olan erkek boyun fantomunda en fazla dozun absorbe edildiği hesaplanmıştır. Çocuk boyun fantomlarında ise dozun en az absorbe edildiği sonucuna ulaşılmıştır. Radyoaktif kaynaklar (Co-60 ve Cs-137) ile yapılan çalışmalar neticesinde her üç fantom boyutunda da en çok dozun sırasıyla su, masif, parafin ve kadavra fantomda absorbe edildiği bulunmuştur. Malzemelerin yoğunluklarıyla karşılaştırıldığında bu sonucun yoğunluğu en fazla olanda dozun en fazla absorblandığı bilgisine ulaşılmıştır.

Geri saçılım faktörü (BSF)’ne ilişkin yapılan hesaplamalar çocuk, kadın ve erkek simülasyonu çerçevesinde su, parafin, masif ve kadavra fantomlar için yapılmıştır. 24 farklı deney olduğu için 24 farklı hesap yapılmıştır. Kütle absorpsiyon katsayıları belirli ortamlar için belli olmasına karşın, geri saçılma hesaplanması açısından kullanılacak değerler belirsizlik ifade edebileceğinden fantom yüzeyindeki absorbe doz ile aynı noktadaki havadaki doz oranlanarak BSF bulunmuştur. Geri saçılım faktörünün boyun çapı ile ilişkili olduğu gözlenmiştir.

RELATIVE RADIOTHERAPIC THYROID DOSE EVALUATION FOR DIFFERENT GAMMA SOURCES AND EXPLICATION OF CALCULATION FOR BACK SCATTERING FACTOR

SUMMARY

In this study, different phantom materials are utilized to simulate the neck of human body which is used to irradiate the thyroids of human body by Co-60 and Cs-137 gamma radioactive sources. All results on this study is the same narrow-beam geometry. Absorbed dose notion and gamma measurement results are evaluated as part of thyroid dose.

Radiotherapy is a treatment model which cures the cancer tissue and gives enough radiation dose by protecting the healthy tissue. In the initial time of radiotherapy, Ra-226 gamma radioactive source was put into a box and treat the cancerous people. Co-60, Cs-137 and Eu-152 is proceed to use as a teletherapy source because of the the disadvantages of Ra-226.

Radiation dose is significant issue in radiation therapy. As part of radiation dose, type of tissue and part of body effects the therapy modality and scheme. Evaluation of delivered dose is related to dosimetry of radiation. Type of radiation and energy cause to be used different dosimetry systems. Developing of the measurement techniques and much better detecting of tumor volume cause better adaptation of dose.

To be evaluate delivered radiation dose to patient and conformity of dose is issue of dosimetry which has to be done for control of dose. However studying with patient can cause some ethical problems. So that necessity of safety of patient is the first issue when researches study on radiation dosimetry. Simulation of human body or organ is routinely done to inhibit of contamination.

Internal and external radiation dose is measured with human equivalent materials which is called phantom. A phantom simulate volume of human tissue and anatomic structure. Simple box or perfect shape of human organ are different form of phantoms.

Different materials are choosen to constitute the phantom. Basically water is the primary phantom material that has pretty the same density of mass with human body. Therefore water is commonly used for dosimetric purposes. Polystyrene, acrylic, plexiglass phantoms and phantoms made of special materials sometimes give better results as part of dosimetric usage.

Special phantom materials like BOMAB and cadaver are prefferd because of the advantages of having bone structure. Livestock is choosen to investigate how the function of vitality are affected by radiation dose.

Using the phantoms which are simulate the human body are necessary to evaluate the interaction of radiation with tissue or whole body. To be evaluate the interaction of radiation with human body or organ, water is generally main phantom material of choice for both reference and relative dosimetry measurements in radiation therapy. But, different or special phantoms can be used for dose evaluation.

In this study, neck phantom is primarily constructed to be able to evaluate the thyroid dose. In the medical applications such as radiation therapy, radiology, nuclear medicine and radiological protection, water phantoms are extensively used for the dosimetry of photons. It is a common practice to verify the validity of calculation algorithms by comparing the generated doses with the measured doses in tissue equivalent phantom. Water is the primary phantom medium recommended for dosimetry of high-energy photon and electron beams, measurements closely approximating the values of radiation absorption and scattering obtained for muscle and other soft tissues.

Three different materials were also used as phantom materials addition of the water in this study. Therefore, phantoms made of four different materials, as namely; water, paraffine, edging strip and cadaver. A polymeric cylindrical cups which have appropriate dimensions were having water and used as water phantom.

Initially, natural background counts are taken minimum three times within transmission technique and then radioactive sources are put inside the collimator. Without using phantoms, free counts are taken with radioactive gamma sources (Co-60 and Cs-137) and they are saved as intensity of source is named I_0 . Necks of the bodies are changed according to ages and human race also. For simulation different type of patients were created with three phantoms. In the experiments, child, woman and man neck phantoms which have different dimensions are used and the each of this three phantoms are made of water, paraffine, edging strip and cadaver. Totally, twenty four experiments type is studied. To be able to get the results of relative counts for each experiment type, the findings of experiments by using phantoms is proportioned to free counts. So, (I/I_0) relative count results are calculated. By the help of relative count results, relative absorbed dose calculation is done.

Standard deviation which is used for quantitative scaled numbers is calculated by using Microsoft Excel programme that apply "unweighted" or "n-1" method.

The experiments are done for four different phantom materials and the results showed that the thickest phantom which is the man have the highest absorbed dose within the scope of relative absorbed dose calculations. It is reached that the absorbed dose is the lowest in the experiments of child neck phantom. In the all studies of (Co-60 and Cs-137) radioactive sources is concluded that the all three phantom materials have the highest absorbed dose respectively water, edging strip, paraffine and cadaver. When this results are compared with density of phantom materials, it is attained that the most intensive material have the highest absorbed dose.

Backscattering is important factor for the irradiation procedures. It is also imperative effects for the therapeutic application due to changing applied doses. Furthermore, it should be evaluate for radiation safety. The calculations within the scope of child, woman and man simulations is done for water, paraffine, edging strip and cadaver in regard to Back scatter factor (BSF). Twenty four different calculation is done because of twenty four different experiment. Although mass attenuation coefficients

are specific for definite medium, because of the values which is used for back scatter factors can be expressed unclear. So that, the absorbed dose at the surface of phantom material is proportioned to absorbed dose at the same point at the air to calculate BSF. It is observed that BSF is related to diameter of neck.

1. GİRİŞ

Esas itibariyle yirminci yüzyılla başlayan nükleer çalışmalar giderek hız kazanmış ve büyük gelişmeler göstererek günümüzdeki ileri seviyesine erişmiş bulunmaktadır. Bu gelişimin daha da süreceği ve gelişmenin devam edeceği anlaşılmaktadır. Nükleer teknoloji, nükleer enerji üretimiyle doğrudan bağlantılı olmakla birlikte bugün farklı sahalarda kullanım alanı bulmaktadır. Nükleer teknolojideki gelişmeler ve farklı alanlardaki barışçıl uygulamaları insanlık için ufuk açan gelişmeler olmuştur.

Nükleer santraller enerji üretimine emre amade anlamda önemli çözüm oluşturan elektrik santralleri olarak hayata geçirilmiş bulunmaktadır. Temiz enerji kaynağı olması nedeniyle dünyada tercih edilmekte ve elektrik üretimi için kullanılmaktadır. Nükleer enerjiden, nükleer santralden ayrı olarak; ısınma, uzay çalışmaları, hidrojen yakıtı üretimi, denizaltı çalışmaları ve araştırma reaktörü olarak faydalanılmaktadır (Hore ve London, 2006).

Nükleer teknolojinin ilerlemesiyle farklı ve çeşitli birçok nükleer teknik gelişmiş ve farklı alanlarda başarıyla uygulanabilmiştir. Öz olarak; atom ve yapısındaki elementer parçacıkların ve/veya elektromanyetik ışımların kullanıldığı radyasyon teknikleri “nükleer teknikler” olarak nitelenebilmektedir. Bu tanım çerçevesinde, bir çok farklı radyasyon kaynağının kullanıldığı farklı tekniklerden bahsedilebilmektedir.

Günümüzde, nükleer tekniklerin birçok alanda, diğer tekniklere göre tercih edilerek kullanıldıkları görülmektedir. Tercih sebepleri arasında; çeşitli ürün ve elemanlara uygulanabilir olmaları, tahribatsız muayene metodları arasında yer almaları, çoğu kez malzemeye temas olmadan uygulanabilmeleri, malzeme iç yapısı hakkında bilgi verebilmeleri ve kimi kez alternatifsiz olmaları sayılabilir.

Nükleer teknolojinin ve nükleer tekniklerinin gelişmesi belki de en çok sağlık alanında inanılmaz ufuklar açmıştır. Nükleer tekniklerin tıp biliminde gösterdiği benzersiz beceri, vücudun anatomik ve fonksiyonel yapısını hızlıca ve doğru bir şekilde göstermesidir. Vücuda neşter değmeden iç organlar hakkında beklenen, ileri

bilgiler alınabilmektedir. Bu bakımdan nükleer tekniklerin tıp uygulamaları çoğu kez alternatifsiz olarak nitelenmektedir. Bu bağlamda, nükleer teknikler, klasik prosedürlere göre daha çok tercih edilmekte olup maliyeti de sağladığı faydaya göre yüksek de olmamaktadır (Groth, 2000).

Nükleer teknikler; sağlık alanında tanı ve tedavi yöntemleri olarak uygulanmaktadır. Dolayısıyla, tıp bilimi içinde yeni alt bilim kollarının gelişmesi sonucunu doğurmuştur. Bu bağlamda, nükleer tekniklerin farklı amaçlı uygulamalarla birlikte, tıbbi cihazların sterilizasyonu ve dozimetri amacıyla kullanımlarından bahsetmek mümkündür. Tanı yöntemleri insanda hastalığın olup olmadığına karar vermek üzere ve tedavinin ne olması gerektiğine karar verilmesi konusunda yardımcı olmaktadır.

Tedavi amaçlı olarak kanser tedavisinde ve kanserin yayılmasının önlenmesinde nükleer tekniklerden yararlanılmaktadır. Kanserın kemiğe metastaz yapması gibi durumlarda radyasyon, ağrıların dindirilmesi amacıyla palyatif çözüm olarak da kullanılmaktadır. Hastaya verilecek radyasyon dozunun değerlendirilmesi ve hesaplanması radyonüklid tedavi ve radyoterapi için büyük öneme sahip bulunmaktadır. Bu nedenle de amacına uygun olarak çeşitli dozimetreler tercih edilmektedir (IAEA, 2013).

Radyoterapi dozimetrisi nükleer tıpta üzerinde önemle durulan konulardan biri durumundadır. Burada, etkili ve doğru kalibrasyonun yapılması hastaya gönderilen radyasyon dozunun doğruluğu ve kanser hücresi için yeterli dozun verilmesi ile doğrudan ilgilidir. Bu husus, uygun dozun habis dokuya verilmesine karşın sağlıklı dokuya en az zararın verilmesini kontrol etmek için de son derece önemlidir. (Bravim ve ark., 2011).

Tedavi edilecek bölgeye farklı yöntemler uygulanabilmektedir. Ancak, burada uygulanacak doz, kullanılacak radyasyon kaynağı ve uygulama geometrisi önem arz etmektedir. Bunun için de hastaya uygulama yapılmadan önce konu hakkında deneyim sahibi olunması gerekmektedir. Ancak, bu deneyimin kazanılması için çeşitli deneylerin yapılması elzem olmaktadır. Oysa ki; insan üzerinde deney yapmak mümkün değildir. Bu durumda, insan eşdeğeri elemanların kullanılması esas olmaktadır.

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında, boyun bölgesi ve tiroid için doz değerlendirilmesi yapılması benimsenmiş ve bunun için de doku eşdeğeri malzemeler kullanılmıştır. Bu bağlamda, doz değerlendirilmesine ilişkin olarak dış ışınlama şartlarında değişik uygulamalarla oluşan farklılıkların mukayeseli değerlendirmesi ve geri saçılım etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

2. NÜKLEER TIPTA RADYOTERAPİK UYGULAMALAR VE DOZİMETRİ

Daha çok radyoaktif izleyici prensibi ile çalışan nükleer tıp uygulamaları ile kararsız yapıdaki izotopun vücut içinde hareketi, dağılımı ve konsantrasyonuna ilişkin bilgiler edinilebilmektedir. Bu bilgilerden hareketle dış radyasyon dedektörü ile bu işlemin takibi yapılabilmekte ve radyasyon değeri ölçülebilmektedir (Varga, 2012). Tanı uygulamalarında hastaya izleyici verilmeden önce gerekli tüm aktivite hesaplarının yapılmış olması gerekmektedir. Tedavi uygulamalarında da hastaya ne kadar doz verildiğinin hesabı çeşitli ölçüm teknikleri ile belirlenmektedir.

2.1 Nükleer Tıp Uygulamaları

İyonizan radyasyonun madde ile etkileşimi prensibine dayanan fakat farklı amaçlarla uygulanan nükleer tıp yöntemleri; tanı ve tedavi uygulamaları olarak başlıca iki gruba ayrılmaktadır.

2.1.1 Tanı yöntemleri

Tanı amacıyla uygulanan yöntemler farklı miktarlarda radyasyon dozuna maruz kalmayı gerektirebilmektedir. Tetkik işlemleri, bir nükleer teknik bağlamında hastaya uygulandığında, hastanın radyasyon dozu almasına sebep olmakla birlikte hastaya herhangi bir operasyon uygulanmadan vücut içine ilişkin bilgi verebildiğinden yine de tercih edilen yöntem olmaktadır. Tanı uygulamaları, tedavi için en iyi yöneme karar verme aşamasında etkin olmaktadır.

X-ışını ile görüntüleme geleneksel tanı yöntemleri içerisinde yer almakta olup, ilk nükleer teknik uygulamasıdır denebilir. X-ışınının 1895 yılında keşfi ile başlayan süreç fizik ve tıp dünyasının ilgisini çekmiş ve bugünkü atom çağının temelini oluşturmuştur. X-ışınlarının kullanımı insan anatomisinin özellikle kemik yapısının görüntülenmesini sağlamanın yanında tedavi yöntemlerinin geliştirilmesine de katkısı olmuştur (IAEA, 2007).

Bilgisayar teknolojisinin gelişmesi X-ışını ile görüntülemeye yeni bir hız kazandırmıştır. Vücut kesit görüntüsü verebilen teknik olan “Tomografi” gelişmiş ve radyoaktif izotopların kullanılmasıyla farklı görüntüleme prosedürleri oluşturulmuştur.

Tomografi bir obje üzerinden çeşitli görüntülerin datalarını alarak ve bu dataları küçük dilimler halinde kullanarak yapılandırma işlemidir (Baytaş, 2012). Bilgisayarlı Tomografi çok yönlü X-ışını ızdüşümlerinin görüntüyü oluşturmak için kullanılması mantığına dayanmaktadır.

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

Transmisyon tomografisi olarak adlandırılan bu teknikten başka bir de emisyon tomografisi bulunmaktadır. Bu teknik, vücuda zerk edilen radyonüklidin sintilasyon kamera ile algılanması tekniğine dayanmaktadır. Bunlardan biri SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) ve diğeri de PET (Positron Emission Tomography) tekniğidir.

SPECT ile görüntüsü alınacak hastaya, kararsız yapıdaki radyoizotop izleyici molekül olarak vücuda damar yolu ile verilmektedir. Bu molekül, bazı metabolik fonksiyonlara katılmakta ve kararsız yapıdaki izotoplar gamma ışını yayınlamaktadırlar (Nuyts, 2013). Bu radyoizotopların yarı-ömürlerinin uzun olmaması hasta ve çevre sağlığı açısından önemlidir.

SPECT kameralar organ içindeki radyoaktivitenin çok yönlü düzlemsel görüntüsünü almaktadırlar (Powsner&Powsner, 2006). Bu kameralar, hastanın çevresinde 360° dönerek ve organın kesitsel görüntüsüne ait dataları matematiksel olarak işleyerek oluşturmaktadırlar. SPECT teknolojisinde radyonüklid olarak Tc-99m, Ga-67, In-111, I-123 ve I-131 kullanılmaktadır (Powsner&Powsner, 2006; Bethge ve ark., 2004).

SPECT/CT hibrit görüntüleme teknolojisi hastaya ait anatomik ve fonksiyonel bilgileri tek bir görüntüde bir araya getirebilen bir yöntemdir (Altınsoy, 2012). İki ayrı şekilde SPECT ve CT görüntüleri elde edildikten sonra bu görüntülerin birleştirilmesi ile son görüntü elde edilmektedir (Demir, 2011).

Diğer bir tanı yöntemi de pozitron yayını gösteren radyonüklidlerin kullanıldığı PET teknolojisidir. Pozitronun madde ile etkileşimi ile 511 keV enerjili iki gamma fotonun zıt yönde yayınlanmaktadır. 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 dedekte edilmektedirler (Altınsoy, 2012).

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 veri elde edilmesi amacıyla kullanılmaktadır.

Yukarıda bahsedilen nükleer tekniklerin tümü in-vivo; bir başka deyişle ve canlıya radyoizotop verilerek yapılan uygulama teknikleridir. Bunlardan ayrı olarak bir de in-vitro teknikler, bir başka deyişle canlının radyasyon dozuna doğrudan maruz kalmasını gerektirmeyen klinik nükleer teknikler de uygulanabilmektedir. Canlıdan alınan kan, idrar gibi biyolojik materyal dışarıda radyasyonla işaretlenerek incelenmektedir (Altınsoy, 2012). Burada, amaç örneği alınan karışım içindeki madde miktarını belirlemektir. Bu yöntemin en genel adı '*radyoassay*' dir. Hormon, ilaç, enzim, vitamin, virüs, tümör, izleyiciler ve diğer maddeler kolayca ve doğrulukla bu yöntem ile tekrarlanabilir bir şekilde test edilmektedir (Demir, 2011).

Araştırma amaçlı da uygulamalar söz konusudur. Bu bağlamda, doku kültürü tekniği ile memeli hayvanlardan alınan doku örnekleri tripsin yardımıyla elde edilen tek hücre süspansiyonlarının yaşamaları ve çoğalmaları için uygun koşullarda petri kutusuna ekilmektedir. Petri kutusunun yüzeyine yapışarak çoğalan tek hücrelilerin ışınlanması sonucu sağ kalım eğrileri elde edilebilmektedir (Özalpan, 2001). Bu eğriler, çeşitli radyasyon dozlarına maruz kaldıktan sonra sağ kalan hücrelerin oranlarına dair bilgi vermektedir ki; bu da doz değerlendirmesi için önem arz etmektedir.

2. 1. 2 Tedavi yöntemleri

Nükleer teknikler bağlamında, kanser adı verilen kontrolsüz hücre çoğalmasının önlenmesi bir başka deyişle, kanser tedavisinde faydalanılmaktadır. Tedavi amaçlı kullanılan radyoaktif maddeler içinde yaygın olarak Y-90, Lu-177 ve I-131

bulunmaktadır (Demir, 2011; Altınsoy, 2012). Bu radyoaktif maddelerin beta ışını yayma özelliğinden yararlanılmaktadır. Beta ışınının menzili kısadır ve sağlıklı dokuyu tahrip etmeme özelliği bu tekniğin kullanılmasında avantaj oluşturmaktadır.

2.2 Radyoterapik Yöntemler

Radyoterapi kanserli hücreyi saran normal dokuya en az zararı vererek yeterli dozun kanser hücresine verildiği bir tedavi yöntemidir (IAEA,2013). X-ışınlarının keşfiyle başlayan nükleer tıp uygulamalarına ilişkin süreç ile aynı zamanda radyasyon tedavisi için de adım atılmış olmaktadır.

İlk zamanlar bu tedavi X-ışını tüpü, Van de Graff jeneratörleri ve betatronlar kullanılarak yapılmıştır. Bu şekildeki uygulamalar günümüzdeki tekniklere göre yavaş olarak nitelenmektedir (Podgorsak, 2005). Teknolojinin gelişmesiyle lineer hızlandırıcılar yaygın olarak kanser tedavisinde kullanılmaya başlamıştır. MV seviyesinde enerji üreten bu cihazlar doz kalibrasyonu ve tedavi planlaması ile kür imkanı vermektedir. Dış ışın terapisi yöntemlerinden biri olan lineer hızlandırıcı ile uygun doz hastaya verilmektedir.

Diğer bir dış ışın tedavisi ise teleterapi cihazları ile yapılmaktadır. Radyoterapinin ilk zamanlarında bir kutu içine konan (doğada bulunan) Ra-226 radyoaktif kaynağı ile tedavi yapılmıştır. Kaynak dezavantajlarından dolayı yapay radyoaktif madde olan Co-60, Cs-137 ve Eu-152 teleterapi kaynağı olarak kullanılmaya başlanmıştır. Burada radyoaktif materyalin yaydığı gamma ışınının tedavi edici özelliğinden yararlanılmaktadır. Üretim araçları, yaydığı foton enerjisi, yarı-ömrü ve spesifik aktivitesi bakımından Co-60 en yaygın şekilde tercih edilmektedir (Podgorsak, 2005).

Son yıllarda parçacık terapisi gelişmekte olup yoğun bir ilgi görmektedir. Özellikle proton tedavisi ve karbon-iyon tedavisi bu bağlamda en başta gelmektedir denebilir (IAEA, 2013). Zaman içerisinde tekniklerin gelişmesi ve tümör hacminin bu süreçte daha iyi saptanabilmesi gibi nedenlerden ötürü doz uyumu daha iyi elde edilmektedir. Burada, radyobiyolojik avantajlarından dolayı küçük bir alana yüksek doz verilmektedir (Jäkel, 2010).

Nanoteknolojinin gelişmesi nanotıp alanının doğmasına neden olmuştur ve nano parçacık boyutta üretilen ilaçlar, yüksek radyasyon dozundaki nükleer ilaçlar

seviyesinde etkili olmaktadır. Sağlam dokuyu ayırt edebilen bu ilaçların yan etkisi diğer nükleer tıp yöntemlerine göre daha az olmaktadır ve kanserli hücreyle baş edebilmektedir (IAEA, 2013).

Radyoaktif kaynakların doğrudan vücut boşluklarına veya direkt tümör ile temas edecek şekilde yerleştirilmesiyle yapılan bir tedavi şekline de *brakiterapi* denilmektedir. Brakiterapi uygulamalarında kullanılan yarı-ömrü düşük radyoaktif kaynaklar kalıcı implant yöntemi ile hastanın tümör yatağına doğrudan yerleştirilmektedir. Kaynaklar yerleştirildiği yerde bırakılmaktadırlar. Geçici implant uygulamalarında ise, radyasyon güvenliği açısından yerleştirilen implanta doz hızı yüksek kaynaklar gönderilerek kısa süre ışınlama yapılmaktadır.

Nükleer tıp tedavisi, hastalara palyatif ve küratif olarak uygulanmaktadır. Bu konuda uygun aktivitedeki radyoizotoplar lokalizasyonu yapılmış bölgede iç ışınlama yaparak vücut içinde tedavi sağlamaktadırlar. Radyasyon koruması bakımından hastanın insanlarla olan sınırı korunması gerekmektedir (Stefanoyiannis & Gerogiannis, 2010).

Nükleer tıpta tanı ve tedavi alanında esas olarak radyofarmasötikler kullanılmaktadır. Bu radyofarmasötiklerin çoğu, radyoizotop ile biyoaktif bir bileşenin (KİT) birleşmesi şeklinde oluşmaktadır (Demir, 2011). Kullanılan radyonüklidlerin kısa yarı-ömrü olmaları tercih sebebi olarak nitelenmektedir (Chandra, 1998).

Radyofarmasötik terapisinde geçmişten itibaren I-131 hipertiroid özellikle lokal ve metastatik tiroid kanserinde en çok uygulanan radyonüklittir. Sistemik tedavi için uygun olan radyonüklidler hastaya ağız veya damar yoluyla verilmektedirler. Radyoaktif madde, bütün vücudu dolaştığı için metabolik olarak vücutta bulunmaktadır. Bölgesel tedavide ise, radyofarmasötik, tedavi edilecek bölgeye direkt verilmektedir. Bu yüzden metabolizma daha az radyasyon dozu almakta ve kontaminasyon riski az olmaktadır (NCRP, 155).

2.3 Tiroid İçin Radyoterapik Uygulamalar

70 yıldan uzun bir süredir I-131 iyi ve kötü huylu tiroid hastalığının tedavisinde en fazla tercih edilen ajandır. Aynı zamanda tiroit kanserinin görüntülenmesinde ve tiroit atılım miktarını ölçmede kullanılmaktadır. I-131' in yaydığı gama radyasyonu görüntüleme için, beta radyasyonu ise terapi amaçlı kullanılmaktadır. Şöyle ki; I-131

1 rad/ μ Ci gibi yüksek bir radyasyonu salgı bezine yayınlarken 364 keV enerjili gama radyasyonu yayınlar ki bu miktar optimum değerden yüksektir. Bu yüzden görüntüleme amacıyla daha düşük gama enerjili olan I-123 ve Tc-99m tercih edilmektedir (Joyce & Swihart, 2011).

Radyoterapide kullanılan radyoizotopların tercih edilme mantığı daha çok onların yüksek LET (lineer enerji transferi) sahip olmaları yani yarılanma ürününün Auger elektronları, Alfa veya Beta parçacıkları ile direkt tümöre etki edebilmesidir. Radyonüklidlerin çoğu reaktörlerde üretilmekle birlikte bazıları parçacık hızlandırıcılarda üretilirler (IAEA, 2008).

I-131 ve X-ışını tedavisi karşılaştırıldığında I -131' in kanserojen etkisi X-ışınına göre oldukça azdır. Uygun dozlarda verilen I-131' in kanserojen etkisi de düşüktür (NCRP, 115).

Radyasyon korunması açısından, hipertiroidi tedavisi yapılacak kişinin uygun koşullarda ve yakınlarından ve halktan ayrı olarak bir odada kalmaları gerekmektedir. I-131'in yarı-ömrü 8.08 gün ve bir hastaya verilebilecek en yüksek dozun 600-800 MBq olduğu düşünülürse 8 gün boyunca herhangi bir kişiye 1 metreden daha yakına yaklaşılmamalıdır (Demir, 2011).

2.4 Dozimetri Tanıtımı

Radyasyon dozimetrisi, bir ortamda doğrudan veya doğrudan olmayan yollarla bırakılan radyasyon enerjisinin sayısal kararlılığını ölçme yöntemleriyle ilgilenmektedir.

Tıbbi ve sağlık alanında radyasyonun yoğun bir şekilde kullanılmasıyla birlikte bu radyasyonun ortama bıraktığı enerjinin önceden değerlendirilmesine yönelik çalışmalar önem kazanmıştır. Bunun başlıca nedenlerini gerekli yöntem için doğru miktarda ışınlama yapma ve radyasyondan korunma olarak sıralayabiliriz.

Co-60 teleterapi ve düşük enerjili X- ışınlarıyla yapılan tedavilerde dozimetri daha basitken günümüzde yaygın olarak kullanılan yüksek enerjili ve daha kompleks çalışan cihazlarda radyasyon dozimetrisinin önemi artmıştır (Rajan, 1992). X-ışınının tanı ve terapi amaçlı kullanıldığı ilk yıllarda, iyonizan radyasyonun kimyasal ve biyolojik etkilerini ölçmeye dair deneyler yapılmıştır. Fakat bu etkilerin yetersiz ve radyasyon dozu tahmini açısından eksik değerlendirmeye neden olduğu anlaşılmıştır.

Örneğin, terapi amaçlı yapılan çalışmalarda ‘ cilt eritem dozu ‘ birimi, insan cildinde kızarmaya neden olan X-ışını veya gama radyasyonu şeklinde tanımlanmıştır (Khan, 2003). Cilt eritem dozu çeşitli faktörlere bağlı olduğundan günümüzde kullanılmamaktadır.

Radyasyon dozu hakkında daha net bilgi veren birimlere olan ihtiyaç dozimetrisinin çeşitli nicelik ve birimlerle ilgilenmesini sağlamaktadır. Radyasyon *aktivitesi*, *enerji akısı* ve *akısının oranı* gibi alan ölçümleri *soğurulan (absorbe) doz* ve *kerma* gibi etkileşim nicelikleri ve birimleriyle dozimetri ilgilenmektedir. Bir radyasyon alanındaki enerji fraksiyonu, enerji bağımlı madde tarafından absorbe edildiğinden radyasyon *ışınlanması* ve radyasyon *absorbe dozu* arasındaki farkı ayırt etmek gerekmektedir (Cember, 1996).

Parçacık (foton) akısı (Φ); bir kesitsel küre alanına giren parçacıkların sayısı olarak ifade edilmektedir (IAEA, 2005). Birimi m^{-2} dir.

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.1)$$

Burada;

N : Parçacık sayısını

A: Küre alanını

temsil etmektedir.

Enerji akısı (φ)’ da, bir kesitsel alana giren toplam parçacık enerjisi olmaktadır. Birimi, J/m^{-2} dir (IAEA, 2005).

$$\varphi = \frac{dE}{dA} \quad (2.2)$$

Burada, E enerjiyi temsil etmektedir.

Parçacık (foton) akısı oranı ($\dot{\Phi}$) ise; parçacık akısının birim zamandaki miktarı olarak betimlenmektedir. Birimi, $m^{-2}s^{-1}$ dir (IAEA, 2005).

$$(\dot{\Phi}) = \frac{d\Phi}{dt} \quad (2.3)$$

Burada, t zamanı temsil etmektedir.

Işınlama birimi foton akısının bir ölçüsü olup, X-ışını veya gama alanından birim hava kütlesine transfer edilen enerji miktarı olarak ifade edilmektedir. 1 kilogramlık

havada 1 Coulomb iyon yükü meydana getiren X veya gama radyasyonu olarak tanımlanmaktadır (Cember, 1996).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.4)$$

Burada Q, iyon yükünü; m, kütleyi temsil etmektedir.

Işınlama özel birimi CGS sisteminde Roentgen (R) olarak “International Committee for Radiological Units” (ICRU, 1938) kararı ile belirlenmiştir. Daha sonra (ICRU, 1980) ışınlama birimi olarak Ckg^{-1} ‘nın kabulü “International System of Units” (SI) içinde alınan karar ile olmuştur (NCRP, 1985).

Buna göre;

$$1 R = 2.58 \times 10^{-4} Ckg^{-1} \quad (2.5)$$

Radyasyon zararı, radyasyondan absorbe edilen enerjiye bağlı olmaktadır ve dokuda absorbe edilen enerjinin konsantrasyonu ile orantılıdır. Bu sebeple, temel radyasyon doz birimi dokunun birim kütlesinde absorbe edilen enerji (Gy) şeklinde ifade edilmektedir (Cember, 1996).

$$1 Gy = 1 J/kg \quad (2.6)$$

Öte Yandan, “*Kerma*”, doğrudan olmayan iyonizan radyasyondan bir ortamdaki elektronlara aktarılan ortalama enerjinin birim kütle başına ölçüsünü ifade etmektedir.

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (2.7)$$

Birimi J/kg, 1 Gray (Gy) = 1 J/kg’ dır (Cember, 1996).

Burada; E_{tr} , ortama transfer edilen enerjiyi temsil etmektedir.

Cema, doğrudan iyonizan radyasyonun (bir başka deyişle yüklü parçacıkların) bir ortamdaki elektronlarla çarpışması sonucu ortama aktarılan enerjinin birim kütle başına ölçüsü olarak ifade edilmektedir.

$$C = \frac{dE_C}{dm} \quad (2.8)$$

Birimi, J/kg = Gray (Gy) dır (IAEA, 2005).

Burada; E_C ikincil elektronlar dışında yüklü parçacıklar tarafından kaybedilen enerjiyi temsil etmektedir.

2.5 Organ Dozu Tayini

Sağlık alanında radyasyon enerjisi kullanırken, ön değerlendirme ve son değerlendirme olarak dozimetri çalışmaları önemli bir yere sahiptir. İyi bir görüntüleme için kemik ve yumuşak dokuyu ayırt edici doz, nükleer tıp uygulamalarında görüntüleme ve tedavi amacıyla hastaya verilen radyonüklidin dozu ve radyoterapi amacıyla kullanılan cihazlarda uygulanan tedavi edici doz hesaplamaları, yanlış bir sonuca neden olmamak amacıyla yapılan çalışmalar neticesinde elde edilmektedir. Bu bilgiler ışığında, günümüz bilgisayar teknolojisinin yardımıyla neredeyse hatasız denebilecek şekilde en uygun doz, her işlem için hesaplanabilmektedir.

Radyoterapi uygulamalarında; tümöre yeterli doz verilirken, tedavi alanı dışındaki yakın organların zarar görmeyeceği kadar absorbe doz alması radyasyon dozimetrisinde önemli bir konuyu oluşturmaktadır. Tedavi alanı içindeki bölgelerdeki organlara verilen radyasyon dozları oldukça yüksek ve birincil radyasyona neden olmaktadır. Tedavi alanına olan uzaklık arttıkça dozlar gittikçe düşmektedir (Howell ve ark., 2010).

Tedavi alanındaki organlardan gelen saçılmaların etkisiyle ortama transfer edilen tüm enerjiler absorbe edilememektedir. Ortamda meydana gelen saçılmalar ortama giren radyasyon enerjisinden çıkarıldığında absorbe doz bulunmaktadır. Burada, radyasyonun türü de önemli olup, radyasyon ağırlık faktörü (W_R) ile gösterilen bir faktörle çarpılarak “eşdeğer doz” hesaplamasına gidilmektedir.

$$D_T = \frac{\bar{E}_T}{m_T} \quad (2.9)$$

Burada;

E_T : ortama transfer edilen ortalama enerjiyi,

m_T : ortamın ortalama kütleini

temsil etmektedir.

D_T , organ için anlamlı belirlenen organ veya doku için ortalama absorblanmış doz (mean absorbed dose) olarak ifade edilmektedir (IAEA, 2007).

$$H_T = W_R D_T \quad (2.10)$$

Radyasyon ağırlık faktörü W_R bağıl biyolojik etkinliğin radyasyona bağlı olarak düşük dozlarda stokastik etkileri ifade etmektedir (IAEA, 2007). Dolayısıyla, organ veya doku için belirlenen doku ağırlık faktörü W_T tüm vücut için stokastik etkilerden gelen toplam zararlardan bu organ veya dokuya bağıl katkılardan gelen etkileri belirtmektedir (IAEA, 2007).

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (2.11)$$

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

Organ dozu tayininde giriş dozunun yerel ölçümü tek başına yeterli olmamaktadır. Bunun nedeni olarak, her hastanın farklı kalınlık ve doku yoğunluklarında olması olarak gösterilmektedir. Ayrıca hastanın anatomik yapısının referans hastadan farklılık göstermesi de burada önemli olabilmektedir. Termoluminesans dozimetre (TLD) ile yapılan organ dozu tayininde giriş yüzey dozu ölçüldükten sonra doz tayini yapılacak organ için doz dönüşüm faktörleri referans hastadan farklı olarak sapmalar hesaba katılarak bilgisayar programı ile hesaplanarak bulunmaktadır. Organ dozu; doz dönüşüm faktörleri ve giriş yüzey dozu çarpılarak elde edilmektedir (Stieve ve ark., 1992).

Verilen enerji hesaplarında ve efektif doz ölçümlerinde, hastaya uygulanan tıbbi ışınlamanın tüm hastaları kapsayacak şekilde tüm riskleri de içine almasına çalışılmaktadır. Diagnostik radyolojide hastaya verilen enerji ve efektif doz kararı için basit ve güvenilir metotlara ihtiyaç bulunmaktadır. Doz ölçümlerinin büyük bir kısmı giriş yüzey dozunu veren termoluminesans dozimetreler (TLD) ile yapılmaktadır. Bu durumda doz, dönüşüm faktörlerini uygulamak güç olduğundan bağıl derin-doz verileri, verilen enerjiyi hesaplamak için kullanılabilir (Almen ve Nilsson, 1996).

Efektif doz hesabına ilişkin olarak farklı organlar için ortalama absorbe dozun bilinmesi gereklidir. Toplamda 22 organ için bu hesaplamalar yapılmaktadır (ICRP, 1991; Almen ve Nilsson, 1996). ICRP (1991a) tarafından tanımlanan doz dönüşüm faktörleri çocuklar için geçerli değildir (Almen ve Nilsson, 1996).

Genel anlamda X- ışınları için derin-doz dağılımlarının ölçümleri iyon odası, diyot ve birkaç TLD ile yapılmaktadır (Almen ve Nilsson, 1996).

Radyoterapide, tümör dozu kadar tüm vücuttaki diğer organlara verilen radyasyon dozu da ikincil kanser riskini önlemek açısından önem arz etmektedir. Özellikle, kanserli dokunun hemen yakınında (varsa) kritik organlara bu açıdan dikkat edilmesi gerekmektedir. Gelişen tedavi planlama sistemleri ile radyasyon alanındaki dozlar doğru ve hızlı bir şekilde hesaplanabilmektedir (Asparadakis, 2003; Van Esch, 2006; Howell, 2010). Lineer hızlandırıcılarda yapılan planlarda organ sınırlarında belirsizlikler olmakla birlikte yüksek oranda doğrulukla doz hesaplamaları yapıldığı düşünülmektedir (Howell, 2010). CT ile görüntüleme anatomik bilgi açısından tedavi planlama sistemleri için gerekli olmakla birlikte organ sınırlarını tam olarak belirleyemediğinden ışınlanacak bölge birkaç cm daha büyük çizilmelidir (Howell, 2010).

Antropomorfik fantom ile yapılan foton radyasyon terapisinde TLD ile yapılan ölçümler periferik (çevresel) organ dozu tayini için kullanılabilmektedir (Kry,2006; Bednardand Xu, 2009; Howell, 2010). Bu yöntemler zaman almakta ve özel ölçüm ekipmanlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Monte Carlo modellemesi periferik organ dozunu ölçmek için de yeni bir yaklaşımdır (Kry, 2006; BednardandXu, 2009; Howell, 2010).

Dozimetri için kullanılan en temel yöntemlerden olan iyon odası ile referans derinlikte doz ölçümü farklı iyon odaları ile yapılabilmektedir. İyon odası ölçümlerinde bir elektrometre ve farklı radyasyon kaliteleri için kullanılan bir veya birden fazla iyon odası kullanılmaktadır. Co-60 ve Cs-137 ile su fantomunda yapılan ölçümlerde silindirik iyon odası kullanmak sağlıklı ve basit olmaktadır (IAEA, 1987). Referans ölçü derinliğinde yapılan bu ölçümler, doz dönüşüm faktörleri ile çarpılarak istenilen derinlikteki doz hesaplanabilmektedir (IAEA, 1987).

Nükleer tıp uygulamalarında hedef organın aldığı dozu tayin edebilmek için farklı medotlar geliştirilmiştir. Tedavi uygulamalarında verilen radyofarmasötüğün yaydığı gamma radyasyonu ve β ışınları ölçülmektedir. Düşük enerjili fotonlar vücut içinde büyük oranda zayıflatılmakla birlikte, yüksek enerjili fotonlar gamma dedektörlerine ulaşana kadar havada zayıflatılmaktadır (Varga, 2012). Bu sebeple dedektör ile hasta arasındaki mesafe, sayımı azaltmayacak şekilde ayarlanmalıdır.

Organ içindeki kümülatif aktiviteyi bulmak için nükleer tıp metodlarına uygun olarak yerleştirilen radyonüklidler, hasta yüzeyine ve özellikle kaynak organa yakın TLD'

ler yerleştirilerek ölçümlenebilmektedir. Yüzey dozu, insan vücudundaki radyasyon transmisyonu boyunca kaynak organdaki kümülatif aktiviteyle bağlantılı olduğundan ters dönüşüm metodu kullanılarak matematiksel fantom yardımıyla organ kümülatif aktiviteleri elde edilebilmektedir (Nakamura ve ark., 1997).

İç radyasyon dozunun vücut içinde dağılımını ve kaynak organdaki miktarını bulmaya yarayan matematiksel metotlar da bulunmaktadır. Radyofarmasötiklerin vücut içinde dağılımını hesaplamak için kullanılan yöntemlerden MIRD (Medical Internal Radiation Dosimetry) Metodu doğru ve kesin sonuçlar verdiği için Klasik Metod (Marinelli Metodu) günümüzde tercih edilmemektedir (Demir, 2011).

2.6 Tiroid Dozu Tayini ve Önemi

Tanı ve tedavi yöntemleri tiroide ilişkin olarak dış ve iç radyasyon ışınlamalarını içeren birkaç yöntemi kapsamaktadır. Dış radyasyon ışınlaması benign (iyi huylu) ve malign (kötü huylu) durumlar için baş ve boyun terapisinde kullanılmaktadır. İç radyasyon ışınlamasında genellikle radyoiyot, tiroidin benign (iyi huylu) ve malign (kötü huylu) durumlarında kullanılmaktadır. Bu bağlamda radyoiyot, tanı amaçlı kullanıldığı kadar terapi amaçlı olarak da tercih edilmektedir (NCRP, 2008).

Radyoiyodun standart ölçümü; tiroid için verilen radyoaktif iyodun hastaya verildikten 24 saat sonra bir sodyum iyodür dedektör ile yüzde kaçının tiroide yerleştiğini hesaplamak şeklinde yapılmaktadır (NCRP, 2008). Bu bağlamda, hastaya verilen aynı miktarda radyoaktif iyot küçük bir taşıyıcı elemana konulmaktadır. Bir çeşit plastikten yapılan ve geometrik olarak boyna benzeyen fantom içine bu taşıyıcı eleman (konteynır) yerleştirilmektedir. Fantom, bilinen miktardaki radyoiyodun sodyum iyodür dedektör ile ölçülen sayım oranları ile dönüşüm faktörlerinin hesaplanması mümkün olmaktadır (NCRP, 2008).

Büyük miktardaki radyoaktif iyot, farklılaşmış tiroit kanserine yeterli dozda verildiği gibi normal tiroit dokusunu ve aşırı çalışan tiroit dokusunu yıkmak için de kullanılabilir. Çok çalışan tiroit dokusunun tedavisi için genellikle 260 – 550 MBq I-131 verilmektedir. Bu aktivitedeki dozun 70 – 100 Gy kadarı tiroite iletilmektedir. Tiroit kanseri tedavisinde 9.25 GBq' e varan büyük miktarlarda I-131 hastaya tedavi amacıyla verilmektedir. Tiroite verilen dozun kesin olarak bilinmesi hayli zordur. Zira, burada tümörün büyüklüğü, verilen aktivitedeki radyoaktif iyotun

yüzde kaçının tümörde yerleştiği ve tümör içindeki biyolojik aktivitenin yarı-ömrü gibi faktörler etkin olmakta ve hastadan hastaya değişebilmektedir (NCRP, 2008).

Bir başka deyişle, tiroitten kaynaklanan absorbe doz, üç önemli ve belirgin konuya bağlı olmaktadır. Bunlar; tiroitte biriken verilen aktivitenin yüzdesi, tiroitin büyüklüğü ve tiroitteki radyoaktif iyotun biyolojik yarı-ömrüdür. Diyet içindeki radyoaktif iyot miktarı, hastanın yaşı ve tiroitin çalışma seviyesi, tiroitte biriken aktivitenin belirlenmesinde bağlayıcı olmaktadır (NCRP, 2008).

Hipertiroit tedavilerinde oral yoldan I-131 hastaya verilmektedir. I-131' in yaydığı beta ışınları (640 KeV) ile istenmeyen dokular yıkılmakta, gamma ışınları ile (364 KeV) tedavinin etkinliği incelenmektedir. Ayrıca, tiroitin sintigrafik olarak görüntülenmesi de sağlanabilmektedir.

Hastaya verilecek radyoiyot miktarı her hasta için ayrı ayrı belirlenmekle beraber, sabit doz uygulaması da yapılabilmektedir. Doz hesaplanabilmesi için tiroit bezinin uptake (tutulum) ölçümü, boyutu ve iyotun tiroit bezi içerisindeki değişim hızı bilinmelidir. Tiroit bezinin gramı başına ne kadar doz verileceği bilinerek total doz çeşitli formüller ile hesaplanabilmektedir (Demir, 2011).

$$\text{Tedavi Dozu (mCi)} = \frac{\text{bezin tahmini gr olarak ağırlığı} \times 80-120 \text{ mCi I-131/gr}}{24 \text{ saat uptake (\%)} \times 10} \quad (2.12)$$

Radyoiyot (I-131) ile tiroit kanseri tedavisinde tiroitin tamamı alındıktan sonra kalan tiroit kanseri dokusunun ve kaldıysa tiroit kanseri metastazlarının yok edilmesi amaçlanmaktadır (Demir, 2011). Bu işlem için, doz hesaplamasının kalan tiroit kanseri dokusunun yok edilmesini sağlayacak miktarda olacak şekilde yapılmış olması gerekmektedir. Genelde 50000 rad ve üzeri verilmektedir. Uygulanacak aktivite aşağıdaki formülle bulunmaktadır (Yüksel ve Kırarç, 2003).

$$\text{Uygulanacak Aktivite (mCi)} = \frac{\text{İstenen doz (rad)} \times \text{gland ağırlığı (gr)} \times 6.67}{T_{\frac{1}{2}\text{eff}}(\text{gün}) \times \% \text{ uptake (24 saat)}} \quad (2.13)$$

Efektif yarı-ömrün hesaplanabilmesi için biyolojik yarı-ömrün (T_b) bilinmesi gerekmektedir. Biyolojik yarı-ömrün bulunması için de 5 – 7 gün süre ile günde iki kere hastanın dışkısı ve idrarı toplanarak aktivite miktarının ölçülmesi benimsenmektedir. Absorbe edilen dozun daha kolay bulunabilmesi amacıyla doz formülü yeniden düzenlenip daha basit bir formüle dönüştürülmektedir (Yüksel ve Kırarç, 2003).

$$D = \frac{A_0}{M} \times 1,443 \times T_{\text{eff}} \cdot 0,433 \quad (2.14)$$

Burada A_0 , lezyondaki pik aktivite; T_{eff} efektif yarı-ömür; M , doku kütlesi; 0,433, I-131 için absopsiyon sabiti (g.rad/ μ Ci.saat); 1,443, eksponansiyel ifadenin sabitidir (Yüksel ve Kırac, 2003).

2.7 MIRD Metodu

Nükleer tıpta radyasyon dozu hesaplamalarında kullanılan bu metot 1988 yılında nükleer tıp topluluğunun MIRD (Medical Internal Radiation Dose) komitesi tarafından geliştirilmiştir (Tsougos ve ark., 2009; Loevinger, 1988; Stabin, 1996; Tuğrul ve Yasar, 2003). Bu metot, aynı zamanda Absorbe Fraksiyon Metodu olarak da nitelenmektedir (Demir, 2011). MIRD şeması tüm dokular ve doku alt bölgeleri için geniş bir çerçeve sağlamaktadır (Bolch ve ark., 1999; Howell ve ark., 1999; Bolch ve ark., 2009).

Vücutta bir veya daha fazla kaynak organ ve hedef organdan yayılan radyasyon dozunu hesaplamada MIRD metodu kullanılmaktadır. Kaynak organ ile hedef organ aynı da olabilmektedir (Demir, 2011). Kaynak organdan hedef organa radyasyon dozu hesaplanırken bazı kriterler söz konusudur. Bunlar;

- 1) Radyoaktivite miktarı ve kaynak organda radyoaktivitenin toplanma süresi radyasyon dozunu etkilemektedir (Demir, 2011). Daha çok aktivite ve daha uzun süre kaynak organda ve dolayısıyla hedef organda daha çok radyasyon dozuna neden olmaktadır.
- 2) Kaynak organda biriken radyasyon enerjisinin toplam miktarı (Demir,2011)
- 3) Hedef organ tarafından absorbe edilen radyasyon miktarı hesaplamalarda önem arz etmekte ve bu miktar radyasyonun tipine, enerjisine, kaynak ile hedef organ arasındaki dokuların geometrisine bağlı olmaktadır (Demir, 2011).

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

$$D_i = \sum_j S(i \leftarrow j) \tilde{A}_j = \sum_j S_{i,j} \tilde{A}_j \quad (2.15)$$

yazılabilmektedir.

D_i i numaralı hedef organdaki absorbe dozu, $\tilde{A}_j$ j numaralı kaynak organdaki kümülatif aktiviteyi, $S_{i,j}$ j numaralı kaynak organdaki her birim kümülatif aktiviteyi i numaralı hedef organdaki absorbe dozu ifade etmektedir (Nakamura ve ark. 1997).

Organların anatomik yapısı ve geometrik yerleşimleri hastadan hastaya değişiklik göstermektedir. Bu sebeple standart modeller üzerinde çalışılarak radyasyon dozları (D) belirlenmektedir (Demir, 2011). S- tabloları oluşturulurken MIRD şemasında kullanılmak üzere geleneksel antropomorfik fantom üzerinde çalışmalar yapılmıştır (NCRP, 2009).

Kaynak organda biriken aktivitenin miktarı ve süresi hedef organın maruz kaldığı radyasyon dozunu etkilemektedir. Kaynak organdaki birikmiş aktivite bu miktar ve süre ile yakından ilişkilidir (Demir, 2011).

Fiziksel parçalanma, biyolojik tutulum ve atılım olayları zamanla organdaki mevcut aktivite miktarını değiştirmektedir (Demir, 2011). Birikmiş aktivitenin matematiksel ifadesi

$$\tilde{A} = \int_0^{\infty} A(t) dt \quad (2.16)$$

ile verilmektedir.

Birikmiş aktiviteyi, integral eğrisinin kapattığı alan içindeki değer açıklamaktadır. $A(t)$ aktivitenin zamana göre değişimini ifade etmektedir. İntegral eğrisinin 0 ve ∞ arasında seçilmesinin nedeni radyoaktivitenin fiziksel yarılanmasının izafi olarak hiçbir zaman sıfırlanmamasıdır (Demir, 2011).

3. FANTOM ÇALIŞMALARI

Tüm vücut ışınlaması 1923'ten bu yana kan kanseri hastalarına için uygulanmaktadır. Bu tedavi yöntemi, kemik iliği transferinden önceki temel tedavi yöntemi olarak yer almıştır.

Güvenlik amacıyla, bireyde oluşabilecek kontaminasyon durumu için, simülatif amaçla test yöntemine gidilmektedir. Bu amaçla da insanla çalışmak yerine, insanın anatomik yapısına uygun, neredeyse ona denk hacim ve boyutlardaki somut simülasyonlarıyla uygulamalar yapmak tehlikeyi en aza indirmektedir.

İç ve dış radyasyon dozu, fantom denilen insan eşdeğeri malzemelerle ölçülmektedir. Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) fantomların kalite kontrol testleri, uzaysal rezolusyon, lineerlik ve homojenlik testleri için kullanılmasını önermektedir (IAEA, 2003; Ferreira ve ark., 2010)

Bir fantom; vücut dokusunun hacmini, onun şekil ve uzaysal kütle yoğunluğu dağılımını hesaba katarak anatomik yapısını canlandırabilir. Fantomlar basit kutudan insan organlarının tam şekline kadar farklı formlarda olabilmektedir (White, 1993; Cerqueirave ark., 2012).

Plexiglas ve su fantomu sıkça kullanılan tüm vücut eşdeğer fantomlarıdır. Basit bir su fantomu kalibrasyon amacıyla da kullanılmaktadır.

Radyoterapi, radyoloji, nükleer tıp ve radyolojik korunma gibi bazı tıbbi uygulamalarda, katı su fantom eşdeğeri, X-ışını ve foton dozimetrisinde oldukça kullanılmaktadır. Bu tip fantomların kullanılmasında sağlamlığı ve uygun şekil ve büyüklükte ayarlanabilmesi önemli olmaktadır.

Radyasyonun absorpsiyon ve saçılma değerleri kas ve yumuşak doku için elde edilebilmektedir. Fakat her zaman su fantomları dozimetrik ölçümler için avantajlı olmayabilmektedir. Polystyrene, akrilik ve özel malzemelerden yapılmış fantomlar, kimi kez dozimetrik amaçlı kullanımlarda daha iyi sonuçlar verebilmektedir.

Gelişen bilgisayar sistemleri ve yazılımları ile yüksek rezolusyonlu medikal görüntüler sayesinde insan vücudunun ve organların üç-boyutlu sunumu gerçekçi bir şekilde yapılabilmektedir. Daha gerçekçi bir organ şekli ve topolojisinin dış radyasyon ışınlaması için olduğu kadar iç radyasyon ışınlaması için de hesaplanan dozlar üzerine etkisi olduğu kanıtlanmıştır (Zankl ve ark., 2002; Petoussi ve Henss, 2002; Kramer ve ark., 2004; Kramer ve ark., 2005; Johnson ve ark., 2009; Petoussi ve Henss, 2012).

3.1 Fantom Malzemeleri

Fantomlar temel olarak, maddenin katı ve sıvı fazı halinde kullanılmaktadır. Kullanılan malzemeleri şu şekilde sınıflandırabiliriz:

3.1.1 Katı fantom malzemeleri

Polimer gibi organik yapılar, insan dokusunun da organik olması sebebiyle fantom malzemesi olarak tercih edilmektedir. Kalsiyum ve fosfor içeren Epoksi, kemik simülasyonu için kullanılmaktadır ve oldukça dayanıklıdır. PMMA (polymetilmethacrylate) kullanılan bir diğer malzemedir.

Alüminyum, briket, yumuşak doku gibi malzemeler fantom malzemesi olabilmektedir. Kemik veya kemik benzeri malzemedan yapılmış iskelet yapılar da kimi kez fantom içerisine yerleştirilmektedir.

3.1.2 Sıvı fantom malzemeleri

İnsan vücudunun yaklaşık % 70'inin su olması fantom malzemesi olarak su kullanılmasında önemli bir etkidir. Su içine çeşitli katkı maddeleri katılarak, farklı solüsyonlarda fantom oluşturulmaktadır. Katkı maddeleri olarak;

- Tuz (NaCl)
- Nitrat solüsyonu
- Üre solüsyonu (Köşe, 1999)

sayılabilir.

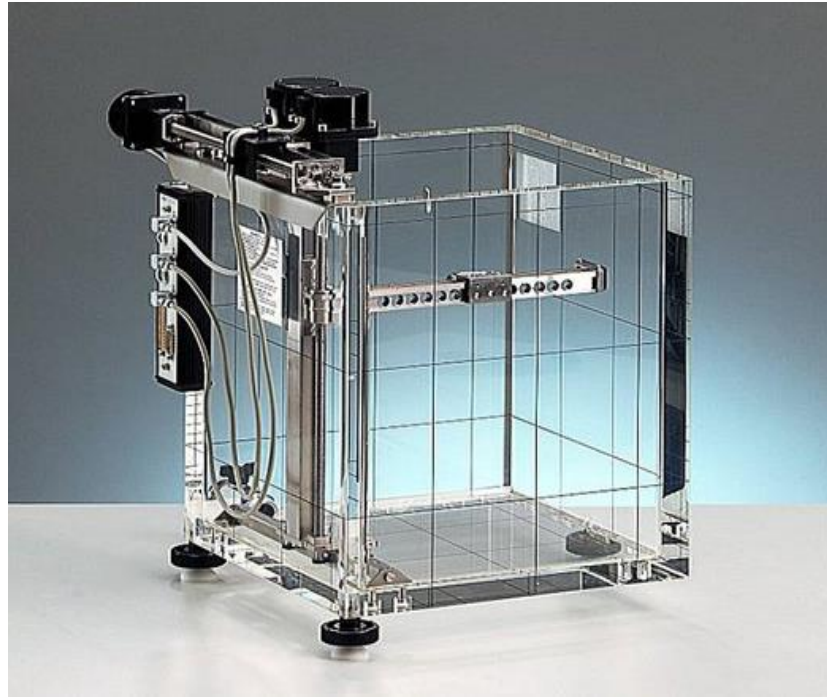
3.2 Fantomların Sınıflandırılması

Referans veya standart insan olarak ICRU 1975 (Uluslararası Radyolojik Birimler Komisyonu) önerisine uygun olarak 70 kg ağırlığında, 170 cm boyundaki standart tip yaygın olarak kullanılmaktadır. Fantom tiplerini sistematik olarak inceleyebilmek için sınıflandırma yoluna gidilmiştir.

3.2.1 Malzemesine göre fantomların sınıflandırılması

Su fantomları

İlk olarak akla gelen fantom çeşididir. Genellikle polimer esaslı bir taşıyıcı kap içinde su bulunduran elemanlar kullanılmaktadır. Şekil 3.1’ de polimer esaslı bir su fantomu taşıyıcısı görülmektedir.



Şekil 3.1 : Polimer esaslı bir su fantomu taşıyıcısı.

3.2.1.1 Alüminyum fantomlar

Alüminyum alternatif bir fantom malzemesidir. Sert yumuşak doku ve kemik için yapılacak çalışmalarda daha çok bu tip fantomlar tercih edilmektedir (Pejovic ve ark., 1998; Köşe, 1999). Şekil 3.2’ de bir alüminyum fantom görülmektedir.



Şekil 3.2 : Bir alüminyum fantom.

3.2.1.2 Yumuşak doku fantomları

Yumuşak doku fantomu olarak, bir canlı parçası olan et kullanılmaktadır. Bu tip fantomlar canlı olmamakla birlikte yumuşak dokuya uygunluğu nedeniyle tercih edilmektedir. Yumuşak dokuya en yakın malzemenin et olması nedeniyle dozimetrik amaçlı çalışmalarda kullanılmaktadır (Zaichick ve Ovchjarenko, 1998; Köşe, 1999). Şekil 3.3’ de bir karaciğer fantomu görülmektedir.



Şekil 3.3 : Bir karaciğer fantomu.

3.2.1.3 Solüsyon fantomlar

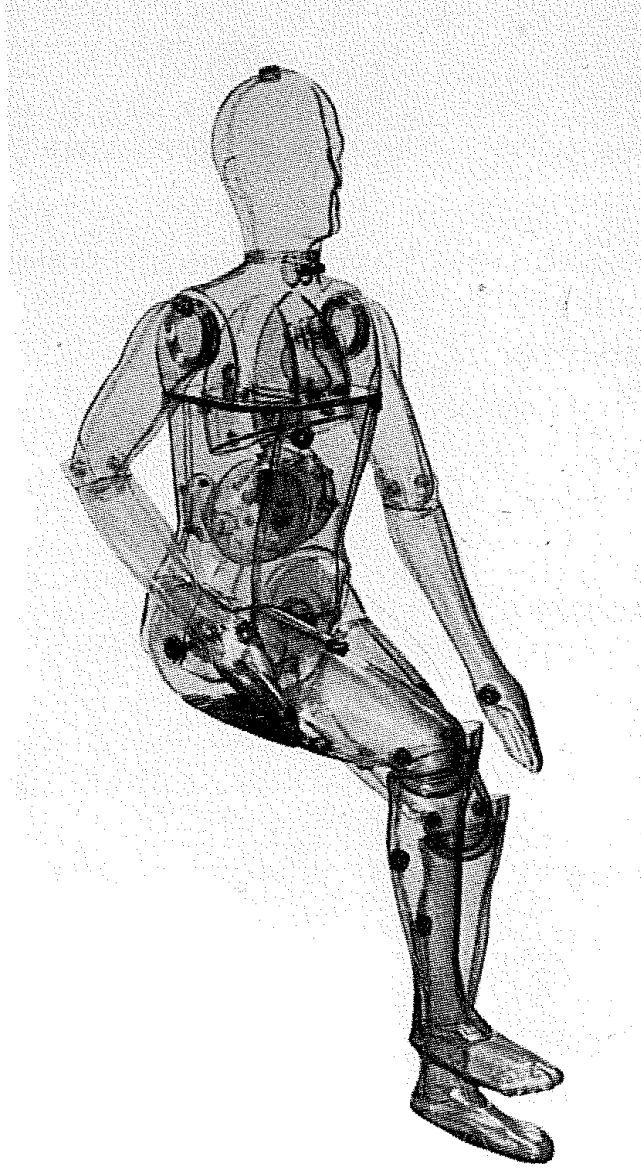
Su fantomlarından farklılığı ve gelişmişliği, uygun geometrik şekilli elemanlar içine suyla birlikte başka malzemelerin de kullanılabilir olmasıdır. Bir başka deyişle, suyla birlikte farklı bileşik ve elemanlarla oluşturulabilmektedirler. En yaygın kullanılanı tuz içeren fantomlardır. Şekil 3.4’ de bir solüsyon fantomu görülmektedir.



Şekil 3.4 : Bir solüsyon fantomu.

3.2.1.4 Polimer fantomlar

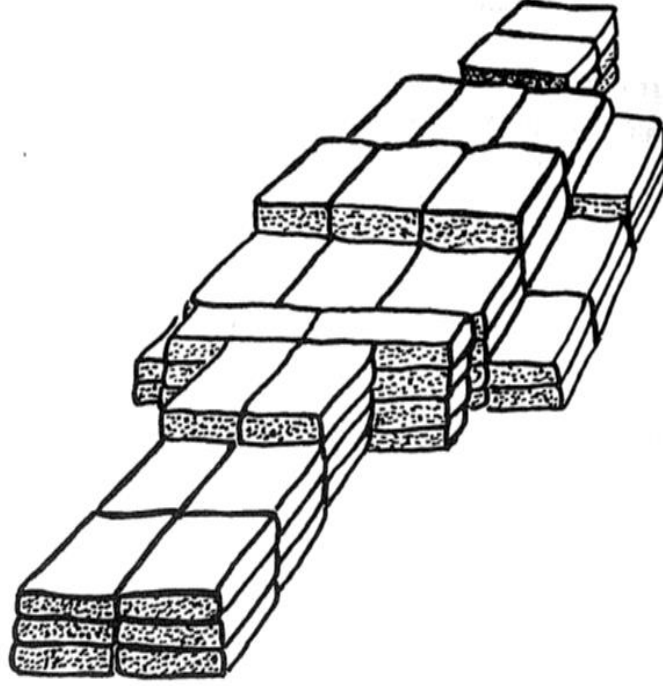
Yumuşak dokuyla olan benzerliği nedeniyle sıkça kullanılan fantomlardır (IAEA, 1996). Kullanımı tercih edilen fantomlar arasında yer almaktadır. Polimer teknolojisinin gelişimi ile farklı bileşiklerde olabilmektedir. Fazla olarak, vücut ve organ şekillerinde oluşturulabilmektedirler. Şekil 3.5’ te vücut şekli verilmiş bir polimer fantom görülmektedir.



Şekil 3.5 : Vücut şekli verilmiş bir polimer fantom.

3.2.1.5 Briket fantomlar

Tuğla fantom olarak da adlandırılmaktadır. Yoğunluğu bakımından insan dokusuna yakın yoğunlukta olan çeşitli briket malzemelerin tuğla blok şeklindeki biçimlerinin insan formunda yerleştirilmesiyle elde edilmektedir (IAEA, 1996). Şekil 3.6’ da briket fantom görülmektedir.



Şekil 3.6 : Briket fantom.

3.2.2 Biçimlerine göre fantom sınıflandırılması

3.2.2.1 Anatamik fantomlar

Geometrik şekilleri bakımından insan yapısını andıran biçimlere sahiptirler. Farklı kullanım amaçlarına göre iki çeşidi bulunmaktadır (Oberhofer, 1991; Köşe, 1999).

RANDO fantom:

İnsan eşdeğeri malzemeden elde edilen dilimlerin üst üste dizilmesiyle oluşturulan ve insan başı ve gövdesini temsil eden fantomlardır (IAEA, 1996). Bu fantomda yumuşak doku, kemik ve akciğerler; doğal yumuşak doku, kemik ve akciğer yoğunluğundadır (Yaprak, 2006). Rando kemikleri doğal insan kemikleridir. Rando fantom dilimleri 2,5 cm kalınlığında olup bu dilimler üzerine $3 \times 3 \text{ cm}^2$ aralıklarla dozimetre veya kaynak yerleştirilmesine uygun 0,5 cm çapında çok sayıda delik yer almaktadır.

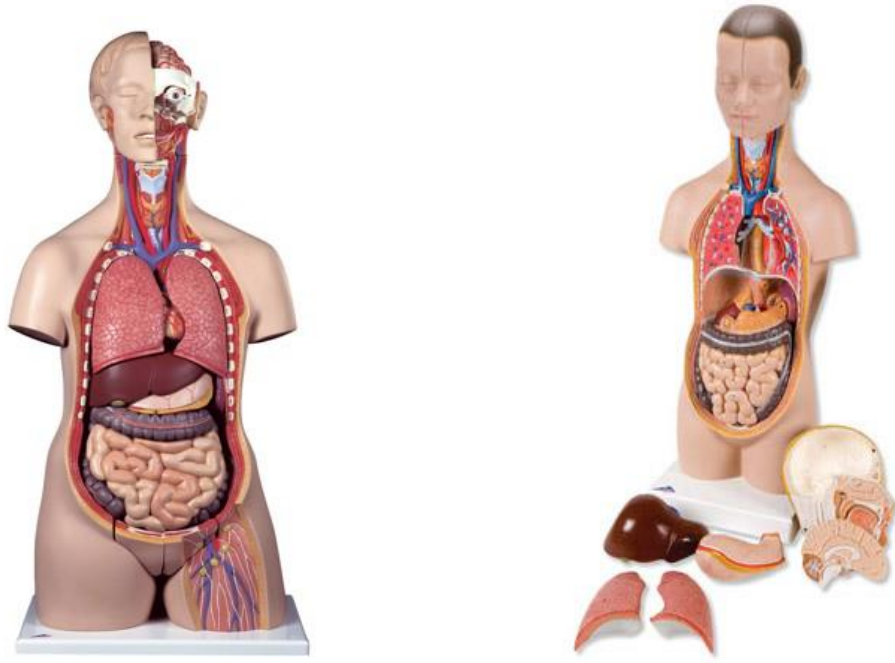
Rando fantomu oluşturan plastik; radyasyon ve fiziksel değişimlere karşı duyarlıdır. Farkedilebilir bir değişim göstermeksizin 1 Mrad üzerinde radyasyon soğurabilmektedir. Beton zemine düşmeye dayanıklı olacak şekilde esnek malzemeden üretilmektedirler (Khan, 1994; Yaprak, 2006). şekil 3.7’ de Rando fantomlar görülmektedir.



şekil 3.7 : Rando fantomlar.

TORSO fantom:

Kol ve bacaklar dışındaki insan gövdesinden oluşmuş iç organları da simule eden anatomik bir fantom tipidir. Gövde içerisindeki organlar kendine eşdeğer malzemelere uygun olacak şekilde, farklı malzemelerden yapılmaktadır. Modern görüntüleme yöntemlerinde kullanılmak üzere dilimler haline getirilmiş disk-Torso fantomlar bulunmaktadır. şekil 3.8’ de Torso fantom eşitleri görülmektedir.



Şekil 3.8 : Torso fantomlar.

3.2.2.2 Kübik fantomlar

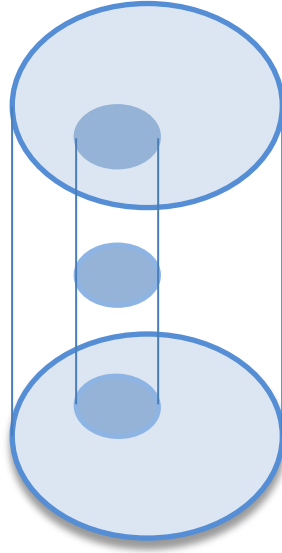
Yapımı ve kullanımı kolay fantomlar olarak nitelenmektedirler. Bu bağlamda, dozimetrik çalışmalarda sıkça rastlanan bir fantom tipidir (PTW, 1998; Köşe, 1999). Daha çok insan gövdesi için yapılan çalışmalarda kullanılmaktadır. Yüksek enerjili ışınlar için kullanımları uygun olmaktadır. Şekil 3.9’ da bir kübik fantom görülmektedir.



Şekil 3.9 : Kübik fantom.

3.2.2.3 Silindirik ve konik fantomlar

Genel insan vücuduna en çok benzeyen şeklin silindir olması nedeniyle kullanımı tercih edilen bir fantom tipidir (IAEA, 1996). Baş, gövde, kol ve bacaklar silindirik fantomlarla simüle edilebilmektedir. Şekil 3.10’ da bir silindirik fantom şematik olarak görülmektedir.



Şekil 3.10 : Silindirik fantom.

Silindirlerin alt ve üst taban çaplarının değiştirilmesi ile kesik koni biçiminde konik fantomlar oluşturulmaktadır. Konik fantomlar daha çok, baş uyluk fantomu olarak kullanılmaktadır. Şekil 3.11’ de konik fantomlar görülmektedir.



Şekil 3.11 : Konik fantomlar.

BOMAB Fantom

Baş, gövde, kol ve bacakların ayrı ayrı, bu organlara uygun boyutlarda silindirler ile simule edildiği genel bir insan fantomu *BOMAB* fantom olarak nitelenmektedir (IAEA, 1996). Bu fantomların boyutları ve çapları için standartlar geliştirilmiştir. Şekil 3.12’ de BOMAB fantom görülmektedir.



Şekil 3.12 : BOMAB fantom.

3.2.2.4 Eliptik fantomlar

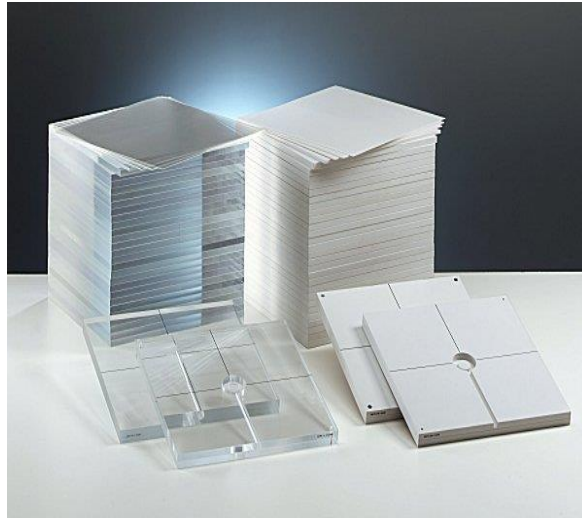
İnsan gövdesinin kesitinin elipsi andırmasından hareketle eliptik geometriye sahip fantomlar da kullanılmaktadır (IAEA, 1998; Köşe 1999). Bu sebeple de, insan gövdesinin simülasyonunun önemli olduğu hallerde elips kesit tercih edilmektedir. Şekil 3.13’ de eliptik fantom görülmektedir.



Şekil 3.13 : Eliptik fantomlar.

3.2.2.5 Levha fantomlar

Levha fantomlar olarak çoğu kez polimer esaslı levha tipi elemanlar kullanılmaktadır. Levha tipi fantomlar tek tek kullanıldığı gibi, dilimler üst üste yerleştirilerek bir bütün halde de kullanılmaktadır (PTW, 1998; Köşe, 1999). Bu fantomlar, her bir katman için ayrı bilgi alınması gerekli olduğu hallerde tercih edilmektedir. Şekil 3.14’ de levha fantomlar görülmektedir.



Şekil 3.14 : Levha fantomlar.

Fantomlar, farklı vücut bölgelerine ilişkin olarak dozimetrik çalışmalar yapmak üzere vücut organ pozisyonları için de geliştirilmiştir. Bu tarzdaki çalışmalar bir tek organ için olduğu gibi, birden fazla vücut bölgesini beraberce gösterecek şekilde de yapılmaktadır.

3.2.3 Vücut bölgesine göre fantomlar

3.2.3.1 Baş fantomu

Tıpta beyin tümörü ile ilgili araştırmalar yapılırken baş fantomu kullanılmaktadır. Baş ve boyun kısmının birlikte yer aldığı bu fantomlar iç yapısı veya malzemeleri bakımından oldukça iyi bir yaklaşımla başın anatomik yapısını sergilemektedir. Tiroid ile ilgili çalışmalarda da tercih edilmektedir. Şekil 3.15’ te baş fantomları görülmektedir.



Şekil 3.15 : Baş fantomları.

3.2.3.2 Gövde fantomu

Bu sınıftaki fantom bir bütün olarak canlı dokuyu simule edebilecek malzemeyle doldurulabildiği gibi organlar tek tek kendilerine özel malzemelerle de yapılmaktadır. Kübik, silindirik, rando ve torso tiplerinde olabilmektedir. Şekil 3.16’ da gövde fantomları görülmektedir.



Şekil 3.16 : Gövde fantomları.

3.2.3.3 Ayırık organ veya vücut bölgesi fantomu

El ve ayak bileği dahil farklı pozisyonlarda, farklı açılarda veya doğal haliyle diz ve dirsek şekilleri, omuzla birlikte veya tek olarak kol, tüm yada bir bölümü olarak bacak, toraks ve pelvis vücut bölgelerini simule edecek şekilde oluşturulmaktadır. Şekil 3.17’ de el ve kol, Şekil 3.18’ de ise çeşitli ayırık organ veya vücut bölgesi fantomları görülmektedir.



Şekil 3.17 : El ve kol fantomları.



Şekil 3.18 : Çeşitli ayırık organ veya vücut bölgesi fantomları.

3.2.3.4 Tüm vücut bölgesi fantomu

Genel olarak vücudu simüle eden fantomlar olup, farklı tipte olanları da vardır. Bu sınıftaki fantomlar vücudun aldığı farklı tasarımlamaları bulunmaktadır. Şekil 3.19’ da bir tüm vücut fantomu görülmektedir.



Şekil 3.19 : Tüm vücut bölgesi fantomu.

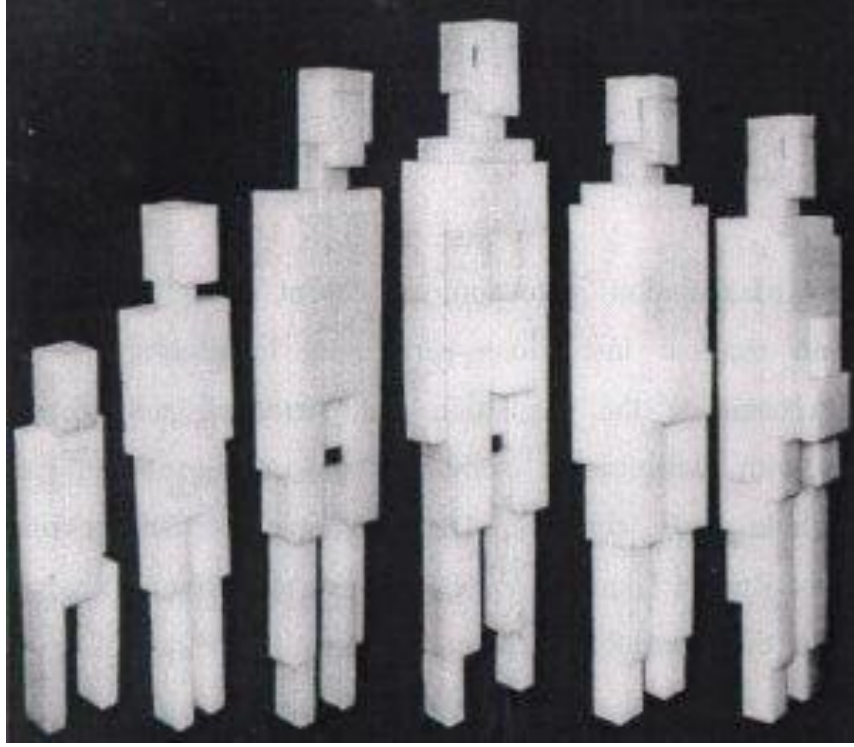
3.2.4 Pozisyonlarına göre fantom sınıflandırılması

Duruş biçimi açısından ayakta duran yatan ve oturan fantomlardan bahsedilmektedir.

3.2.4.1 Ayakta duran fantomlar

Genel bir duruş şeklidir. Ayakta duran fantomlar, farklı çalışmalar için oldukça kullanışlı olarak nitelenmekte ve tercih edilmektedir. Özellikle ayakta durarak çalışan ve ayakta tedavi gören kişiler için yapılan dozimetri çalışmalarında kullanılan bir fantom şeklidir.

Çocuk, genç, erkek ve kadın (ortalama) boyutlarına göre geliştirilmiş olanları bulunmaktadır. Ayrıca, şişman ve zayıf insan formlarına göre de tasarlanmış olanlarına da rastlanmaktadır. Şekil 3.20' de ise farklı ayakta duran fantomlar görülmektedir.



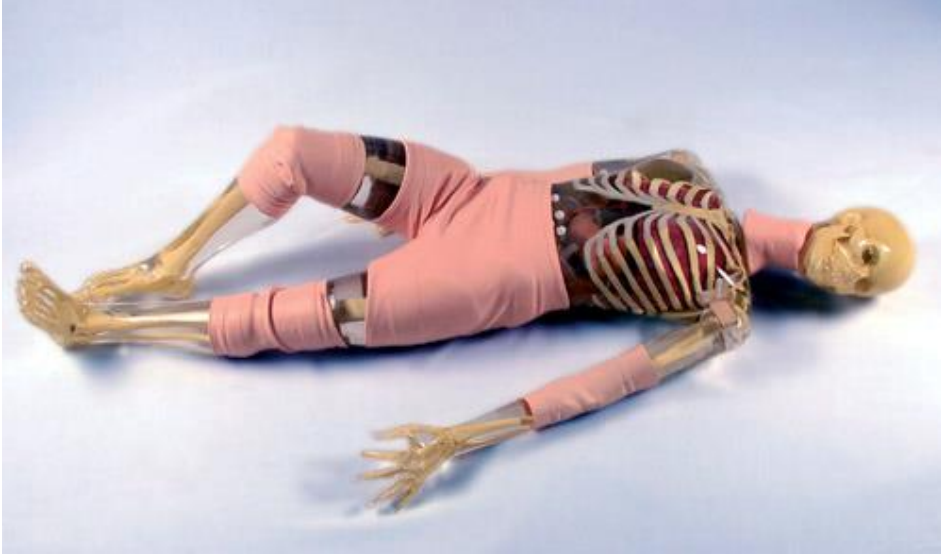
Şekil 3.20 : Farklı ayakta duran fantomlar.

3.2.4.2 Yatan fantom

Yatan fantomlar, yatarak tedavi gören kişiler için yapılan dozimetri çalışmalarında kullanılan bir fantom şeklidir. Anatomik yatan fantomlar da bulunmaktadır. Şekil 3.21’de yatan bir fantom ve Şekil 3.22’ de anatomik yatan fantom görülmektedir.



Şekil 3.21 : Yatan fantom.



Şekil 3.22 : Anatomik yatan fantom.

3.2.4.3 Oturan fantom

Ayakta durma pozisyonundan sonra en sıklıkla uygulanan fantom tipi oturan fantomdur. Bu oturuş pozisyonu genelleştirilebilecek sonuçların elde edilmesinde kullanılmaktadır. Şekil 3.23’ de oturan fantom görülmektedir.



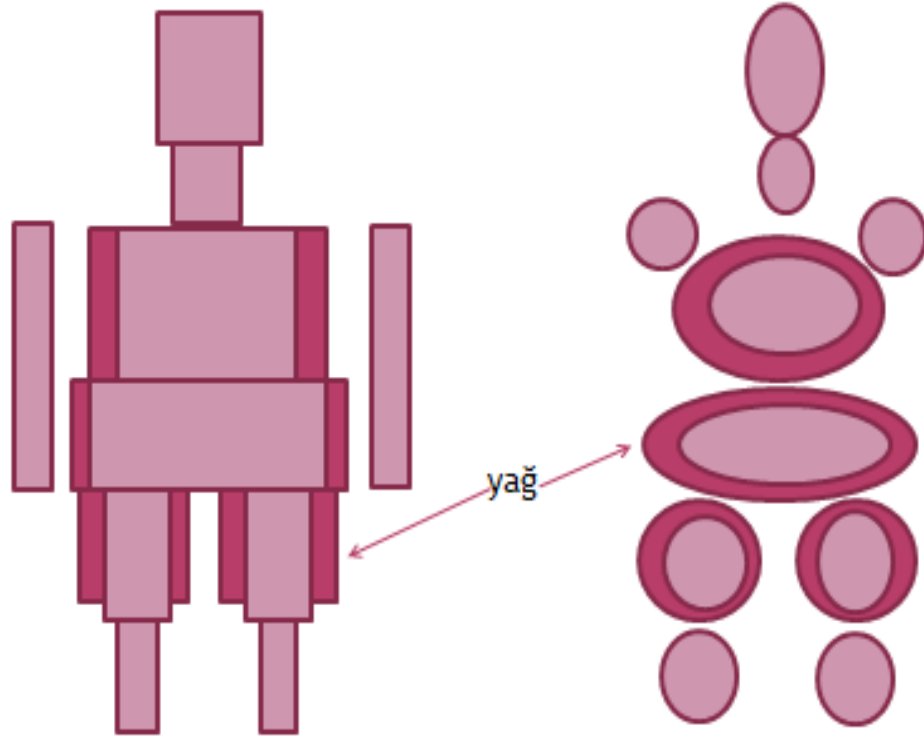
Şekil 3.23 : Oturan fantom.

3.3 Özel Fantom

Standart insan tiplerinden farklı olan insan tipleri için de fantomlar geliştirilmiştir (Yasamura ve ark., 1997; Köşe, 1999).

3.3.1 Özel BOMAB fantomu

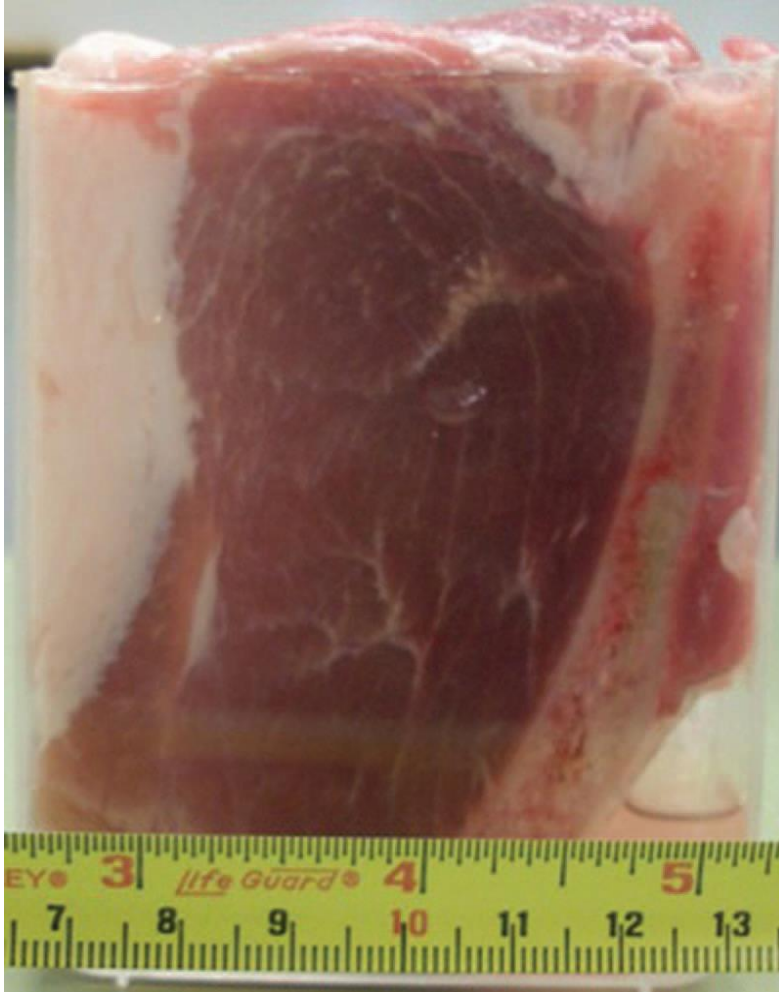
Yağ simülasyonlu BOMAB fantomu özel fantomlardandır. On eliptik geometrili konteynırdan (taşıyıcıdan) BOMAB fantomu oluşturulup, üzerine polimer esaslı ve yağı simüle eden elemanlar kaplanmaktadır. BOMAB fantomu içerisine kemik eşdeğeri malzemeden yapılmış iskelet yerleştirilmesi ile özel bir BOMAB fantomu geliştirilmiştir. Şekil 3.24’ de özel BOMAB fantomu görülmektedir.



Şekil 3.24 : Özel BOMAB fantomu.

3.3.2 Kadavra Fantomlar

Canlı bir fantom ile araştırmalar yapmak yerine hayvan kadavrası çoğu kez tercih edilmektedir. Kemik ve yumuşak dokunun ayırt edilebildiği fantomlar da kullanılmaktadır (Landheer ve ark., 2012). Şekil 3.25’ te kadavra fantom görülmektedir.



Şekil 3.25 : Kadavra fantom.

3.4 Canlı Fantom

Radyasyon karşısında özellikle canlılık fonksiyonlarının nasıl etkilendiğine ilişkin dozimetrik çalışmalar için tercih edilen fantomlardır. Bu amaçla, çoğu kez, fare, kobay ve maymun kullanılmaktadır. Dozimetrik çalışmaların insanlar üzerinde uygulanması risk taşıyacağından bu tarz çalışmalar canlı hayvanlar üzerinde denetlenmektedir.

Dış ve iç radyasyonun tiroid üzerinde etkilerine karar vermek amacıyla çok sayıda hayvan deneyi gerçekleştirilmiştir (NCRP, 2008). Dış radyasyonun tiroid üzerindeki etkilerini çalışan araştırmacılar, X-ışını ve I-131 etkilerinin gelişigüzel ve patolojik olarak insanlarda benzer olduğu sonucuna varmıştır (Lindsay ve ark., 1961; NCRP, 2008). Şekil 3.26’ da canlı fantom olarak kullanılan bazı hayvanlar görülmektedir.



Şekil 3.26 : Canlı fantom olarak kullanılan bazı hayvanlar.

4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

İnsanı simule eden fantomların kullanımı, radyasyonun dokuyla veya tüm vücutla etkileşimini test etmek amacıyla gerekli olmaktadır (ICRU, 1992; Cerqueira, 2012). Bölüm 3 içinde detaylı olarak incelendiği üzere; insan dokusu suyun yoğunluğuna oldukça yakın olduğundan başta su fantomu olmak üzere farklı malzemelerden üretilmiş fantomlar da tercih edilmektedir. Su, radyasyon terapisinde referans ve bağıl doz ölçümlerinde genellikle temel fantom malzemesi olmaktadır (Hill ve ark., 2008). Su fantomundan farklı veya özel fantomlar doz değerlendirmesi için kullanılmaktadır (Tuğrul ve ark., 2003). Doku eşdeğeri olarak kullanılan tüm bu fantomlar farklı formlarda, kutularda veya organları temsil edecek şekilde oluşturulmaktadır (Cerqueira, 2012).

4.1 Deneyde Kullanılan Fantomların Tanıtımı

Bu tez çalışmasındaki deneylerde, tiroid dozu tayini yapılacağı için öncelikle boyun fantomu oluşturulması yoluna gidilmiştir. Radyasyon terapisi, nükleer tıp, radyoloji ve radyasyondan korunma gibi tıbbi uygulamalarda foton dozimetrisinde yaygın olarak kullanılan su fantomları, bu Yüksek Lisans tezinde de kullanılmıştır. Suyun yüksek enerjili foton ve elektron için birincil fantom malzemesi olarak kullanılmasının nedeni, kas ve diğer yumuşak dokuda yapılan çalışmalarda radyasyon absorpsiyonu ve saçılması için elde edilen değerlerin suda yapılan çalışmalarla birbirine oldukça yakın olmasıdır. Fazla olarak, AAPM Report No.51, IAEA Technical Report No.398 (TRS-398) ve JSMP Standart Dosimetry for Radiotherapy'01 (JSMP01) suyun referans ortam olarak tanımlanmasını tavsiye etmiştir (Saitoh ve ark., 2002).

4.1.1 Fantom Boyutları

Farklı malzemeler de olsa tüm fantom malzemelerinde aynı boyun çevresi ve çapına sahip olacak şekilde üç tip (çocuk, kadın ve erkek) fantom oluşturulmuştur. Boyuna ilişkin olarak boyut belirlemesi için literatür araştırması yapılmış ve boyun için

çocuk, kadın ve erkek olmak üzere farklı boyutlarla çalışılmasının gerekli olduğu anlaşılmıştır (Zheng, 2011; ICRP, 1975). Boyun için verilen boyut aralıkları Çizelge 4.1’ de görülmektedir.

Çizelge 4.1 : Boyun için verilen boyut aralıkları (Zheng, 2011; Vasavada ve ark., 2008).

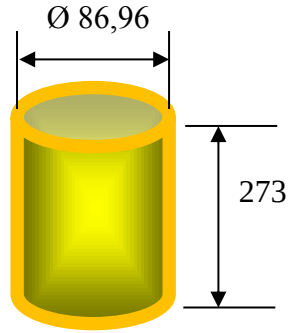
	Çevre (cm)	Çap (cm)
Kadın	34,5±1,3	10,4±0,4
Erkek	39,1±1,9	12,2±1

Çizelge 4.1’ deki boyutlara uyumlu olacak şekilde bu Yüksek Lisans tez çalışmasında kullanılan tüm fantomlarda aynı boyutlarla çalışılması benimsenmiştir. Çocuk boyun boyutlarıyla ilgili net bir bilgi olmadığından, kadın ve erkek boyun boyutlarına uyumlu olacak şekilde çocuk fantom oluşturulmuştur. Böylelikle, mukayeseli ve rasyonel deneysel çalışmaların yapılması amaçlanmıştır. Çizelge 4.2’ de deneysel çalışmalarda kullanılan fantomların boyutları verilmektedir.

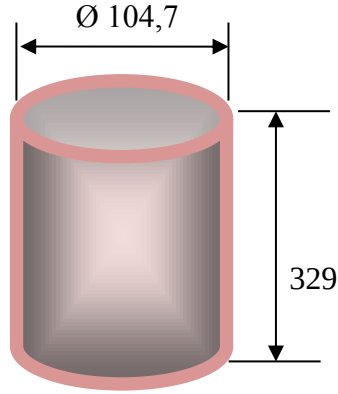
Çizelge 4.2 : Kullanılan fantom boyutları.

Simulasyon(cm)	Çevre (cm)	Çap (cm)
Çocuk	27,3	8,696
Kadın	32,9	10,47
Erkek	43,4	13,8

Çocuk ve kadın boyun fantomu için kullanılan fantomlara ilişkin şematik görünümeler sırasıyla Şekil 4.1 - 4.2’ de verilmektedir.

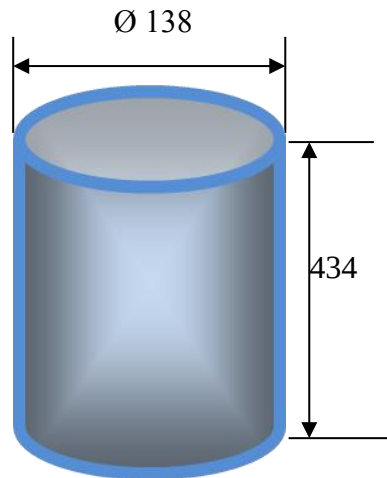


Şekil 4.1 : Çocuk boyun fantomu.



Şekil 4.2 Kadın boyun fantomu.

Erkek boyun fantomu için kullanılan su dolu polimerik silindirik kaba ilişkin şematik görünüm ise Şekil 4.3’ de verilmektedir.



Şekil 4.3 Erkek boyun fantomu.

4.1.2 Kullanılan farklı fantomlar

İnsan dokusuna en yakın malzeme kullanılması, fantomla yapılacak olan çalışmaların gerçekçi olması bakımından önem teşkil etmektedir. İnsan yapısı tamamiyle kas ve yumuşak dokudan oluşmadığından kemik gibi farklı yoğunlukta maddeler içermektedir. Yoğunlukların farklı olmasında, elementer yapının farklı olması önemli bir husustur.

İnsan vücudu farklı yoğunlukta doku ve kemikten oluşmasına rağmen ortalama olarak 1 g/cm^3 yoğunluğa sahiptir. Bu sebeple, yoğunluğu 1 g/cm^3 civarında olan elemanların fantom malzemesi olarak kullanılması benimsenmektedir. Bu Yüksek Lisans tezinde de yoğunluğu 1 g/cm^3 civarında olan malzemelerle çalışılması yoluna gidilmiştir.

Bu bağlamda, deneysel çalışmalarda sudan ayrı olarak, doku eşdeğeri olarak kabul edilebilen farklı malzemeler de kullanılmıştır. Bu bağlamda, 4 farklı fantom malzemesi ile çalışılmıştır.

Bunlar:

- Su,
 - Parafin,
 - Masif
 - Kadavra
- olmaktadır.

Tez çalışmasında kullanılan fantom malzemelerinin yoğunlukları Çizelge 4.3' te verilmiştir.

Çizelge 4.3 : Deneylerde kullanılan fantom malzemelerinin yoğunlukları.

Malzeme	Literatür Yoğunluğu (g/cm^3)	Kullanılan Yoğunluk (g/cm^3)
Su	1	1
Parafin	0,9	0,89
Meşe	0,7 – 1	0,95
Kas	1,08	
Yağ	0,7 – 0,9	
Kadavra		0,8

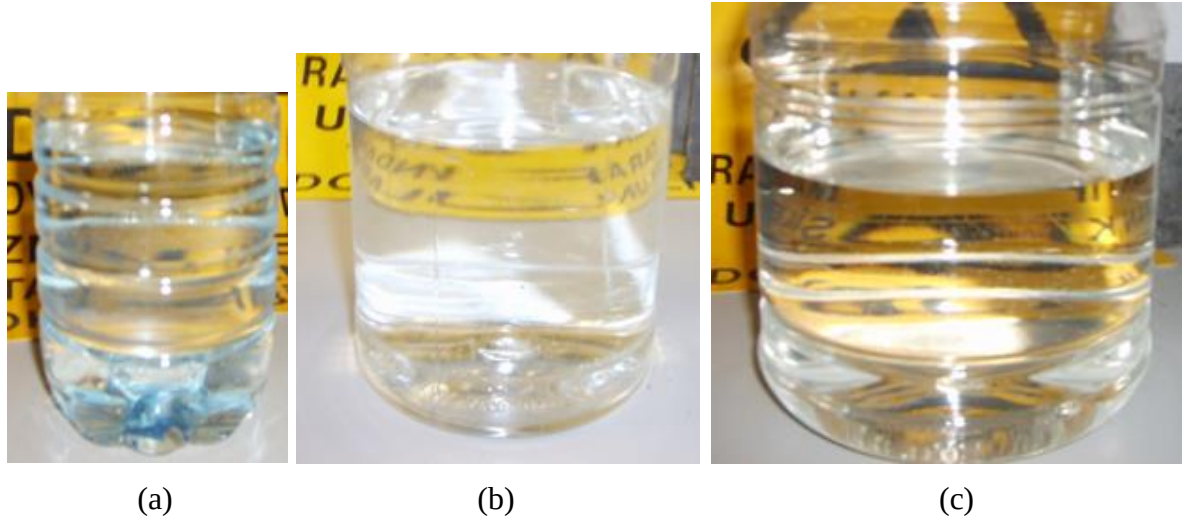
Böylelikle, su fantomuna alternatif fantom malzemeleriyle de çalışılması hedeflenmiştir. Ancak, yukarıda da belirtildiği üzere, su, parafin ve meşe fantomlarında çocuk, kadın ve erkek boynunu simüle eden boyutlar daima aynı olacak şekilde tasarlanmış ve buna göre oluşturulmuşlardır.

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında kullanılan su, parafin, masif ve kadavra fantomların hepsi çalışmamız için tarafımızdan oluşturulmuş ve/veya temin edilmiştir. Bir başka deyişle kullanılan fantomlar, deneylerimize özgüdür.

4.1.2.1 Su fantomları

Üretilen dozlarla ölçülen dozların hesaplama algoritmaları aracılığıyla doğrulanması sırasında doku eşdeğeri fantom maddesi kullanılması her zaman tercih edilen bir uygulama olmaktadır (Shivaramu ve ark., 2001; Kurudirek, 2013). Radyasyon terapisinde de referans ve bağıl dozimetri ölçümlerinde su tercih edilen fantom malzemesi durumundadır (Kurudirek, 2012; Hill ve ark., 2008). Bu bağlamda, deney setimiz yaygın uygulamaya paralel olarak oluşturulmuş olmaktadır.

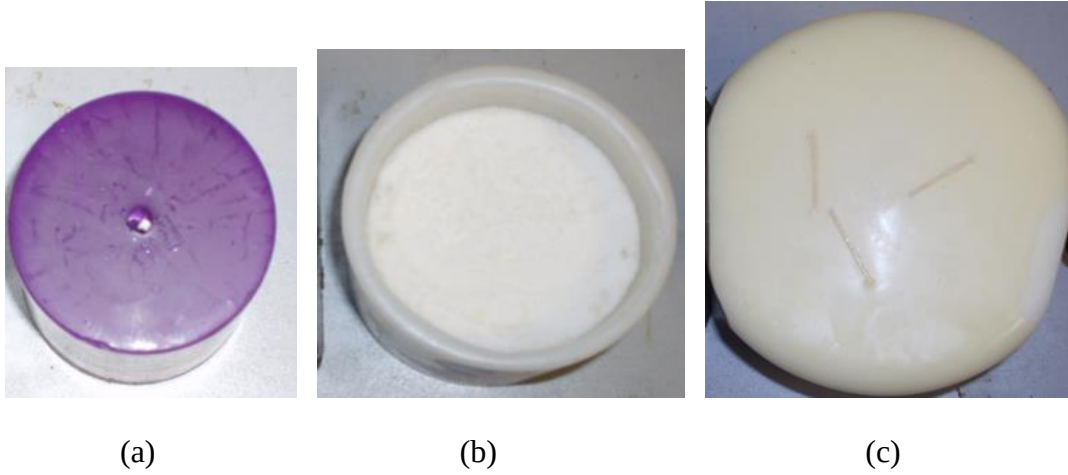
Bir polimerik silindir kap içerisine su konularak oluşturulan boyun fantomu; çocuk, kadın ve erkek için ayrı ebatlarda olacak şekilde deneylerde kullanılmıştır. Böylece, üç farklı hasta çeşidi oluşturulmuştur. Şekil 4.4' de boyun simülasyonu için kullanılan su fantomları görülmektedir.



Şekil 4.4 : Boyun simülasyonu için kullanılan (a) çocuk (b) kadın (c) erkek su fantomları.

4.1.2.2 Parafin fantomlar

Fantom malzemesi olarak parafinin tercih edilmesinin nedeni kütle yoğunluğunun yumuşak dokuya yakın olarak kabul edilebilecek bir malzeme olmasıdır. Parafin fantomlar, deneylerimiz için tarafımızdan tasarlanmış ve oluşturulmuşlardır. Şekil 4.5’ de boyun simülasyonu için kullanılan parafin fantomlar görülmektedir.



Şekil 4.5 : Boyun simülasyonu için kullanılan (a) çocuk, (b) kadın, (c) erkek parafin fantomlar.

4.1.2.3 Masif fantomlar

Su ve parafinden ayrı olark masif fantom ile de çalışılmıştır. Masif olarak meşe ile çalışılması, kütle yoğunluğu ve şekil verilmesi bakımından uygun olması sebebiyle seçilmiştir. Şekil 4.6’ da boyun simülasyonu için kullanılan masif fantomlar görülmektedir.



Şekil 4.6: Boyun simülasyonu için kullanılan masif fantomlar.

4.1.2.4 Kadavra fantomlar

Canlı dokuyu simüle etmesi için kullanılan su, parafin ve masiften ayrı olarak sonuçların gerçekçiliğini değerlendirmek açısından hayvan kadvrasıyla da çalışılması benimsenmiştir. En gerçekçi simulasyonun kadvra fantom kullanılması olacağı düşünülmüştür. Bu bağlamda, kadvra fantomla yapılan deneylerle diğer fantom malzemeleriyle yapılan deneylerin karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Hayvan kadvrasıyla yapılan deneylerde çocuk boynunu kuzu boynu, kadın ve erkek boynunu (boyutları bağlamında) dana boynu simüle etmiştir. Hayvan kadvralarının boyun çevresi ve/veya çapı su fantomuyla yapılan deneylerde kullanılan silindirik polimerik kapların ölçüleriyle aynı olmasına dikkat edilmiştir. Kullanılan hayvan kadvrası Şekil 4.7’ de görülmektedir.



(a)

(b)

(c)

Şekil 4.7 : Boyun simülasyonu için kullanılan (a) çocuk, (b) kadın, (c) erkek kadvra fantomlar.

4.2 Deneyde Kullanılan Radyoaktif Kaynakların Tanıtımı

Doğadaki her element benzersiz kimyasal özelliklere sahip olmakla birlikte, izotop olarak adlandırılan aynı atom numarasına sahip farklı kütle numaralı çekirdekler de bulunmaktadır. Aralarındaki farklılık onların çekirdekteki nötron sayısı farklılığından kaynaklanmaktadır (Ferguson ve ark., 2003). Kararsız izotoplar ise radyoizotop olarak nitelenmektedir.

Radyoizotopların yaydığı radyasyondan farklı sahalarda yararlanılmaktadır. Radyasyon tipi, enerjisi, bozunum oranı ve parçacık radyasyonun miktarı

radasyunun karakteristik özelliklerini tanımlamaktadır. İyonizan radyasyonun sahip olduğu bu özellikler elektronları yörüngelerinden ayırmakta ve kimyasal bağları kırmaktadır.

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında gamma radyasyonu yayan radyoizotoplarla çalışılmıştır ve iki farklı radyoaktif kaynak kullanılmıştır.

Bunlar;

- Co-60 ve
- Cs-137

gama radyoizotop kaynaklarıdır.

Gama radyasyonu enerjisi yüksek, giriciliği alfa ve beta radyasyonuna göre daha fazladır. Kütlesiz olması madde içinde nüfuziyet kabiliyetini arttırmaktadır. Fotoelektrik olay, Compton saçılması ve enerjisi 1.02 MeV'den yüksek ise çift oluşumuna neden olabilir. Bu olaylar sonucunda maddede iyonizasyona neden olmaktadır. Dolayısıyla gama ışınları yüksüz olmalarına karşın iyonizasyona neden olabilmektedirler. Bu nedenle dolaylı (veya indirekt) iyonizan radyasyon grubuna girmektedirler.

Dış radyasyon terapisinde, çoğu kez Co-60 ve Cs-137 radyoaktif kaynakları kullanılmaktadır. Bu radyoizotopları kullanışlı kılan bazı özellikler:

- Yüksek gama enerjisi (500 keV'den yüksek)
- Yüksek spesifik aktivite (yaklaşık 100 Ci/ g)
- Yeterli uzun yarı ömür
- Büyük spesifik hava-kerma oranı sabitidir (Podgorsak, 2005)

olarak sayılabilir.

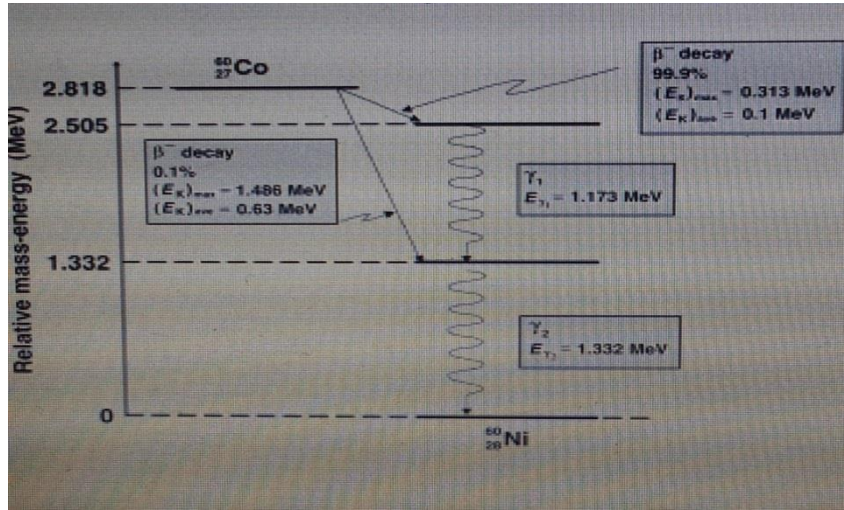
Co-60 ve Cs-137 kaynaklarına ait bazı özellikler Çizelge 4.4' de verilmektedir. Co-60 radyoaktif kaynağı iki gama enerjine sahipken, Cs-137 kaynağı tek gama enerjisine sahiptir. Co-60 kaynağının ortalama gama enerjisi 1.25 MeV olarak alınabilmektedir. Yayılan radyasyon miktarını bilmek için radyoaktif kaynağın aktivite ve kütlesini bilmek gerekir (Ferguson ve ark., 2003).

Çizelge 4.4 : Co-60 ve Cs-137 kaynaklarına ait bazı özellikler.

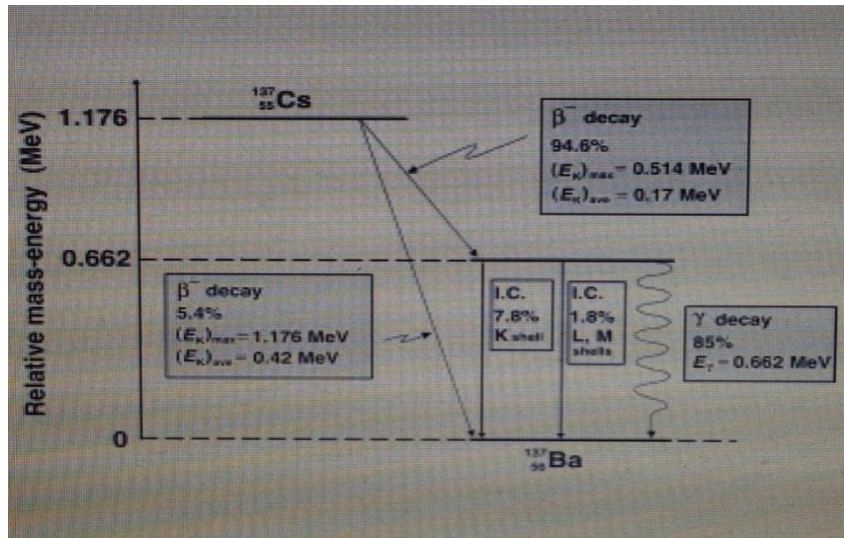
	Gamma Enerjisi (MeV)	Spesifik Aktivite (Ci/g)	Yarı-ömrü (yıl)	Spesifik hava-kerma oranı sabti ($\mu\text{Gy.m}^2/\text{GBq.h}$)
Co-60	1.17 1.33	300	5.26	309
Cs-137	0.662	80	30	78

Co-60 kaynağı nötron bombardımanı ile nükleer fisyon sonucu elde edilirken, Cs-137 fisyon ürünü olarak nükleer reaktörlerde meydana gelen fisyon olayı sonucu oluşmaktadır (Ferguson ve ark., 2003).

Co-60 ve Cs-137 radyoaktif kaynaklarına ait bozunum şemaları, sırasıyla Şekil 4.8 ve Şekil 4.9’ da gösterilmiştir.



Şekil 4.8 : Co-60 radyoaktif kaynağına ait bozunum şeması.



Şekil 4.9 : Cs-137 radyoaktif kaynağına ait bozunum şeması

Deneysel çalışmalarda kullanılan Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynakları sırasıyla Şekil 4.10 ve Şekil 4.11’ de görölmektedir.



Şekil 4.10 : Denejde kullanılan Co-60 gama radyoizotop kaynağı.



Şekil 4.11 : Denejde kullanılan Cs-137 gama radyoizotop kaynağı.

4.3 Denejde Kullanılan Cihazların Tanıtımı

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında deneysel çalışmaların yapılabilmesi için bir dizi cihaz ve/veya eleman kullanılmıştır.

4.3.1 Kolimatör

Işın hüzmesini şekillendirmek ve hüzmenin büyüklüğünü ayarlamak için kolimatör sistemlerin kullanılması gerekli olmaktadır. Tedavi yapılırken de son derece önemli

olan bu sistem basitçe iki ağır metal blok yardımıyla elde edilebilmektedir (Khan, 2003). Metal blokların farklı yönlerde hareket ettirilmesi ile kare ve dikdörtgen alanlar elde edilebilmektedir.

Bu Yüksek lisans tez çalışmasında yapılan deneylerde bir kurşun kolimatör uygun ışın hüzmesini sağlamak için kullanılmıştır. Kurşun blok içine açılan bir delik yardımıyla uygun dar-ışın geometrisi elde edilmiştir. Şekil 4.12' de kullanılan kolimatör görülmektedir.



Şekil 4.12 : Kullanılan kurşun kolimatör.

4.3.2 Dedektör

Kurşun blok içine yerleştirilen radyoaktif kaynaktan çıkan gama ışınları fantom ile etkileşime girdikten sonra yüksek algılama yeteneğine sahip 2 inç çaplı CsI sintilasyon dedektörü gama spektrumunu ölçmek için kullanılmıştır. Dedektör yüksek enerji desteği ve çok kanallı analizör sisteminden oluşmaktadır.

Kullanılan dedektör, İTÜ Enerji Enstitüsü Radyoizotop Laboratuvarı' nda bulunan PM1401K model bir cihazdır. Bu cihaz; alfa, beta, gama ölçümü yapabilen, içinde sintilasyon detektörü, GM tüpü ve çok kanallı analizör bulunduran kompakt ve gelişkin bir cihazdır. PM1401K model kompakt sintilasyon detektörünün fotoğrafı Şekil 4.13' te, genel özellikleri ise Çizelge 4.5' te verilmektedir (Çevikbaş,2014).

Çizelge 4.5 : PM1401K Model Kompakt Sintilasyon Detektörünün Genel

Özellikleri.

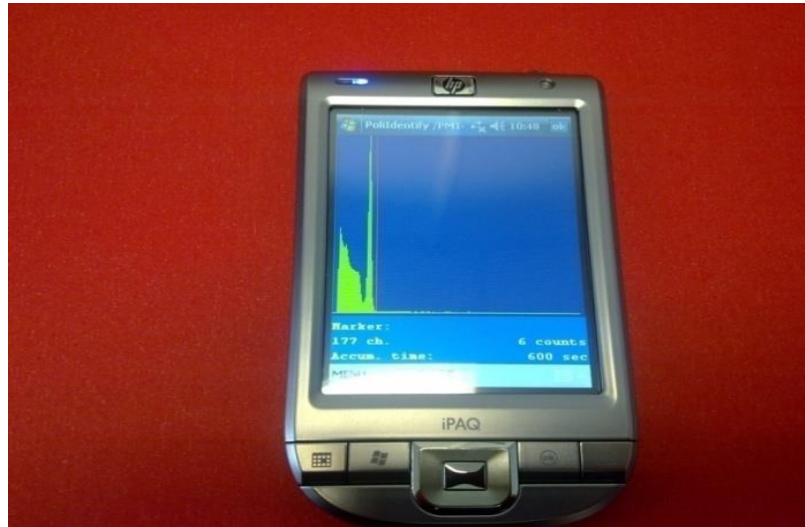
Standartlara Uygunluk	IEC 846, ANSI N42.33(2), ANSI N42.34, IEC 62327
Araştırma ve spektrum γ kanalı	
Detektör	CsI(Tl)
Cs-137 için hassasiyet	200 s-1 / (μ Sv/h) (2 s-1 / (μ R/h))
Am-241 için hassasiyet	200 s-1 / (μ Sv/h) (2 s-1 / (μ R/h))
Enerji aralığı	0.06 – 3.0 MeV
Sintilasyon spektrumu için kanal sayısı	1024
Kalıcı hafızada tutulabilen spektrum sayısı	100'den fazla
Nötron Araştırma Kanalı	
Detektör	Yavaş nötron sayıcı
Enerji aralığı	0.025 eV – 14 MeV
γ - ölçüm kanalı	
Detektör	GM-sayıcı
Doz oranı	0.1 μ Sv/h – 100 mSv/h
Enerji aralığı	0.015 – 15 MeV
α ve β – ölçüm kanalı	
Detektör	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
Ağırlık	650 g
Çevresel Karakteristikler	
Sıcaklık	-30 – 50 °C
Nem	%95 (35 °C 'de)
Güç	
Piller	1 adet AA pil
Pil ömrü	600 sa
PC bağlantısı	IRDA, Bluetooth



Şekil 4.13 : PM1401K model kompakt sintilasyon detektörü.

4.3.3 Cep Bilgisayarı

PM1401K Model kompakt sintilasyon detektörünün çok kanallı analizör bağlantılı olarak ve cihazla uyumlu çalışabilen, özel yazılımı bulunan HP IPAQ cep bilgisayarı da bulunmaktadır. Bu bilgisayar deney çıktılarının alınması için kullanılmıştır. Cep bilgisayarı detektör ile uzaktan ve kablosuz bağlantılı olarak çalışabilmektedir. Böylelikle, deneyler nükleer güvenlik şartları sağlanarak yapılabilmektedir. Şekil 4.14' te cihaz ile uyumlu çalışabilen cep bilgisayarı görülmektedir.



Şekil 4.14 : Cep bilgisayarı.

4.3.4 Kurşun Zırh Bloklar

Deney düzeneği kurşun bloklar ile çevrelenerek kurşun hücre oluşturulmuştur. Böylelikle, deneyler sırasında uygun nükleer güvenlik şartlarının oluşturulması

amaçlanmıştır. Kullanılan kurşun bloklardan biri Şekil 4.15’ te ve kurşun hücre Şekil 4.16’ da görülmektedir.



Şekil 4.15 : Kurşun Blok.



Şekil 4.16 : Kurşun Hücre.

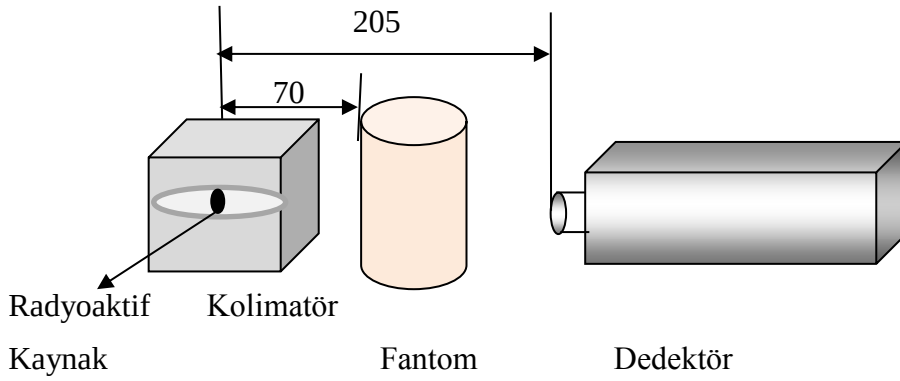
4.4 Deney Geometrisi ve Deney Düzenegi

Deneyler, “Transmiyon (geçirgenlik) Tekniğı” kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bir başka deyişle, gama radyoizotop kaynak ile dedektör aynı ekseninde yerleştirilmiş ve bu eksen üzerinde gama radyoizotop kaynak ile dedektör arasına fantom yerleştirilmiştir.

Deney geometrisi sırasında gama radyoizotop kaynak ile dedektör arası mesafe 20,5 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Bunun nedeni erkek boyun fantomu çapının geniş

olması nedeniyle tüm boyun ebatları için ortak ölçüm mesafesi belirlemektir. Ayrıca, deneylerde kaynak-fantom arası 7 cm olarak ayarlanmıştır. Su fantomu kullanılarak yapılan deneylerde su yüksekliği 8,5 cm olup kaynaktan gelen ışınların fantoma ulaştığında su ortamına erişmesini sağlayacak optimum yükseklik olmaktadır.

Deneyler sırasıyla kolimatör içerisine Co-60 veya Cs-137 gama radyoaktif kaynaklar yerleştirilerek belirlenen deney geometrisinde kullanılmışlardır. Şekil 4.17' de deney geometrisi şematik olarak görülmektedir.



Şekil 4.17 : Deney Geometrisi.

Transmisyon tekniğinde deney geometrisi önemlidir (Tugrul, 1995). Bu bağlamda, dar-demet geometrisi kullanılmıştır. Kaynak kolimatörle aynı eksene yerleştirilmiş ve fantom, gama kaynağının ve kolimatör açıklığının tam karşısına gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Böylece, çok kanallı analizör yardımıyla elde edilen gama spektrumunu en iyi sayım verimiyle elde edebilmektedir. Ölçümler, daima aynı deney geometrisinde yapılmıştır.

Deneyler boyunca oluşturulan standart pozisyon tekrarlanmıştır. Dar-demet geometrisine sahip ışınlar dik bir pozisyonda duran fantoma gelerek zayıflatılmaktadır. Zayıflatılan ışınlar daha sonra CsI sintilasyon dedektörüne ulaşmakta ve gama spektrumuyla elde edilen sayım sonuçlarına göre çeşitli veriler hesaplanmaktadır.

Su fantomu, parafin fantom ve meşe odunu fantomunda aynı pozisyon kullanılmıştır. Kuzu boynu, çocuk fantomu ebatlarına göre daha dar bir çapa sahiptir. Yalnızca hayvan kadavrası fantomunda kadın ve erkek için kullanılan dana boynunu dik bir şekilde tutmak zor olduğundan, yatay pozisyonda tutulan fantomda ölçümler alınmıştır.

4.5 Deneylerin Yapılışı

Deney elemanları Şekil 4.17’ de verilen deney geometrisine yerleştirilerek, transmisyon tekniği bağlamında deney düzeneği ölçüm için hazır duruma getirilmiştir.

Transmisyon tekniği bağlamında deney düzeneği oluşturulduktan sonra, radyoaktif kaynak kolimatöre konmadan doğal sayımlar (back-ground) en az üç kez olacak şekilde alınmıştır. Daha sonra referans kaynak kullanılarak kalibrasyonlar yapılmıştır.

Kalibrasyon işleminden sonra çalışılacak gama radyoizotop kaynak kullanılarak (Co-60 veya Cs-137) fantom konmadan I_0 radyasyon şiddetine karşı gelecek şekilde “boş sayım”lar alınmıştır.

Deneyler yapılırken, Bölüm 4.2’ de detayı ile tanıtılan sırasıyla su fantom, parafin fantom, masif fantom ve kadavra fantom ile ölçümler alınmıştır. Böylelikle 24 farklı deney tipi ile çalışılmış olmaktadır. Çizelge 4.6’ da gerçekleştirilen deney tipleri verilmektedir.

Doğal sayım (Background sayımı) değerleri, alınan sayımlardan düşürülerek net sayımlar hesaplanmıştır. Sayımlar her fantom için Bölüm 4.4’ de belirtildiği üzere tüm deneyler için aynı geometride ölçülmüştür. Her deney için sayımlar, 300 saniye süre boyunca çok kanallı analizör yardımıyla alınarak kaydedilmektedir.

Deneyler en az üç kez tekrarlanmıştır. Takiben su, parafin, masif ve kadavra malzemeleriyle oluşturulmuş ve Bölüm 4.2’ de tanıtılan çocuk, kadın ve erkek fantomlarıyla ayrı ayrı deneyler yapılmıştır.

Co-60 ve Cs-137 radyoaktif kaynaklarına ait bağıl sayım sonucunu bulmak için fantom ile yapılan deney sayımları boş sayıma oranlanmıştır. Böylelikle bağıl sayım oranları bulunmuştur. Bağıl sayım sonuçları I/I_0 olarak ifade edilmektedir.

Bu Yüksek Lisans tezi açısından önemli bir konu “Bağıl absorbe doz” önem taşımaktadır. Bu bağlamda, Bağıl absorbe doz (BAD) iyi geometri kabulü ile:

$$BAD = 1 - (I / I_0) \quad (4.1)$$

olarak hesaplanmıştır.

Burada;

I : Fantom kullanılarak deneyde alınan sayım

I_0 : Boş (fantom yok iken alınan) sayım

temsil etmektedir.

Çizelge 4.6 : Yapılan Deney Tipleri.

Radyoaktif Kaynak	Fantom Malzemesi	Fantom Tipi	Sayı
Co-60	Su	Çocuk	3
		Kadın	
		Erkek	
	Parafin	Çocuk	3
		Kadın	
		Erkek	
	Masif	Çocuk	3
		Kadın	
		Erkek	
	Kadavra	Çocuk	3
		Kadın	
		Erkek	
Cs-137	Su	Çocuk	3
		Kadın	
		Erkek	
	Parafin	Çocuk	3
		Kadın	
		Erkek	
	Masif	Çocuk	3
		Kadın	
		Erkek	
	Kadavra	Çocuk	3
		Kadın	
		Erkek	
Toplam Deney Tipi Sayısı			24

Niceliksel ölçekli sayılar için kullanılan bir yöntem olan standart sapma en çok kullanılan verilerin ortalamaya göre yayılmasını gösteren istatistiksel bir ölçüdür. Birçok veri ortalamaya yakınsa standart sapma değeri düşüktür. Tam tersine birçok veri ortalamadan uzaklaşmışsa standart sapma değeri büyük olmaktadır.

Bu tez çalışmasında da standart sapma hesabı için Microsoft Excel programından yararlanılmıştır. Standart sapma ‘ağırlıksız’ veya ‘ n-1’ yöntemi kullanılarak hesaplanmaktadır. Eşitlik 4.2’ de standart sapma formülü gösterilmektedir.

$$\sqrt{\frac{\sum (x-\bar{x})^2}{n-1}} \quad (4.2)$$

Burada;

x: veri değerini,

$\bar{x}$: veri değerlerinin aritmetik ortalamasını,

n: veri sayısını

simgelemektedir.

Uniform bir ortamdan geçen monokromatik gamma radyasyonu için kolime edilen ışın yoğunluğu Beer- Lambert eşitliği ile

$$I = I_0 e^{-\mu_L x} \quad (4.3)$$

karar verilebilmektedir (Karsulovic ve ark., 1999).

Burada;

I : Fantom kullanılarak deneyde alınan sayım

I_0 : Boş (fantom yok iken alınan) sayım

μ_L : Lineer zayıflatma katsayısı

x : Fantom kalınlığını

temsil etmektedir.

Işın yoğunluğunun birimi mR/h ile ifade edilmektedir. I ve I_0 değerlerinden hareketle lineer zayıflatma katsayısı μ_L

$$\mu_L = - \ln (I/I_0) / x \quad (4.4)$$

şeklinde hesaplanmaktadır.

Lineer zayıflatma katsayısının birimi cm^{-1} ’ dir. Eşitliğe göre x, zayıflatan malzemenin kalınlığını belirtmektedir. – işareti ise; artan zayıflatıcı malzemenin kalınlığının, ışın yoğunluğunu azalttığını göstermektedir (Hopkins, 2010).

Lineer zayıflatma katsayısı aynı zamanda malzemenin yoğunluğu ve kütle zayıflatma katsayısı μ_m ile bağlantılıdır. Kütle zayıflatma katsayısı (μ_m),

$$\mu_L = \mu_m \rho \quad (4.5)$$

şeklinde hesaplanmaktadır.

Burada ρ kütle yoğunluğunu vermekte ve birimi gcm^{-3} ’ tür. Kütle zayıflatma katsayısının birimi ise cm^2/g ’ dır. Kütle zayıflatma katsayısı malzemenin temel elementlerine bağlıdır.

Yarı-değer kalınlığı (HVL) malzemeye gelen ışın şiddetini yarıya indirebilmek için gereken malzeme kalınlığıdır. Yarı-değer kalınlığı kütle zayıflatma katsayısı kullanılarak

$$HVL = 0,693/\mu \quad (4.6)$$

şeklinde hesaplanabilmektedir.

5. DENEY SONUÇLARI

Bu yüksek lisans tezinde, radyoterapik uygulamalarda tiroid dozu tayinine ilişkin bir dizi deneysel çalışma yapılmıştır. Bölüm 4 içinde detayı verildiği üzere; Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynakları kullanılarak; su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle çocuk, kadın ve erkek fantomları kullanılarak deneyler gerçekleştirilmiştir. Yapılan deneylere ilişkin deney sonuçları aşağıdaki alt bölümler içinde ayrı ayrı verilmektedir.

5.1 Co-60 Gama Radyoizotop Kaynağı ile Yapılan Deneylerin Sonuçları

Co-60 gama radyoizotop kaynağı ile yapılan deneyler sonucunda dört farklı fantom malzemesi ve üç farklı fantom için ulaşılan sonuçlar aşağıdaki alt bölümlerde verilmektedir.

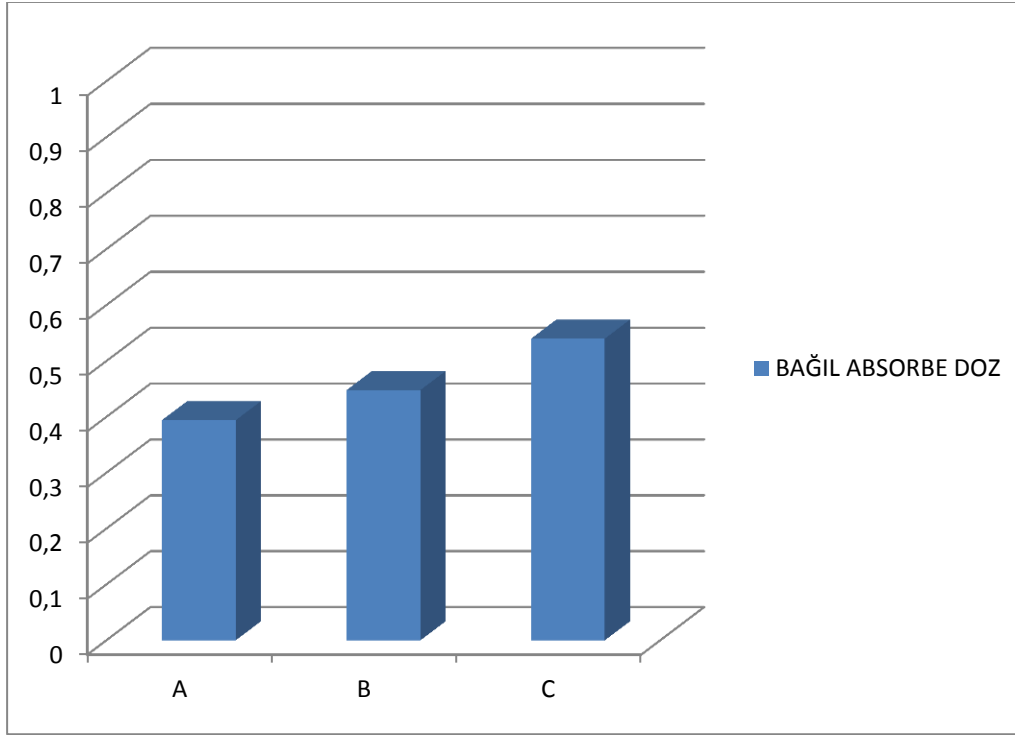
5.1.1 Co-60 gama radyoizotop kaynağı ve su fantomu kullanılarak yapılan

deneylerin sonuçları

Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su ile oluşturulan fantomlara ilişkin çocuk, kadın ve erkek fantomları ile yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.1’ de verilmektedir. Çizelge 5.1’ den hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.1’ de görülmektedir.

Çizelge 5.1 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Fantom Tipi	Kalınlık (cm)	Kaynak Sayımı	1.Sayım	2.Sayım	3.Sayım	Ortalama Sayım	Standard Sapma	Bağıl Sayım	Bağıl Absorbe Doz
Çocuk(A)	8,70	5343	3257	3237	3219	3238	19	0,606	0,394
Kadın(B)	10,47	5340	2948	2947	2948	2948	1	0,552	0,448
Erkek(C)	13,8	3780	1736	1741	1739	1739	3	0,460	0,540



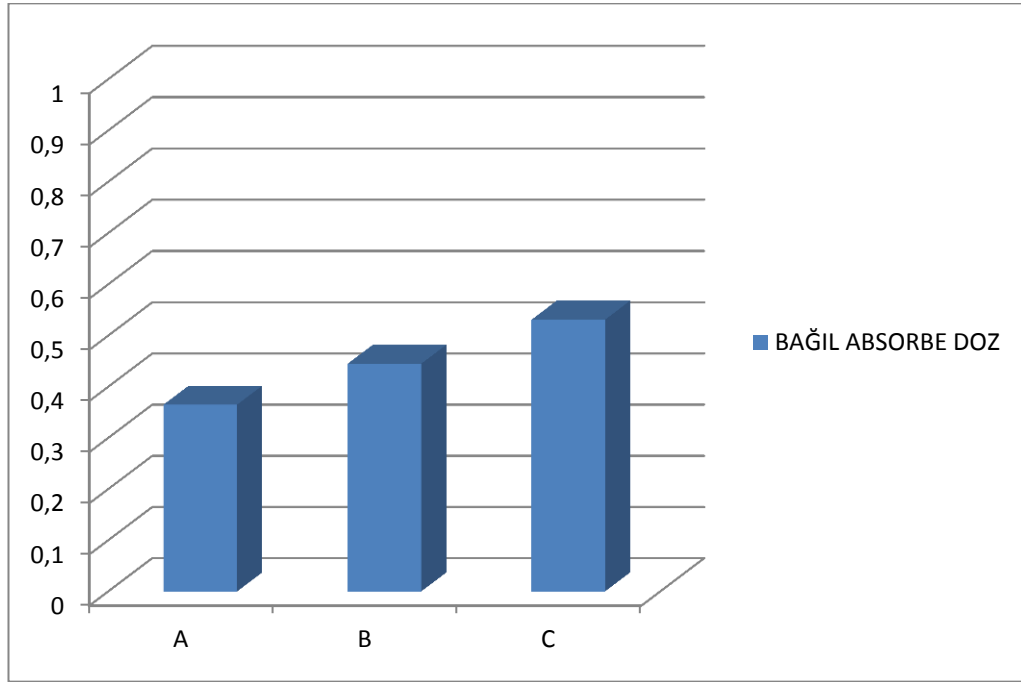
Şekil 5.1 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.

5.1.2 Co-60 gama radyoizotop kaynağı ve parafin fantomu kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları

Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak parafin ile oluşturulan fantomlara ilişkin çocuk, kadın ve erkek fantomları ile yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.2’ de verilmektedir. Çizelge 5.2’ den hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.2’ de görülmektedir.

Çizelge 5.2 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak parafin ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Fantom Tipi	Kalınlık (cm)	Kaynak Sayımı	1.Sayım	2.Sayım	3.Sayım	Ortalama Sayım	Standard Sapma	Bağıl Sayım	Bağıl Absorbe Doz
Çocuk(A)	8,70	4004	2556	2536	2536	2543	11	0,635	0,365
Kadın(B)	10,47	3784	2091	2098	2110	2100	9	0,555	0,445
Erkek(C)	13,8	4010	1880	1880	1882	1881	1	0,469	0,531



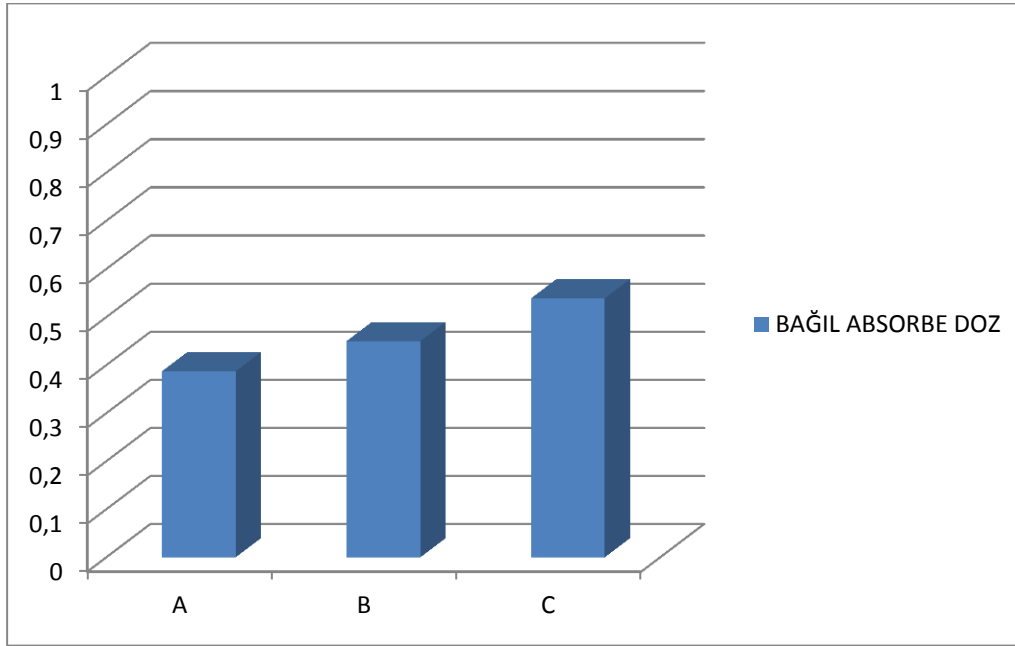
Şekil 5.2 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak parafin ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.

5.1.3 Co-60 gama radyoizotop kaynağı ve masif fantom kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları

Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak masif (meşe) ile oluşturulan fantomlara ilişkin çocuk, kadın ve erkek fantomları ile yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.3’ de verilmektedir. Çizelge 5.3’ den hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.3’ de görülmektedir.

Çizelge 5.3 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak masif ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Fantom Tipi	Kalınlık (cm)	Kaynak Sayımı	1.Sayım	2.Sayım	3.Sayım	Ortalama Sayım	Standard Sapma	Bağıl Sayım	Bağıl Absorbe Doz
Çocuk(A)	8,70	3785	2320	2318	2323	2320	2	0,613	0,387
Kadın(B)	10,47	3784	2081	2083	2090	2085	5	0,551	0,449
Erkek(C)	13,8	3785	1740	1736	1758	1745	12	0,461	0,539



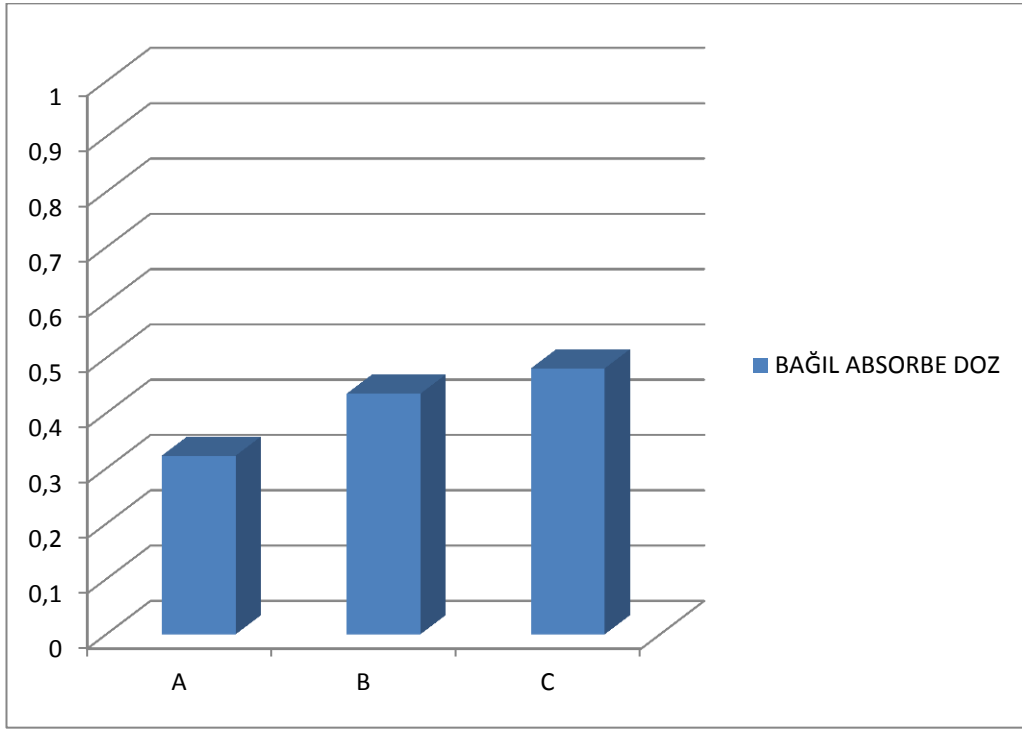
Şekil 5.3 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak masif ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.

5.1.4 Co-60 gama radyoizotop kaynağı ve kadavra fantom kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları

Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak kadavra ile oluşturulan fantomlara ilişkin çocuk, kadın ve erkek fantomları ile 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 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak kadavra ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Fantom Tipi	Kalınlık (cm)	Kaynak Sayımı	1.Sayım	2.Sayım	3.Sayım	Ortalama Sayım	Standard Sapma	Bağıl Sayım	Bağıl Absorbe Doz
Çocuk(A)	8,70	3741	2526	2528	2545	2533	10	0,677	0,323
Kadın(B)	10,47	3366	1901	1909	1897	1902	7	0,565	0,435
Erkek(C)	13,8	3366	1731	1736	1775	1747	23	0,519	0,481



Şekil 5.4 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak kadavra ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.

5.2 Cs-137 Gama Radyoizotop Kaynağı ile Yapılan Deneylerin Sonuçları

Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ile yapılan deneyler sonucunda dört farklı fantom malzemesi ve üç farklı fantom için ulaşılan sonuçlar aşağıdaki alt bölümlerde verilmektedir.

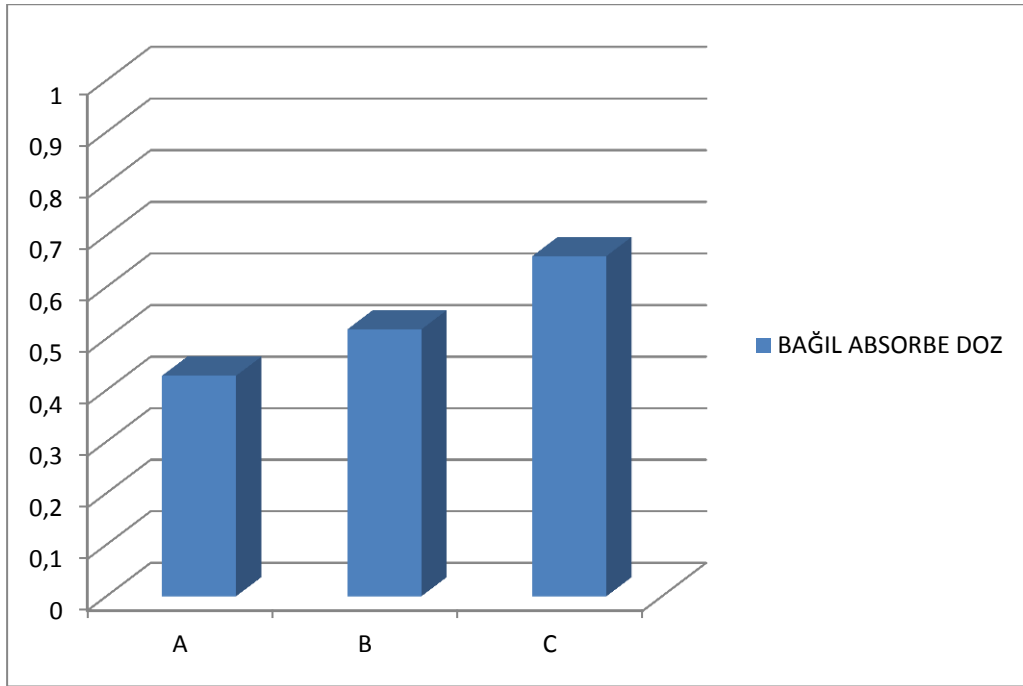
5.2.1 Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ve su fantomu kullanılarak yapılan

deneylerin sonuçları

Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su ile oluşturulan fantomlara ilişkin çocuk, kadın ve erkek fantomları ile 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 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Fantom Tipi	Kalınlık (cm)	Kaynak Sayımı	1.Sayım	2.Sayım	3.Sayım	Ortalama Sayım	Standard Sapma	Bağıl Sayım	Bağıl Absorbe Doz
Çocuk(A)	8,7	2167	1236	1239	1245	1240	5	0,572	0,428
Kadın(B)	10,47	2160	1053	1038	1044	1045	7	0,482	0,518
Erkek(C)	13,8	2171	735	735	743	738	5	0,340	0,660



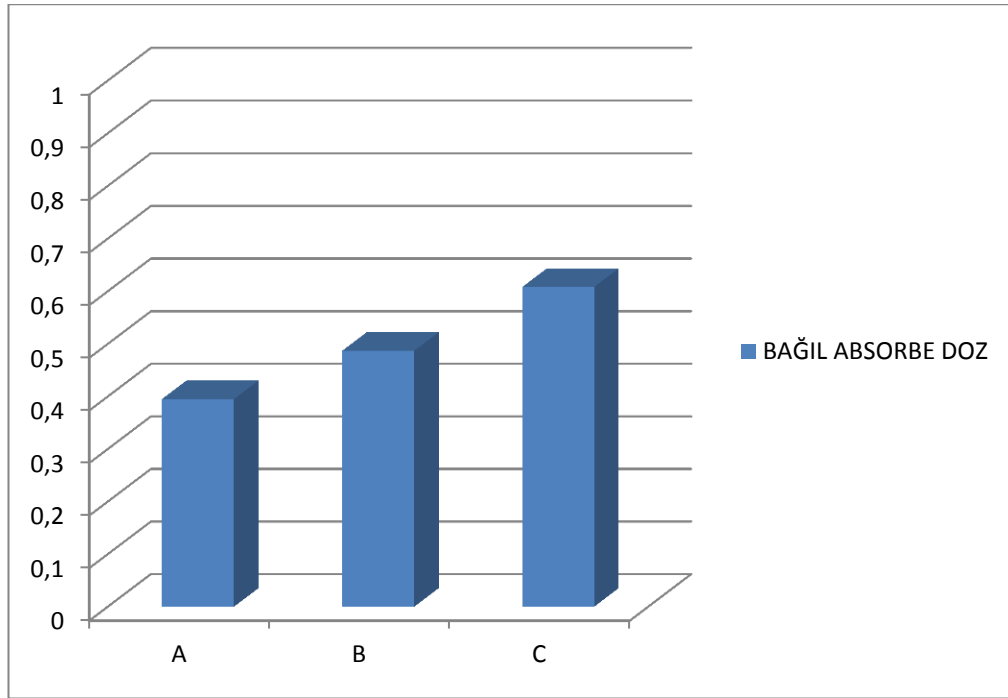
Şekil 5.5 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.

5.2.2 Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ve parafin fantomu kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları

Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak parafin ile oluşturulan fantomlara ilişkin çocuk, kadın ve erkek fantomları ile yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.6' da verilmektedir. Çizelge 5.6' dan hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.6' da görülmektedir.

Çizelge 5.6 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak parafin ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Fantom Tipi	Kalınlık (cm)	Kaynak Sayımı	1.Sayım	2.Sayım	3.Sayım	Ortalama Sayım	Standard Sapma	Bağıl Sayım	Bağıl Absorbe Doz
Çocuk(A)	8,7	2267	1368	1372	1376	1372	4	0,605	0,395
Kadın(B)	10,47	2259	1158	1166	1153	1159	6	0,513	0,487
Erkek(C)	13,8	2258	885	892	878	885	7	0,392	0,608



Şekil 5.6 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak parafin ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.

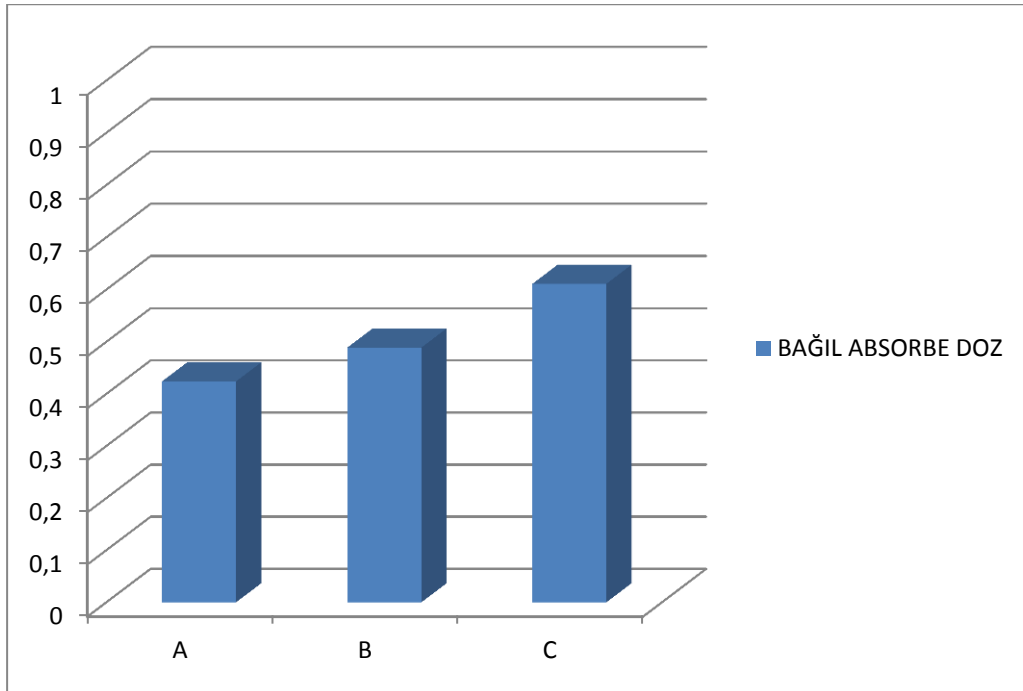
5.2.3 Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ve masif fantom kullanılarak yapılan

deneylerin sonuçları

Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak masif (meşe) ile oluşturulan fantomlara ilişkin çocuk, kadın ve erkek fantomları ile yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.7’ de verilmektedir. Çizelge 5.7’ den hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.7’ de görülmektedir.

Çizelge 5.7 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak masif ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Fantom Tipi	Kalınlık (cm)	Kaynak Sayımı	1.Sayım	2.Sayım	3.Sayım	Ortalama Sayım	Standard. Sapma	Bağıl Sayım	Bağıl Absorbe Doz
Çocuk(A)	8,7	2179	1272	1238	1256	1255	17	0,576	0,424
Kadın(B)	10,47	2178	1108	1115	1116	1113	4	0,511	0,489
Erkek(C)	13,8	2183	853	849	845	849	4	0,389	0,611



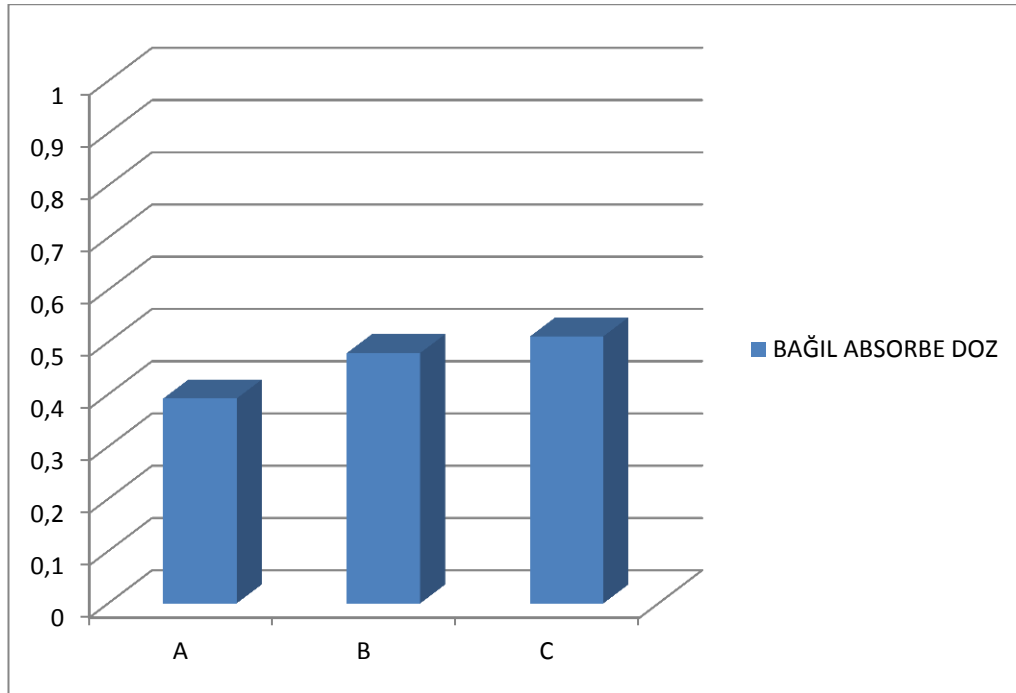
Şekil 5.7 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak masif ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.

5.2.4 Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ve kadavra fantom kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları

Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak kadavra ile oluşturulan fantomlara ilişkin çocuk, kadın ve erkek fantomları ile yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar Çizelge 5.8’ de verilmektedir. Çizelge 5.8’ den hareketle çizilen grafik ise Şekil 5.8’ de görülmektedir.

Çizelge 5.8 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak kadavra ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlar.

Fantom Tipi	Kalınlık (cm)	Kaynak Sayımı	1.Sayım	2.Sayım	3.Sayım	Ortalama Sayım	Standard Sapma	Bağıl Sayım	Bağıl Absorbe Doz
Çocuk(A)	8,7	1859	1129	1136	1126	1130	5	0,608	0,392
Kadın(B)	10,47	1409	737	739	726	734	7	0,521	0,479
Erkek(C)	13,8	1407	682	686	697	688	8	0,489	0,511



Şekil 5.8 : Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak kadavra ile oluşturulan çocuk, kadın ve erkek fantomu deney sonuçları.

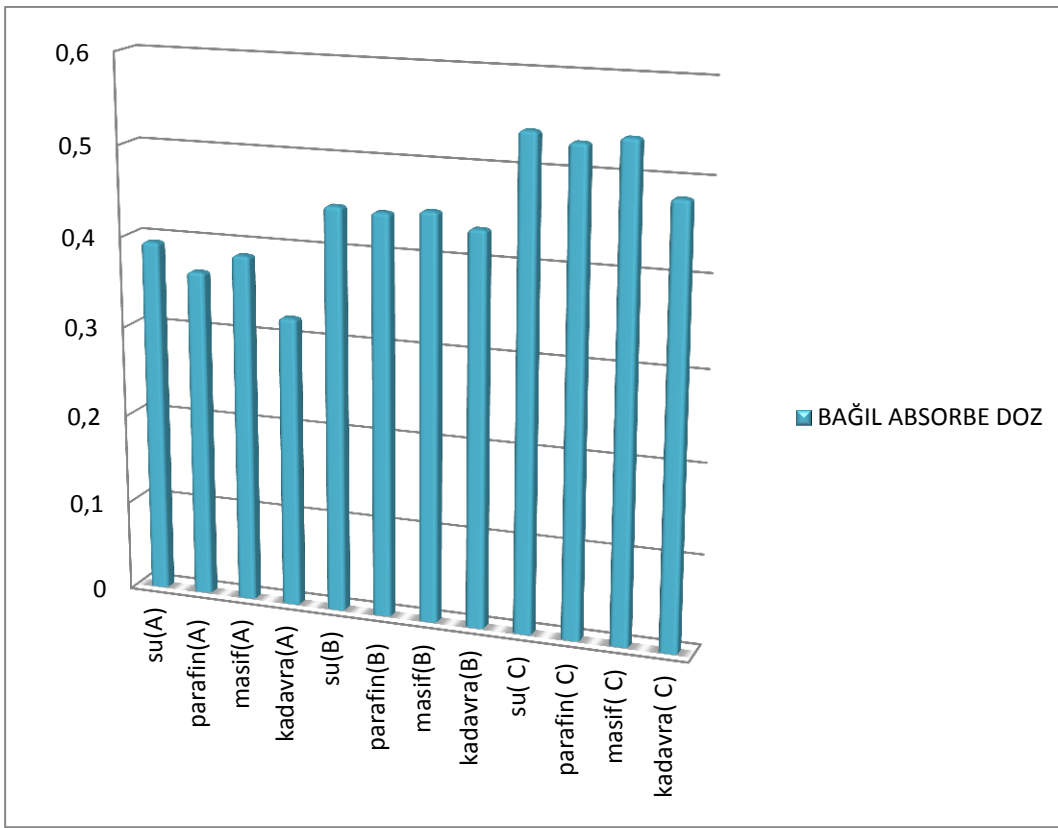
5.3 Deney Sonuçlarının Mukayeseli Değerlendirmesi

Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynakları kullanılarak; su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle çocuk, kadın ve erkek fantomları kullanılarak yapılan deneylerle ulaşılan sonuçlar bu bölüm içinde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Yapılan deneylere ilişkin mukayeseli deney sonuçları aşağıdaki alt bölümler içinde ayrı ayrı verilmektedir.

5.3.1 Co-60 gama radyoizotop kaynağı ve farklı fantomlar kullanılarak yapılan

deneylerin mukayeseli değerlendirmesi

Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak dört farklı malzeme ve üç farklı fantom tipi ile yapılan deneylerle ulaşılan sonuçlar bu bölüm içinde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.1 – Çizelge 5.4’ den hareketle Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle çocuk, kadın ve erkek fantomları için çizilen mukayese grafiği Şekil 5.9’ da görülmektedir.



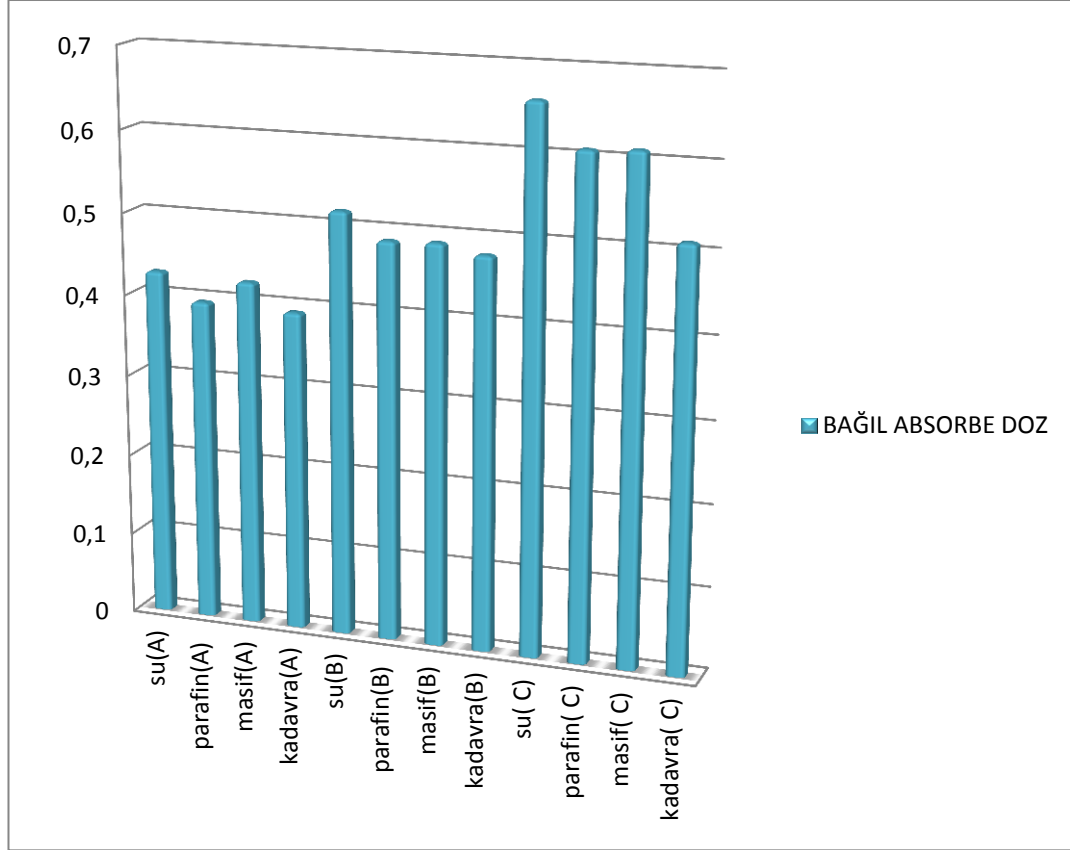
Şekil 5.9 : Co-60 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve fantom malzemeleriyle çocuk, kadın ve erkek fantomları için çizilen mukayese grafiği.

5.3.2 Cs-137 gama radyoizotop kaynağı ve farklı fantomlar kullanılarak

yapılan deneylerin mukayeseli değerlendirmesi

Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak dört farklı malzeme ve üç farklı fantom tipi ile yapılan deneylerle ulaşılan sonuçlar bu bölüm içinde mukayeseli

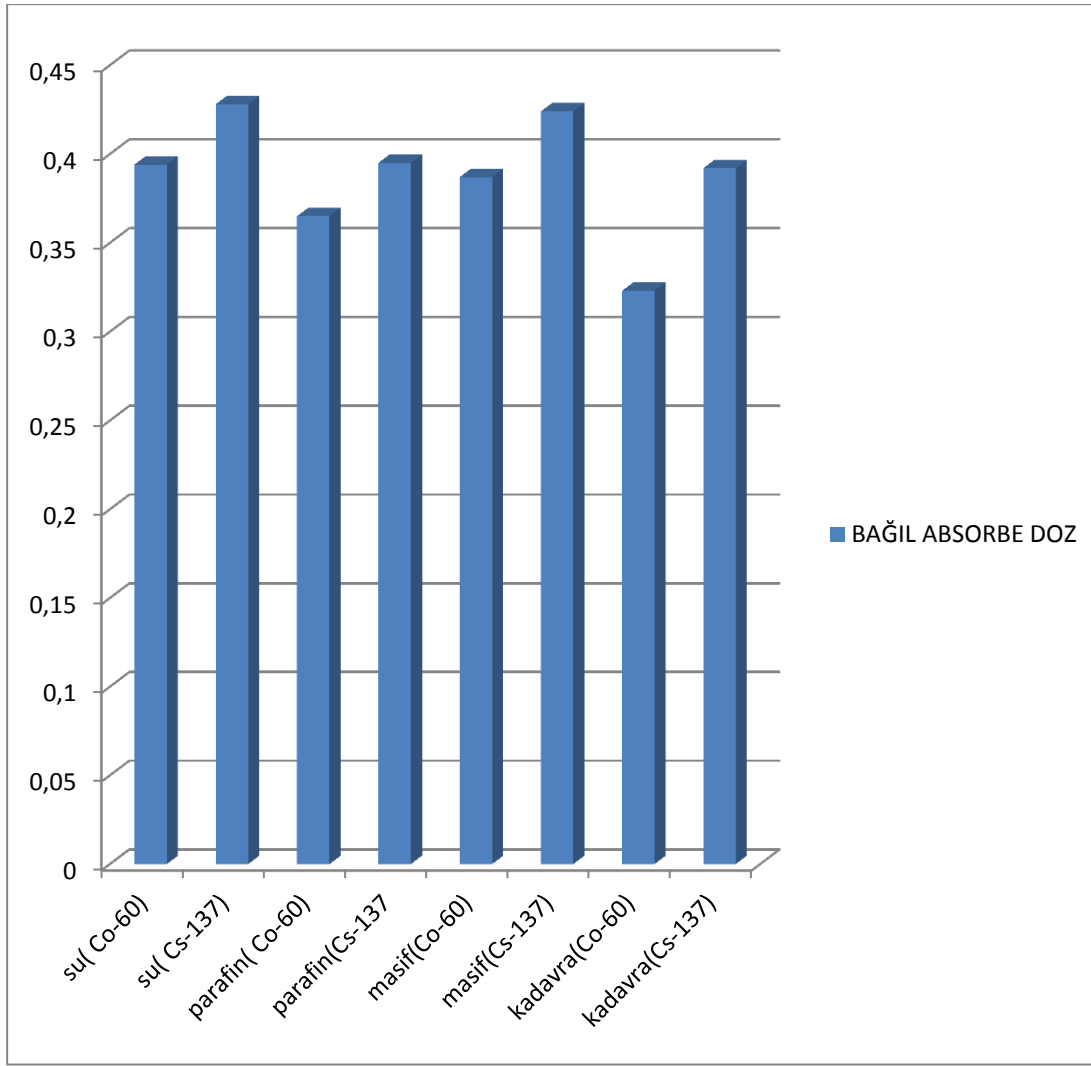
olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.5 – Çizelge 5.8’ den hareketle Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle çocuk, kadın ve erkek fantomları için çizilen mukayese grafiği Şekil 5.10’ da görülmektedir.



Şekil 5.10 : Cs-137gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle çocuk, kadın ve erkek fantomları için çizilen mukayese grafiği.

5.3.3 Çocuk Fantomu ile yapılan deneylerin mukayeseli değerlendirmesi

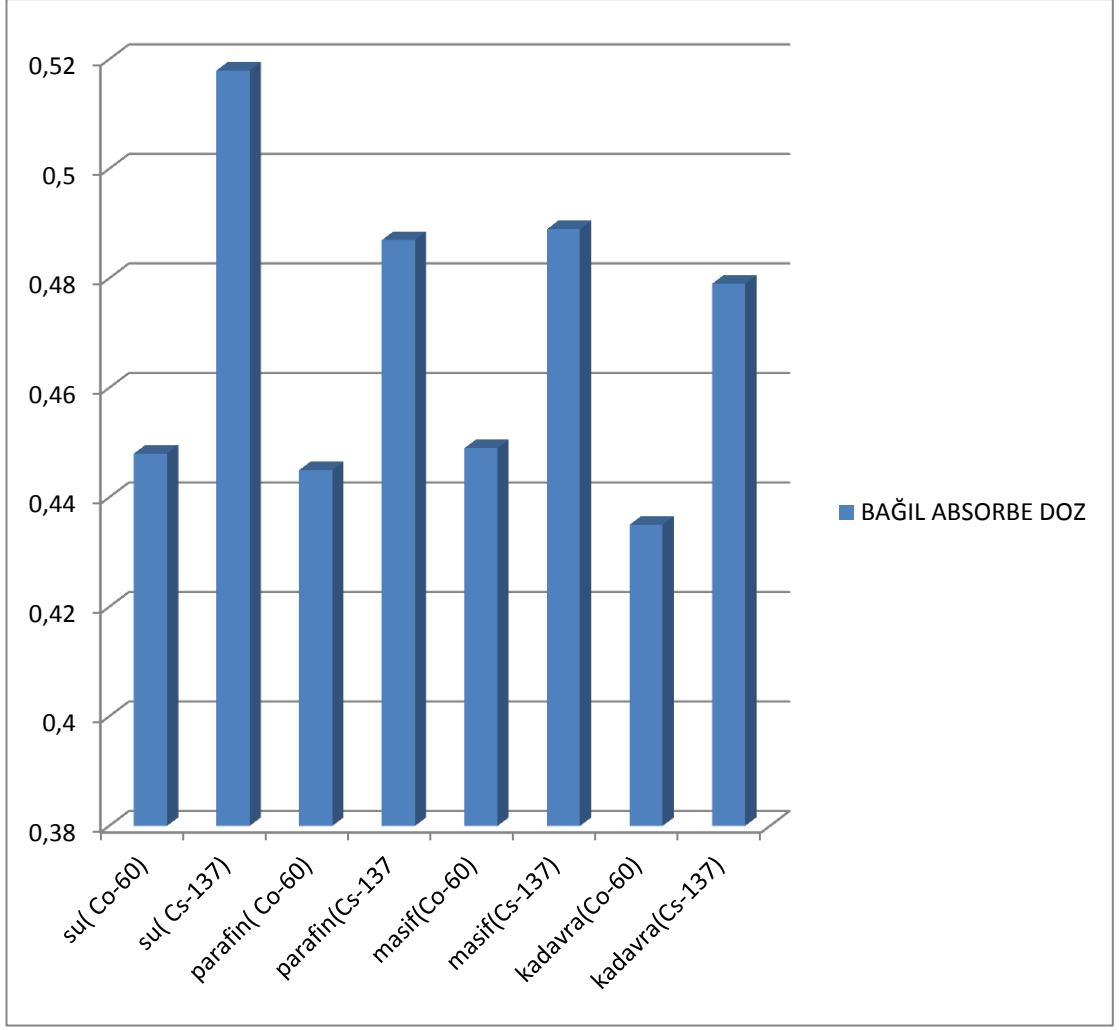
Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak dört farklı malzeme ile çocuk fantomu bağlamında yapılan deneylerle ulaşılan sonuçlar bu bölüm içinde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.1 – Çizelge 5.8’ den hareketle Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle çocuk fantomu için çizilen mukayese grafiği Şekil 5.11’ de görülmektedir.



Şekil 5.11 : Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle çocuk fantomu için çizilen mukayese grafiği.

5.3.4 Kadın Fantomu ile yapılan deneylerin mukayeseli değerlendirmesi

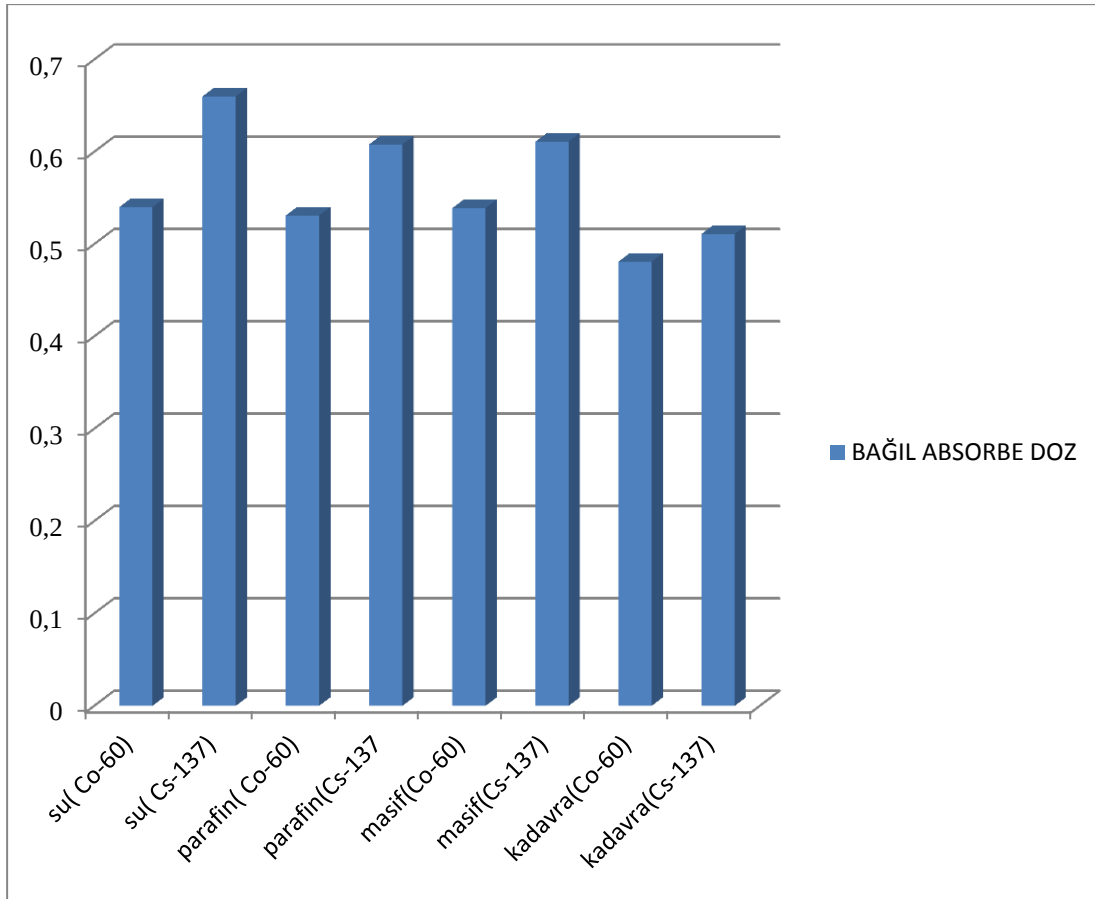
Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak dört farklı malzeme ile kadın fantomu bağlamında yapılan deneylerle ulaşılan sonuçlar bu bölüm içinde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.1 – Çizelge 5.8’ den hareketle Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle kadın fantomu için çizilen mukayese grafiği Şekil 5.12’ de görülmektedir.



Şekil 5.12 : Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle kadın fantomu için çizilen mukayese grafiği.

5.3.5 Erkek Fantomu ile yapılan deneylerin mukayeseli değerlendirilmesi

Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak dört farklı malzeme ile erkek fantomu bağlamında yapılan deneylerle ulaşılan sonuçlar bu bölüm içinde mukayeseli olarak değerlendirilmektedir. Çizelge 5.1 – Çizelge 5.8’ den hareketle Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle erkek fantomu için çizilen mukayese grafiği Şekil 5.13’ de görülmektedir.



Şekil 5.13 : Co-60 ve Cs-137 gama radyoizotop kaynağı kullanılarak su, parafin, masif ve kadavra fantom malzemeleriyle erkek fantomu için çizilen mukayese grafiği.

6. GERİ SAÇILIM HESAPLAMASI ve DEĞERLENDİRMESİ

Bu tez çalışmasında tiroid için geri saçılım hesaplanması yapılması yoluna gidilmiştir. Bu konu, realistik doz değerlendirmesi açısından üzerinde durulması ve değerlendirilmesi gereken bir konu durumundadır.

6.1 Geri Saçılım Hesaplaması

Geri saçılım hesaplanması için öncelikle geri saçılım faktörünün hesaplanması ve sonra ortam için değerlendirmesi yapılabilir. Deneysel olarak sonuca karar verebilmek için iyonizan teknik deneysel ve teorik yaklaşımlar benzer formülasyonlar üzerinde farklı yaklaşımlar gerekli kılabilir (Tugrul ve ark., 2013). Geri saçılım faktörü (BSF), su kerma oranı olarak eşitlik 6.1’ de gösterilmektedir.

$$BSF = \frac{K_{air,s}[(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]_s}{K_{air,f}[(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]_f} \quad (6.1)$$

Burada;

$K_{air,s}$ su fantom yüzeyinde ölçülen hava kerma,

$K_{air,f}$ fantom yokluğunda aynı noktada hava kerma,

$(\mu_{en}/\rho)_{w,air}$ su ve havada saçıcı ortam yokluğunda ve boş uzayda kütle enerji absorpsiyon katsayısının oranını,

vermektedir (Hassan ve ark., 2004).

Geri saçılım, hava kerma oranının ölçümü boyunca, foton akısının monokromatik olmayan dağılımı belirsizliğe neden olmaktadır. Bundan ayrı olarak, fantomlu ve fantomsuz ortamda kullanılacak kütle enerji absorpsiyon katsayısı üzerinde belirsizliği doğurabilmektedir (Klevenhagen, 1989). Bu belirsizlik, genellikle spektranın ne kadar farklı olduğuna bağlı olmaktadır.

Kütle absorpsiyon katsayıları belirli ortamlar için belli olmasına karşın, geri saçılma faktörlerinin hesaplanması açısından kullanılacak değerler açısından belirsizlik ifade etmektedir (Mart ve ark., 2012). Bu bağlamda; eşitlik 6.1;

$$BSF = \frac{D_{sur,fs}}{D_{air,fs}} \quad (6.2)$$

şeklinde ifade edilebilmektedir (Mart ve ark.,2012).

Burada:

$D_{sur,fs}$: Fantom yüzeyindeki absorbe doz

$D_{air,fs}$: Havadaki absorbe doz

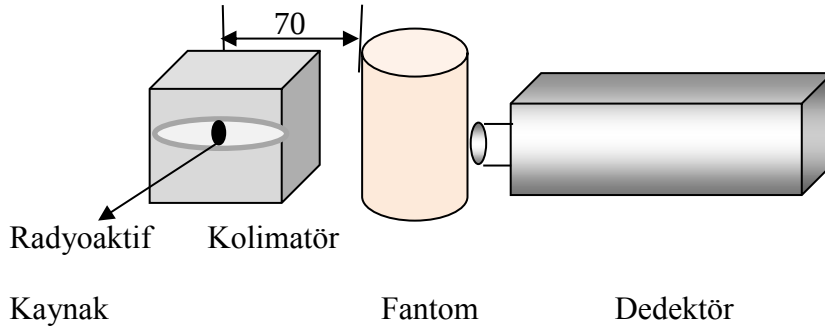
temsil etmektedir.

6.2 Geri Saçılım Değerlendirmesi

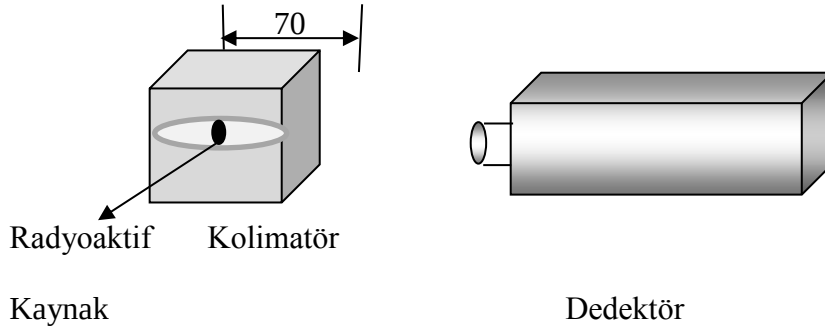
Bu Yüksek Lisans tezi çalışmaları kapsamında Bölüm 5’de verilen deneysel çalışmalarla ulaşılan deneysel sonuçlardan hareketle yapılan deneylere ilişkin geri saçılım değerlendirme yapılmıştır (Kısınma ve Tuğrul, 2013).

Fantom yüzeyindeki absorbe dozun, aynı noktadaki fantomsuz ortamda havada absorbe dozun değerine oranı da BSF sonucunu vermektedir. Bu bağlamda, deneylerle elde edilen verilerden hareketle Eşitlik 6.2’ den yola çıkarak geri saçılım değerlerine ulaşılmıştır.

Bu eşitliğe göre geri saçılma faktörünü hesaplamak amacıyla dedektör fantom yüzeyine yaklaştırılarak sayım alınmıştır. Deney geometrisi Şekil 6.1’ de gösterilmektedir. Aynı noktada havadaki absorbe dozu hesaplamak için de fantom varken alınan sayımdaki aynı mesafede tekrar sayım alınmıştır. Deney geometrisi Şekil 6.2’ de gösterilmektedir.

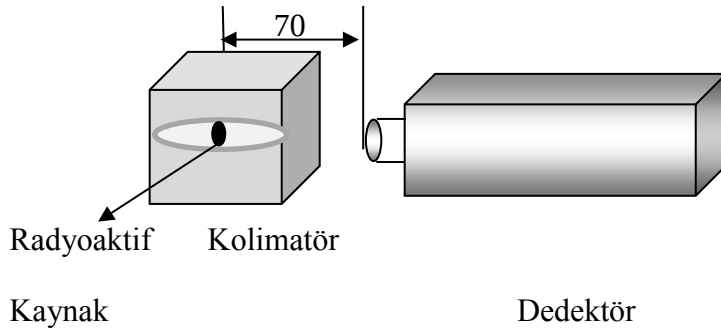


Şekil 6.1 : Fantom Varlığında Deney Geometrisi.



Şekil 6.2 : Fantom Yokluğunda Deney Geometrisi.

Absorbe doza dair bir sonuç elde edebilmek amacıyla bu sefer de fantomun kaynağın tam karşısına gelen yerdeki havadaki sayımı almak gerekmektedir. Deney geometrisi Şekil 6.3’ de gösterilmektedir. Böylece kaynak fantomda zayıflatılmadan önce kaynak sayımı alınmaktadır.



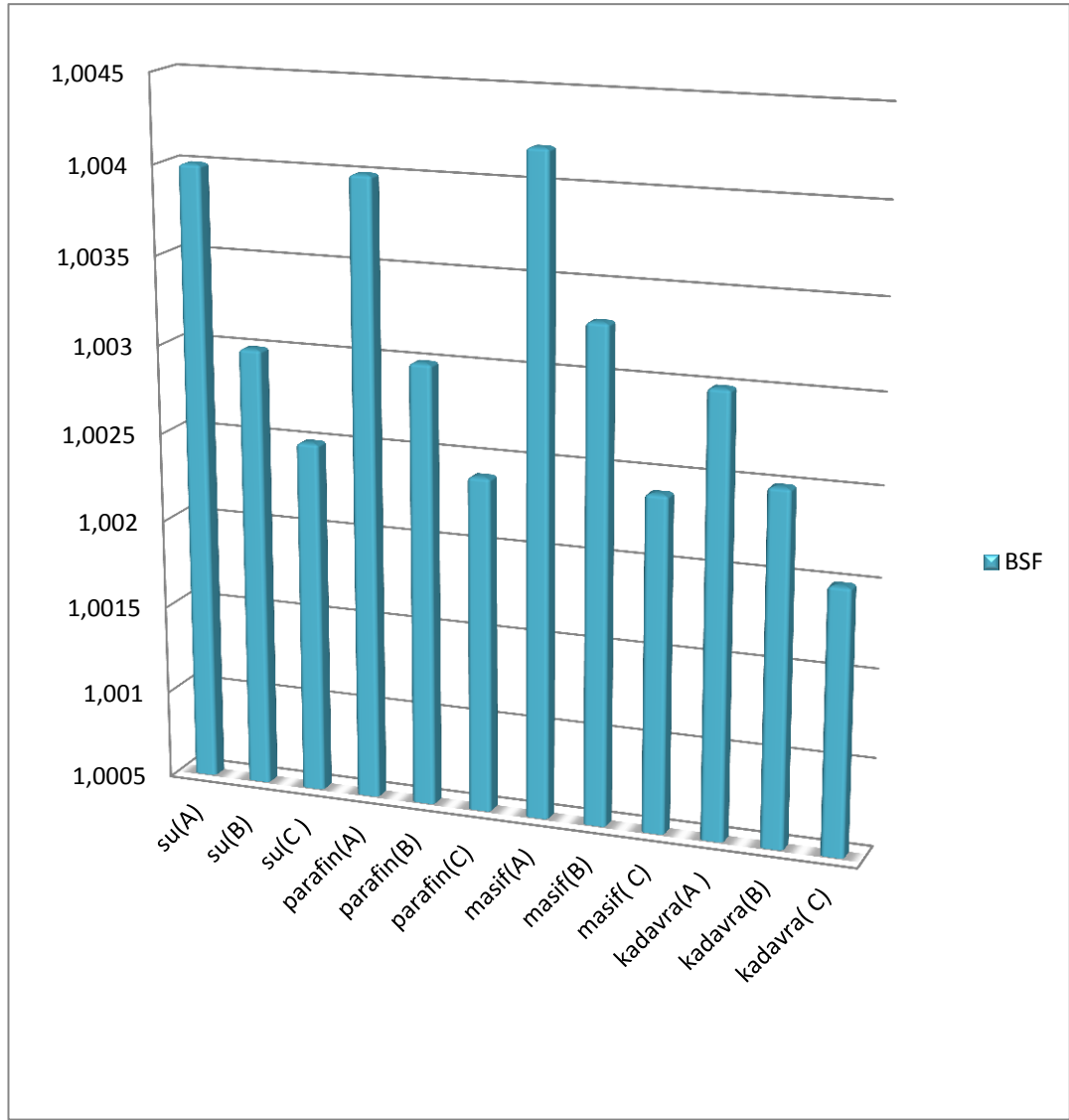
Şekil 6.3 : Deney Geometrisi.

$D_{sur,fs}$ bulmak için dedektör fantom yüzeyine yaklaştırıldığında alınan sayımdan fantomun kaynak karşına geldiği noktadaki havadaki sayım çıkarılmaktadır. Aynı şekilde $D_{air,fs}$ bulmak için de fantom varken alınan mesafede havadaki sayımdan fantomun kaynak karşısına geldiği noktadaki havadaki sayım çıkarılmaktadır. Elde edilen sonuçlar ve Eşitlik 6.2 yardımıyla BSF hesaplanmaktadır.

Co-60 gama radyoizotop kaynağının kullanımıyla, deneysel olarak elde edilen verilerden hareketle geri saçılım hesaplamalarına ilişkin olarak su, parafin, masif ve kadavra fantomlar için ulaşılan geri saçılım (BSF) sonuçları Çizelge 6.1’ de verilmektedir. Co-60 gama radyoizotop kaynağının kullanımıyla çocuk, kadın ve erkek simülasyonu çerçevesinde su, parafin, masif ve kadavra fantomlar için geri saçılım faktörüne ilişkin olarak Çizelge 6.1’ den hareketle çizilen grafik ise Şekil 6.4’ de görülmektedir.

Çizelge 6.1 : Co-60 gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneylerin sonuçlarına göre hesaplanan geri saçılma faktörleri (BSF).

Fantom Malzemesi	Fantom Tipi	$D_{sur,fs}$ Sayım	$D_{air,fs}$ Sayım	Geri Saçılma Faktörü (BSF)
Su	Çocuk(A)	12517	12466	1,004
	Kadın(B)	12547	12504	1,003
	Erkek(C)	12574	12543	1,0025
Parafin	Çocuk(A)	12515	12466	1,004
	Kadın(B)	12547	12504	1,003
	Erkek(C)	12573	12543	1,0024
Masif	Çocuk(A)	12518	12466	1,0042
	Kadın(B)	12549	12504	1,0036
	Erkek(C)	12575	12543	1,0025
Kadavra	Çocuk(A)	12509	12466	1,0034
	Kadın(B)	12546	12504	1,003
	Erkek(C)	12571	12543	1,0022



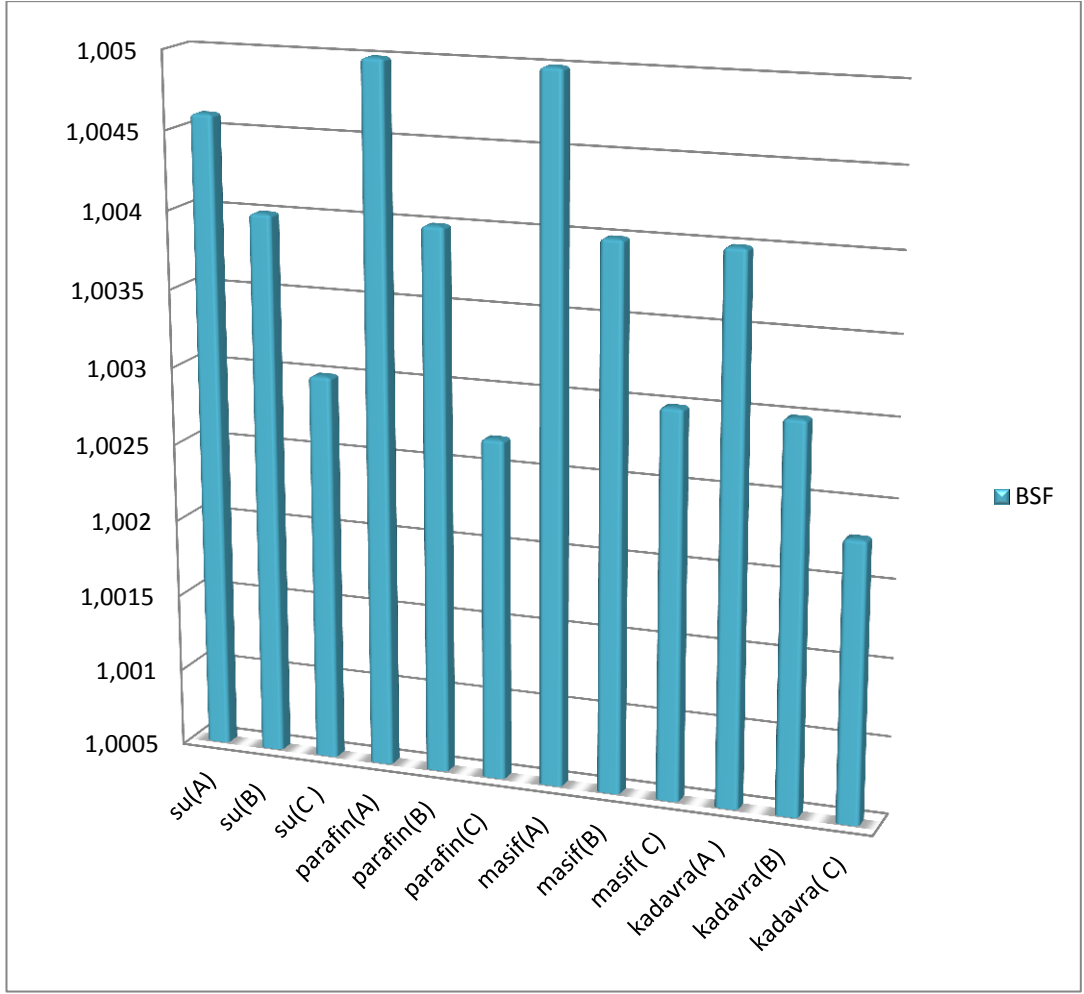
Şekil 6.4 : Co-60 gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneylerin sonuçlarına göre hesaplanan geri saçılım faktörleri (BSF).

Cs-137 gama radyoizotop kaynağının kullanımıyla deneysel olarak elde edilen verilerden hareketle geri saçılım hesaplamalarına ilişkin olarak su, parafin, masif ve kadavra fantomlar için ulaşılan geri saçılım (BSF) sonuçları Çizelge 6.2’ de verilmektedir.

Çizelge 6.2 : Cs-137 gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneylerin sonuçlarına göre hesaplanan geri saçılma faktörleri (BSF).

Fantom Malzemesi	Fantom Tipi	$D_{sur,fs}$ Sayım	$D_{air,fs}$ Sayım	Geri Saçılma Faktörü (BSF)
Su	Çocuk(A)	29121	28988	1,0046
	Kadın(B)	29192	29077	1,004
	Erkek(C)	29254	29166	1,003
Parafin	Çocuk(A)	29129	28988	1,004
	Kadın(B)	29178	29077	1,0035
	Erkek(C)	29245	29166	1,0024
Masif	Çocuk(A)	29132	28988	1,005
	Kadın(B)	29193	29077	1,004
	Erkek(C)	29253	29166	1,003
Kadavra	Çocuk(A)	29110	28988	1,004
	Kadın(B)	29164	29077	1,003
	Erkek(C)	29233	29166	1,0023

Cs-137 gama radyoizotop kaynağının kullanımıyla çocuk, kadın ve erkek simulasyonu çerçevesinde su, parafin, masif ve kadavra fantomlar için geri saçılım faktörüne ilişkin olarak Çizelge 6.2’ den hareketle çizilen grafik ise Şekil 6.5’ de görülmektedir.



Şekil 6.5 : Cs-137 gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneylerin sonuçlarına göre hesaplanan geri saçılma faktörleri (BSF).

7. SONUÇ

Bu Yüksek Lisans Tez çalışması ile; radyoterapik tiroid ışınlaması için uygulanabilecek gama radyoterapisine ilişkin olarak deneysel absorbe doz tayininin yapılarak değerlendirilmesi ve geri saçılım hesaplamasıyla irdelenmesi amaçlanmıştır. Bu kapsamda, farklı iki gama kaynağı ile deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

Işınlama doz kaynağı olarak Cs-137 ve Co-60 radyoizotopları kullanılmıştır. Söz konusu bu kaynakların kullanımının nedeni, geçmiş uygulamalarda dış ışınlama kaynağı olarak tiroid ışınlamalarında kullanılmış olmasıdır. Monokromotik enerji piki bulunan Cs-137'nin kullanılmasıyla fotoelektrik olay ve Compton saçılması bağlamında oluşan etkinin incelenmesi mümkün olmuştur. Co-60 kullanımıyla da iki enerji piki (1,17 MeV ve 1,33 MeV) olan bir gama radyoaktif kaynak kullanılmış olmakta ve fotonların madde etkileşimindeki üç önemli etkileşim olayının (fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşumu) da göz önüne alınmış olmaktadır.

Deneylerde ölçüm dedektörü olarak sintilasyon dedektörü kullanılmıştır. Deney geometrisi daima aynı olacak şekilde transmisyon tekniğinin deney geometrisi dar demet uygulaması bağlamında oluşturulmuştur (Şekil 4.5).

Gerçek hastalar üzerinde deneysel çalışma etik ve uygulama sorunları arz ettiğinden bu Yüksek Lisans tezinde fantom kullanılması yoluna gidilmiştir. Bu amaçla, tiroid bölgesini simule edebileceği düşünülen dört farklı malzeme ile fantom oluşturulması benimsenmiştir. İnsan vücudu farklı yoğunlukta doku ve kemikten oluşmasına rağmen ortalama olarak 1 g/cm^3 yoğunluğa sahip olmaktadır. Bu nedenle, yoğunluğu 1 g/cm^3 civarında olan elemanların fantom malzemesi olarak kullanılması benimsenmiştir (Çizelge 4.3). Bu malzemeler; su, parafin, masif ve kadavradır.

Ayrıca, hastaların farklı yaşlarda olabileceği ve dolayısı ile boyun boyutlarının farklı olabileceği göz önüne alınarak fantomların farklı boyutlarda olması gerekliliğinden hareketle üç tip fantomla çalışılmıştır. Bunlar, çocuk, kadın ve erkek fantomlarıdır. Literatürden edinilen bilgiler çerçevesinde çocuk, kadın ve erkeklere ilişkin boyun boyutlarına uygun olacak şekilde, yukarıda belirtilen 4 fantom malzemesi için üçer fantom oluşturulmuştur (Çizelge 4.2). Bu bağlamda, bu yüksek lisans tezi kapsamında özgün fantom oluşturması sağlanmıştır.

Deneyler, Co-60 ve Cs-137 gama kaynakları kullanılarak 4 farklı malzeme ile oluşturulan 3 farklı fantom tipine ilişkin olarak yapılmıştır. Böylelikle, deneyler toplam 24 deney tipi (Çizelge 4.6) için gerçekleştirilmiştir.

Yapılan deneyler sonucunda, 4 farklı malzeme ile oluşturulan 3 farklı fantom tipine ilişkin olarak Co-60 gama radyoizotop kaynağı için yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlardan hareketle Denklem 4.1 kullanılarak bağıl absorbe doz (BAD) değerleri hesaplanmıştır (Çizelge 5.1 – Çizelge 5.4). Sırasıyla; su, parafin, masif ve kadavra kullanılarak ulaşılan sonuçlar (Şekil 5.1 – Şekil 5.4) incelendiğinde görülmektedir ki; tüm fantom malzemeleri için en büyük bağıl absorbe doz erkek fantomlarla yapılan deneylerde gözlenmekte, bunu azalan değerlerle kadın fantomu ile yapılan deneylerle ulaşılan bağıl absorbe doz değerleri takip etmekte ve onu da yine azalan değerlerle çocuk fantomu ile yapılan deneylerle ulaşılan bağıl absorbe doz değerleri izlemektedir.

Bu sonuçlar, beklenti doğrultusundadır denebilir. Zira, erkek fantomları, boyut olarak en büyük fantom ebatlarına sahip olup, bu fantomu azalan boyutlarla kadın fantomları ve onu da yine azalan değerlerle çocuk fantomları takip etmektedir.

Cs-137 gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneyler de Co-60 gama radyoaktif kaynakla yapılan deneylerle paralellik göstermektedir. Dolayısıyla, 4 farklı malzeme ile oluşturulan 3 farklı fantom tipine ilişkin olarak Cs-137 gama radyoizotop kaynağı için yapılan deneylerle ulaşılan deneysel sonuçlardan hareketle Denklem 4.1 kullanılarak hesaplanan bağıl absorbe doz (BAD) değerleri hesaplanmıştır (Çizelge 5.4 – Çizelge 5.8). Sırasıyla; su, parafin, masif ve kadavra kullanılarak ulaşılan sonuçlar (Şekil 5.5 – Şekil 5.8) incelendiğinde görülmektedir ki; tüm fantom malzemeleri için en büyük bağıl absorbe doz erkek fantomlarla yapılan deneylerde

gözlenmekte, bunu azalan değerlerle kadın fantomu ile yapılan deneylerle ulaşılan bağıl absorbe doz değerleri takip etmekte ve onu da yine azalan değerlerle çocuk fantomu ile yapılan deneylerle ulaşılan bağıl absorbe doz değerleri izlemektedir.

Bu sonuçlar da yine beklenti doğrultusundadır. Zira, erkek fantomları, boyut olarak en büyük fantom ebatlarına sahip olup, bu fantomu azalan boyutlarla kadın fantomları ve onu da yine azalan değerlerle çocuk fantomları takip etmektedir. Dolayısıyla, bağıl absorbe doz değerleri boyutun azalmasıyla azalmaktadır.

Co-60 gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneyler mukayese edildiğinde (Şekil 5.9) ulaşılan sonuçlarda fantom malzemesi olarak en büyük bağıl absorbe doz değerlerinin (erkek, kadın ve çocuk fantomları için) hep su, masif, parafin ve kadavra sırasında azala giden değerlere sahip olduğu gözlenmektedir. Bu sonuçlar da beklenti doğrultusundadır. Zira, deneylerde kullanılan fantomların yoğunluklarına bakıldığında (Çizelge 4.3) su, masif, parafin ve kadavra sırasına göre azala giden olduğu görülmektedir. Malzeme yoğunluğu azaldıkça madde ile etkileşim olasılığı azaldığından bağıl absorbe doz değerleri de azalmaktadır.

Co-60 gama radyoaktif kaynağı ile yapılan deneylere benzer şekilde Cs-137 gama radyoaktif kaynağı ile gerçekleştirilen deneylerde kendi içinde mukayese edildiğinde (Şekil 5.10) ulaşılan sonuçlarda fantom malzemesi olarak en büyük bağıl absorbe doz değerlerinin (erkek, kadın ve çocuk fantomları için) hep su, masif, parafin ve kadavra sırasında azala giden değerlere sahip olduğu gözlenmektedir. Bu sonuçlar da yine beklenti doğrultusundadır. Zira, deneylerde kullanılan fantomların yoğunlukları yine su, masif, parafin ve kadavra sırasına göre azala giden (Çizelge 4.3) karakterdedir. Dolayısıyla da, fantom malzeme yoğunluğu azaldıkça madde ile etkileşim olasılığı azaldığından bağıl absorbe doz değerleri de azalmaktadır.

Co-60 ve Cs-137 gama radyoaktif kaynaklarıyla ulaşılan deneysel sonuçlarla hesaplanan bağıl absorbe doz değerleri mukayese edildiğinde sırasıyla çocuk, kadın ve erkek (Şekil 5.11 – Şekil 5.13) fantomlarıyla ulaşılan sonuçlar değerlendirildiğinde bağıl absorbe dozun Cs-137 için daha yüksek olduğu görülmektedir.

Bu sonuçlar da beklenti doğrultusundadır. Zira, yüksek enerjili olan gama radyoaktif kaynağın giriciliği dolayısı ile maddeyi geçebilme kabiliyeti daha yüksek olduğundan belli kalınlıktaki malzeme içinde tutulma oranı azalmaktadır.

Yapılan alışmlardan ayrı olarak tiroid için boyun geometrisi çerçevesinde geri saçılım etkisinin de önemli olabileceği düşünülerek, geri saçılım hesaplamasının yapılması yoluna gidilmiştir. Eşitlik 6.2 kullanılarak yapılan geri saçılım değerleri hesaplanmıştır.

Co-60 gama radyoizotop kaynağının kullanımıyla ulaşılan geri saçılım (BSF) sonuçları (izelge 6.1) değerlendirildiğinde (şekil 6.1) en büyük geri saçılım katsayısının ocuk fantomlarına ait olduğu onu kadın fantomlarına ilişkin geri saçılım faktörlerinin takip ettiği onu da erkek fantomlarına ilişkin geri saçılım faktörlerinin izlediği gözlenmiştir. Bu durum da beklenti doğrultusundadır denebilir. Zira, genel silindirik formda olan fantomlardan ocuk fantomları en düşük çapa, kadın fantomları ondan büyük çapa ve erkek fantomlarının da ondan da büyük çapa sahiptir (izelge 4.2). Dolayısıyla kk çaplı silindirik formda en büyük geri saçılım değerine ulaşılmıştır. Büyüyen silindirik çapa bağlı olarak, geri saçılım faktörü azalmaktadır.

Malzemeye göre, geri saçılım faktörü irdelemesi yapıldığında, ocuk, kadın ve erkek fantomlarına ilişkin değerlerin kendi içinde değerlendirilmesinde, geri saçılım faktörleri değerlerinin standart sapma içinde kaldığı söylenebilir. Bu durum, kullanılan fantom malzemelerinin yoğunluklarının yumuşak doku simülasyonu çerçevesinde nispeten birbirine yakın yoğunlukta malzemelerden yapılmış olmasıyla ilişkili olduğu ifade edilebilir.

Yapılan bu çalışmayla, geri saçılım faktörü için geometrik boyutun daha önemli olduğu görülmüş olmaktadır. Bu husus, realistik uygulama açısından da önemli olmaktadır.

z olarak söylemek istenirse; bu yüksek lisans teziyle gama radyoterapik tiroid dozu değerlendirilmesi için Co-60 ve Cs-137 olmak üzere farklı iki gama radyoaktif kaynak ile ve üç farklı hasta tipi (ocuk, kadın ve erkek) için boyun simülasyonu için dört farklı fantom malzemesiyle bu çalışmaya özgün olarak oluşturulan fantomlarla çalışıldığı ve ulaşılan deneysel çalışmalardan hareketle bağlı absorbe doz tayini yapılarak değerlendirilmiş ve fazla olarak geri saçılım faktörleri hesaplanarak irdelenebilmiştir.

KAYNAKLAR

- Almén A. ve Nilsson M.** (1996). Simple methods for the estimation of dose distributions, organ doses energy imparted in paediatric radiology, *Phys. Med. Biol.* **41** 1093-1105.
- Altınsoy, N.** (2012). İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı, Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı, Endüstri ve Tıpta Radyoizotop Uygulamaları ders notu.
- Aspradakis, M. M., Morrison, R. H., Richmond, N. D. ve Steele, A.,** (2003). Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning, *Phys. Med. Biol.* **48** 2873–93.
- Baytaş, A. F.** (2012). İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı, Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı, Radiaton Imaging ders notu.
- Bednarz, B. ve Xu, X. G.,** (2009). Monte Carlo modeling of a 6 and 18 MV Varian clinac medical accelerator for in-field and out-of-field dose calculations: development and validation *Phys. Med. Biol.* **54** N43–57.
- Bethge, K.** (2004). Medical Applications of Nuclear Physics [electronic resource] / by Klaus Bethge, Gerhard Kraft, Peter Kreisler, Gertrud Walter, Springer Berlin Heidelberg.
- Bolch, W. E., Bouchet, L. G., Robertson, J. S., et al.** (1999). MIRD pamphlet no. 17: the dosimetry of nonuniform activity distributions: radionuclide S values at the voxel level. *J Nucl Med.*; **40**(suppl):11S–36S.
- Bolch, W. E., Eckerman, K. F., Sgouros, G., ve Thomas, S. R.** (2009). MIRD Pamphlet No. 21: A Generalized Schema for Radiopharmaceutical Dosimetry—Standardization of Nomenclature, *J Nucl Med*; **50**:477–484 DOI: 10.2967/jnumed.108.056036.
- 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.
- Cerqueira, R. A. D. ve Maia, A. F.** (2012). Development of thyroid anthropomorphic phantoms for use in nuclear medicine, *Radiation Physics and Chemistry* **95** (2014) 174-176.
- Cerqueira, R. A. D. ve Maia, A. F.** (2012). Development of thyroid anthropomorphic phantoms for use in nuclear medicine, *Radiation Physics and Chemistry* **95**(2014), 174–176, [dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2012.12.038](https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2012.12.038).
- Chandra, R.** (1998). Nuclear Medicine Physics: the basics, Baltimore: Williams Wilkins, 5rd Edition.

- Çevikbaş, G.** (2014). “ Alüminyum Titanat/ Spinel’ in Radyasyon Karşısındaki Davranışının İncelenmesi ve Değerlendirilmesi”, İTÜ Enerji Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı Yüksek Lisans Tezi.
- Demir, M.** (2011). Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları, İ.Ü. Cerrhapaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Üçüncü Baskı.
Essential and Toxic Trace elements in Teeth, Applied Radiation and
- Ferreira, F. C. L. ve Souza, D. do N.** (2010). Liver phantom for quality control and training in nuclear medicine, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 652 (2011) 791- 793.
- Hassan, M. A., Gaber, M.H., Esmat,E., Farag, H. I. and Eissa,H. M.** (2004). Standard Water Phantom Backscatter Factors For Medium Energy X-Rays, Romanian J. Biophys., Vol. **14**, Nos. 1–4, P. 69–79, 2004.
- Hill, R. F., Brown, S. ve Baldock C.** (2008). Evaluation of thewater equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements, Radiation Measurements **43** 1258 – 1264.
- Hopkins, D. N.** (2010). Determination of the linear attenuation coefficients and buildup factors of MCP-96 alloy for use in tissue compensation and radiation protection, Master Thesis, Advisor Muhammad, M. Ball State University, Muncie, Indiana.
- Hore, I. ve London, L.**(2006). Nuclear Energy in the 21st Century Author(s), World Nuclear University Press ; Burlington, Mass. : Elsevier, c2006.
- Howell, R. W., Wessels, B. W., Loevinger, R.** (1999). The MIRDO perspective 1999. J Nucl Med.;**40**(suppl):3S–10S.
- 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.
- IAEA Technical Reports 258,** (1998). Guidelines on Calibration of Neutron Measuring Devices International Atomic Energy Agency, Vienna.
- International Atomic Energy Agency** (2008). Clinical Applications of SPECT/CT: New Hybrid Nuclear Medicine Imaging System, IAEA-TECDOC-1597.
- International Atomic Energy Agency** (2013). Imaging and Diagnosis; Using imaging to fight the world’s biggest killers, IAEA Bulletin **54-4**-December 2013.
- International Atomic Energy Agency, Vienna** (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.
- International Atomic Energy Agency,** Reported by Director General (2013). Nuclear Technology Review 2013, Fifty-seventh regular session, GC(57)/INF/2.
- International Atomic Energy Agency, Vienna** (2007). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. **457**.

- International Atomic Energy Agency**, Vienna (2013). Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy, IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 8.
- International Atomic Energy Agency**, Vienna, (1996). Methods for Measuring Radionuclides in the Human Body, IAEA Safety Series 114.
- International Atomic Energy Agency, Vienna**, (1987). Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams; An internal code of practice, Technical Report Series No. 277.
- International Atomic Energy Agency**, Vienna, (2003), Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems.
- International Commission of Radiological Protection**, (1975). Report of the Task Group on Reference Man, ICRP *Publication* No. 23, Pergamon Press, Oxford,
- International Commission of Radiological Protection**, (1991). Radiological protection in biomedical research *ICRP Publication* 62 (Oxford: Pergamon).
- International Commission on Radiation Units and Measurement**, (1992). Report No. 48: Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection.
- International Commission on Radiation Units and Measurements**, (1980). Radiation Quantities and Units, ICRU Report 33. *Isotopes*, 49 (5/6), 721.
- Jäkel, O.** (2010). Radiotherapy with protons and ion beams, International Scientific Meeting on Nuclear Physics, Basic Concepts in Nuclear Physics: Theory, Experiments and Applications, American Institute of Physics Conference Proceedings 1231, 3; doi:10.1063/1.3428943.
- Johnson, P., Lee, C., Johnson, K., Siragusa, D. ve Bolch, W. E.** (2009). The influence of patient size on dose conversion coefficients: a hybrid phantom study for adult cardiac catheterization, *Phys. Med. Biol.* 54 3613–29
- Joyce, J. M. ve Swihart, A.**(2011). Thyroid: Nuclear medicine update, *Radiol Clin N Am* 49 425- 434, doi:10.1016/j.rcl.2011.02.004.
- Karsulovic, J. T., Leon, L. A.ve Dinator, M. I.** (1999). The use of linear attenuation coefficients of gamma radiation for detecting knots in pinus radiata, *Forest Products Journal* Vol.49 No.2.
- Khan, F. M.** (2003). The Physics of Radiation Therapy, Third Edition.
- Kısınma, D. ve Tuğrul, 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.
- Klevenhagen, S. C.** (1989). Experimentally determined backscatter factors for X-rays generated at voltages between 16 and 140kV, *Phys. Med. Biol.*,1989, Vol.34, 1871–1882.

- 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.
- Kramer, R., Khoury, H. J. ve Vieira, J. W.** (2005). Comprasion between effective doses for voxel-based and stylized exposure models fron photon and electron irradiation, *Pyhs. Med. Biol.* **50** 5105-26.
- Kramer, R., Vieira, J. W., Khoury, H. J. ve Lima de Andreda F.** (2004). MAX meets ADAM: a dosimetric comparison between a voxel-based and a mathematical model for external exposure to photons, *Phys. Med. Biol.* **49** 887–910.
- Kry, S. F., Titt, U., P`eonisch, F., Followill, D., Vassiliev, O. N., White, R. A., Mohan, R. ve Salehpour, M.,** (2006). A Monte Carlo model for calculating out-of-field dose from a Varian 6 MV beam *Med. Phys.* **33** 4405–13.
- Kurudirek, M.** (2012).Water equivalence study of some phantoms based on effective photon energy, effective atomic numbers and electron densities for clinical MV X-ray and Co-60 γ-ray beams, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* **701** (2013) 268–272.
- Kurudirek, M.** (2013). Water equivalence study of some phantoms based on effective photon energy, effective atomic numbers and electron densities for clinical MV X-ray and Co-60 g-ray beams, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* **701** (2013) 268–272.
- Landheer, K. ve Johns, P. C.** (2012). Synchrotron-based coherent scatter x-ray projection imaging using an array of monoenergetic pencil beams, *American Institute of Physics Review of Scentific Instruments* **83**, 095114; doi: 10.1063/1.4754124.
- Loevinger, R., Budinger, T. ve Watson, E.** (1988). *MIRD Primer for Absorbed Dose Calculations* (New York: Society of Nuclear Medicine).
- Mart, C. J., Elson, H. R. ve Lamba, M. A. S.** (2012). Measurement of low-energy backscatter factors using GAFCHROMIC film and OSLDs, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, volume **13**, number 6.
- 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 od 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),** (1993). Risk estimates for radiation protection, Report No: 115.
- National Council on Radiation Protection & Measurements(NCRP),** (1985). SI units in radiation protection and measuremets, Report No: 82.
- National Council on Radiation Protection & Measurements(NCRP),** (2008). Risk to the Thyroid from Ionizing Radiaiton, Report No: 159.
- National Council on Radiation Protection & Measurements(NCRP),** (2006). Management of Radionuclide Therapy Patients, Report No: 155.

- 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.
- Oberhofer, M.**,(1991). Advances Radiation Protection, Kluwer Academic Publishers, Dordrecht.
- Özalpan, A.** (2001). Temel Radyobioloji, T.C. Haliç Üniversitesi.
- Pejovic-Milic, A., Mcneill, F.E., Pretwich, W.V., Waker, A.J., Chettle, D.R.**, (1998). Development of an Accelerator Based Determination of Aluminium, Burden in Peripheral Bone by Neutron Activation Analysis, Applied Radiation and Isotopes , **49 (5/6)** 717, 719.
- Petoussi-Henss, N., Schlattl, H., Zankl, M., Endo, A. ve Saito, K.** (2012). Organ doses from environmental exposures calculated using voxel phantoms of adults and children, Phys. Med. Biol. **57** 5679-5713, doi:10.1088/0031-9155/57/18/5679.
- Petoussi-Henss, N., Zankl, M., Fill U., Regulla, D.** (2002). The GSF family of voxel phantoms, Phys. Med. Biol. **47** 89- 106.
- Podgorsak, E. B.** (2005). Treatment Machines for External Beam Radiotherapy Department of Medical Physics, McGill University Health Centre, Montreal, Quebec, Canada.
- Powsner, R. A. ve Powsner, E. R.** (2006). Essential Nuclear Physics, Malden, Mass. : Blackwell Pub., 2nd Edition.
- PTW**, (1998). Phantoms for Therapy Dosimetry & for Calibration Purposes, Freiburg.
- Rajan, K. N. G.** (1992). Advanced Medical Radiation Dosimetry, New Delhi: Prentice Hall of India, Private Limited.
- Saitoh, H., Tomaru, T., Fujisaki, T., Abe, S., Myojoyama, A. and Fukuda, K.** (2002). A Study on Properties of Water Substitute Solid Phantom Using EGS Code, Tenth EGS4 Users' Meeting, Japan, Proc. 2002-**18**, pp.55-64.
- Shivaramu. R., Vijayakumar, L., Rajasekaran N., Ramamurthy** (2001). Radiation Physics and Chemistry vol.62, 2001, pp. 371.
- Stabin, M.G.**, (1996). MIRDose, personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine. J. Nucl. Med. **37**, 538–546.
- Stefanoyiannis, A. P. ve Gerogiannis, J.** (2010). Special radiation protection precautions in therapeutic nuclear medicine, International Conference of the Balkan Physical Union, American Institute of Physics Conference Proceedings **1203**, 364; doi:10.1063/1.3322468.
- Steffen, G.** (2000). Nuclear applications in health care, IAEA Bulletin, **42/1/2000**.
- Stieve, F. E., Zankl, M., Nahrstedt, U., Kühnel, A. ve Schult, S.**(1992). Entrance dose measurements on patients and their relation to organ doses, Radiation Protection Dosimetry, Vol. **43** No. ¼ pp. 161-163.

- Tsougos, I., Loudos, G., Georgoulas, P., Nikita, K. S., Theodorou, K.** (2009). Inetrnal Radionuclide Dosimetry, Internal Radionuclide Dosimetry using Quantitative 3-D Nuclear Medical Imaging, Chapter XIV.
- Tuğrul, 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, (1995).
- Van Esch, A., Tillikainen, L., Pyykkonen, J., Tenhunen, M., Helminen, H., Siljamaki, S., Alakuijala, J., Paiusco, M., Lori, M. ve Huyskens, D. P.** (2006). Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation Med. Phys. **33** 4130–48.
- Varga, J.** (2012). 12 An introduction to nuclear medicine, Konya, J. Ve Nagy N. M., Nuclear Medicine and Radiohemistry, ilk basım, sf. 351-374.
- Vasavada, A. N., Danaraj, J., Siegmund, G. P.** (2008). Head and neck anthropometry, vertebral geometry and neck strength in height-matched men and women. *Journal of Biomechanics* 41:114-121.
- White, D.R.** (1993). The design and manufacture of anthropomorphic phantoms. *Radiat. Prot. Dosim.* **49** (1/3), 359–369.
- Yaprak, B.** (2006). Radyoterapide pron ve supin kraniyospinal ışınlama tekniklerinin doz dağılımına etkisi, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Yasamura, S., Ma,R., Weber,D.A., Dilmanian, F.A., Zhao,M., LoMonte, A.F., Moore, R.I., Skelany, R., Pierson R.N.Jr.,** (1997), A Modified Bottle Manikin Phantom for in Vivo Neutron Activation AnalAnalysis, *Health Physics*, 72(3), 443-449.
- Yasar, D., Tuğrul, 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.
- Yaşar, D., Tuğrul, 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* **37** (2003) 113 – 118.
- Yüksel, D., Kırac, S.** (2003). Diferansiye Tiroid Kanserlerinde Radyoiyot Tedavisi. İzmir Güven Kitabevi, İzmir.
- Zaichick, V., Ovchjarenko, N.** (1998). In Vivo Fluorescence for Estimation of Essential and Toxic Trace elements in Teeth , *Applied Radiation and Isotopes*, **49** (5/6), 721.
- Zankl, M., Fill, U., Petoussi-Henss, N. ve Regulla, D.** (2002). Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models, *Phys. Med. Biol.* **47** 2367-85.
- Zheng, L.** (2011). Sex Differences in Human Neck Musculoskeletal Biomechanics and Modeling, Washington State University, Department of Mechanical Engineering.



ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Deniz KISINMA

Doğum Yeri ve Tarihi: İSTANBUL, 08.08.1988

E-Posta: deniz.kisinma@gmail.com

Lisans: Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü

Yüksek Lisans : İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sağlık

Fiziği (2013- ...)

Çalıştığı Kurum:

- İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı yüksek lisans öğrencisi olarak yardımcı araştırma asistanı (Eylül 2012- Haziran 2013).

Yayın ve Patent Listesi:

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR/SUNUMLAR

- Kısınma, D. ve Tuğrul, 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.