

**KRİTİK ORGAN İÇİN DOZ TAYİNİ VE ABSORBLANMIŞ DOZ İÇİN
YENİ GEOMETRİ FAKTÖRÜN SAPTANMASI**

DOKTORA TEZİ
Yük. Lis. Doğan YAŞAR
(N0392.02)

83137

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 14 Ocak 1999
Tezin Savunulduğu Tarih : 12 Mayıs 1999

Tez Danışmanı : Prof. Dr. A. Beril TUĞRUL

Diğer Jüri Üyeleri Prof. Dr. Hasbi YAVUZ (İ.T.Ü.)

Prof. Dr. Adnan TAYMAZ (İ.Ü.)

Doç. Dr. Mustafa DEMİR (İ.Ü.)

Yar.Doç. Dr. Filiz BAYTAŞ (İ.T.Ü.)

Beril 31.05.1999
Hasbi 31.05.1999
Adnan 31.05.1999
Mustafa 31.5.99
Filiz 31/5/1999

TC. YÜKSEKÖĞRETİM BAKANLIĞI
DOKÜMANİTASYON MERKEZİ
MAYIS 1999

ÖNSÖZ

Bu çalışmayla nükleer tıpta önemi yadsınamayacak bir konu olan kritik organ için absorblanmış doz belirlemesi hedeflenmiştir. Fazla olarak orijinal bir geometri faktörü uygulanmasıyla ileri çalışmalar yapılarak konu çalışanlarına yardımcı olacak bir araştırma sonucu sunulmaya çalışılmıştır. Bu doktora tez çalışması, İTÜ Araştırma Fonu Lisansüstü Tezi Araştırma Projesi olarak desteklenmektedir.

Kritik organ için doz tayini ve yeni bir geometri faktörü uygulamasını amaçlayan bu çalışmayı bana öneren, çalışma boyunca destek ve yardımlarını benden esirgemeyen değerli tez hocam, Prof. Dr. A. Beril TUĞRUL'a çok teşekkür ederim.

Çalışma süresince deneylerde kullanılan Teknesyum-99m radyoizotopunu temin ettiğim, ÇNAEM Radyofarmasötik Bölüm Başkanı sayın Ayşe SUNGUR'a ve tüm Radyofarmasötik Bölümü personeline teşekkür ederim.

Çalışma boyunca, ÇNAEM Sağlık Fiziği Bölümü Segonder Standard Dozimetre Laboratuvarında bulunan cihaz ve aletleri kullanmama müsaade eden ve gerekli kolaylığı gösteren Bölüm Başkanı sayın Sedat YAŞAR'a, çalışma boyunca destek ve yardımlarını gördüğüm Sağlık Fiziği Bölümü elemanı arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Ayrıca bütün eğitim hayatım boyunca gösterdikleri sabır, hoşgörü ve destek için aileme çok teşekkür ederim.

Ocak 1999

Doğan YAŞAR

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ	x
SEMBOL LİSTESİ	xiii
ÖZET	xvi
SUMMARY	xix

BÖLÜM 1. GİRİŞ	1
-----------------------	----------

BÖLÜM 2. RADYOİZOTOPLARIN TIP'TA KULLANIMI	8
2.1. Radyofarmasotikler	8
2.1.1. Radyofarmasotiklerin özellikleri	9
2.1.2. Radyofarmasotiklerin uygunluğu	9
2.2. Radyoizotopların Elde Edilmesi	10
2.3. Radyoizotopların İşaretlenmesi	12
2.4. Radyoizotopların Teşhis Amaçlı Kullanımları	13
2.5. Radyoizotopların Tedavi Amaçlı Kullanımları	15

BÖLÜM 3. DOZİMETRİ	17
3.1. Radyasyon Birimleri	19
3.1.1. Aktivite birimi	19
3.1.2. Işınlama doz birimi (Röntgen)	20
3.1.3. Absorblanmış doz birimi	20
3.1.4. Radyasyon ağırlık faktörü	20
3.1.5. Eşdeğer doz birimi	21
3.1.6. Efektif doz	22
3.2. Organ Dozu Tayini	23
3.3. Dozimetrik Modeller	24
3.3.1. Geometri faktörü metodu veya Marinelli metodu	24
3.3.2. MIRD metodu	26
3.3.2.1. Biyolojik faktörler	27
3.3.2.2. Bozunma sonucu serbest kalan enerji	27
3.3.2.3. Absorblanan enerji oranı	28
3.4. Deneysel Ölçüm Yöntemleri	29
3.4.1. Termoluminesans dozimetre (TLD) ile ölçüm	29
3.4.2. İyon odaları ile ölçüm	31
3.4.3. Kalorimetrliler	31
3.4.4. Kimyasal dozimetre (Fricke dozimetresi)	33
3.4.5. Orantılı gaz dedektörleri	33

BÖLÜM 4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	34
4.1. Deneyler İçin Seçilen Hedef Organ	35
4.2. Deneyler İçin Seçilen Kaynak Organlar	35
4.3. Deney Fantomu	37
4.4. Çalışılan Radyoizotop	39
4.4.1. Teknesyum-99m'in özellikleri	39
4.4.2. Teknesyum-99m'in temini ve hazırlanması	40
4.5. Radyoaktivite Ölçümünde Kullanılan Doz Kalibratörü	43
4.6. Kullanılan Dedektör ve Sayım Sistemi	44
4.6.1. Doz ölçümünde kullanılan termolüminesans dozimetre(TLD)	44
4.6.2. Termolüminesans dozimetrelerin tekrarlanabilirlik testi	46
4.6.3. TLD ile absorblanmış doz hesabı	47
4.6.3.1. TLD kalibrasyon faktörü hesabı	47
4.6.3.2. TLD enerji-cevap faktörü	51
4.6.3.3. TLD zayıflama faktörü (fading) düzeltmesi	52
4.7. Deneyin Yapılışı	52
4.8. Alternatif Ölçüm Sistemi	58
BÖLÜM 5. DENEY SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRMESİ	59
5.1. Deney Sonuçları	59
5.1.1. Karaciğerin kaynak organ olması hali için elde edilen deney sonuçları	59
5.1.2. Dalakın kaynak organ olması hali için elde edilen deney sonuçları	62
5.2. Deney Sonuçlarının Farklı Ölçüm Teknikleri ile Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi	64
5.3. Kritik Organ için Hesaplanan Dozimetrik Absorblanmış Doz Değerleri	66
5.3.1. MIRD modeli ile absorblanmış doz değeri hesaplamaları	67
5.3.1.1. MIRD metodu ile karaciğer-gonad geometrisinde gonadda hesaplanan absorblanmış doz değerleri	68
5.3.1.2. MIRD metodu ile dalak-gonad geometrisinde gonadda hesaplanan absorblanmış doz değerleri	69
5.3.2. Klasik geometri faktörü (Marinelli) metodu ile absorblanmış doz hesabı	71
5.4. DeneySEL ve Teorik Hesaplamaların Karşılaştırması	72
5.4.1. Karaciğer-gonad geometrisinde absorblanmış doz karşılaştırması	72
5.4.2. Dalak-gonad geometrisinde absorblanmış doz karşılaştırması	79
BÖLÜM 6. DOZİMETRİK HESAPLAMALAR İÇİN YENİ BİR GEOMETRİ FAKTÖRÜ UYGULAMASI	81
6.1. Kritik Organ Dozu Hesabı İçin Disk-Disk Şekil Geometri Faktörü Uygulaması	84
6.1.1. Karaciğer-gonad geometrisindeki disk-disk şekil geometri faktörü hesabı	86
6.1.2. Dalak-gonad geometrisindeki disk-disk şekil geometri faktörü hesabı	86

6.1.3.	Disk-disk şekil geometri faktörü kullanılarak absorblanmış doz değerlerinin hesaplanması	87
6.1.4.	Disk-disk şekil geometri faktörü ile karaciğer-gonad geometrisinde elde edilen absorblanmış doz değerleri	89
6.1.5.	Disk-disk şekil geometri faktörü ile dalak-gonad geometrisinde elde edilen absorblanmış doz değerleri	90
6.1.6.	Karaciğer-gonad geometrisinde disk-disk şekil geometri faktörü uygulaması ile deney ve MIRD metodunun karşılaştırması	91
6.1.7.	Dalak-gonad geometrisinde disk-disk şekil geometri faktörü uygulaması ile deney ve MIRD metodunun karşılaştırması	95
BÖLÜM 7. KRİTİK ORGAN DOZU HESAPLAMASI İÇİN YENİ BİR GEOMETRİ FAKTÖRÜ ÖNERİSİ VE UYGULAMASI		97
7.1.	Kritik Organ Dozu Hesabı İçin Yeni Bir Şekil Geometri Faktörü Uygulaması	97
7.1.1.	Karaciğer-gonad geometrisinde gonad için önerilen şekil geometri faktörü hesabı	100
7.1.2.	Dalak-gonad geometrisinde gonad için önerilen şekil geometri faktörü hesabı	101
7.1.3.	Önerilen şekil geometri faktörü ile karaciğer-gonad geometrisinde elde edilen absorblanmış doz değerleri	102
7.1.4.	Önerilen şekil geometri faktörü ile dalak-gonad geometrisinde elde edilen absorblanmış doz değerleri	103
7.2.	Önerilen Şekil Geometri Faktörü ve Uygulamalarıyla Deney Sonuçlarının Diğer Hesaplama Metotları Sonuçları İle Karşılaştırılması	104
7.2.1.	Karaciğer-gonad geometrisinde metotların karşılaştırılması	104
7.2.2.	Dalak-gonad geometrisinde metotların karşılaştırılması	110
7.3.	Karaciğer ve Dalak İçin Farklı Metotların Karşılaştırılması	112
SONUÇLAR VE TARTIŞMA		114
KAYNAKLAR		122
ÖZGEÇMİŞ		129

KISALTMALAR

Bl.	: Bölüm
ÇNAEM	: Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi
DDGF	: Disk-Disk Geometri Faktörü
Dk.	: Denklem
DMSA	: Di Mercapto Suksinik Asit
DNA	: Deoksiribo Nükleik Asit
DTPA	: Dietilen Triamin Penta Asetik Asetat
e.s.b.	: Elektro Statik Yük Birimi
G.M.	: Gaiger-Müller
GSD	: Genetically Significant Dose
Gy	: Gray
HIDA	: N-Karbomoylmethyl Imino Di Asetik Asit
HSA	: Human Serum Albumin
ICRP	: International Radiation Protection Commission
ICRU	: International Radiation Unit and Measurement Commission
LET	: Lineer Enerji Transferi
LSD	: Leukemia (somatic) Significant Dose
MDP	: Metilen Di Fosphanat
MIRD	: Medical Internal Radiation Dose
NCRP	: National Radiation Protection Commission
rad	: Radiation Absorbed Dose
RBC	: Red Blood Cells
SSDL	: Sekonder Standart Dozimetre Laboratuvarı
Sv	: Sievert
TAEK	: Türkiye Atom Enerjisi Kurumu
Tc-99m	: Teknesyum-99m
TLD	: Termoluminesans Dozimetre
UNSCEAR	: United Nations Scientific Committee on the Effect of Atomic Radiation

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1.1 : Ergen insan için tahmin edilen deterministik etki eşik dozları..	7
Tablo 2.1 : Jeneratörlerin çok kullanıldığı radyoizotoplar ve dönüşüm ürünleri.....	11
Tablo 2.2 : Nükleer tıpta en fazla kullanılan radyofarmasotikler.....	15
Tablo 3.1 : ICRP radyasyon ağırlık faktörleri.....	21
Tablo 3.2 : ICRP doku veya organların ağırlık faktörleri.....	23
Tablo 3.3 : Çeşitli termoluminesans dozimetrelerin kullanım alanları ve performans özellikleri.....	32
Tablo 4.1 : Tc-99m'den yayınlanan radyasyonun enerjileri ve denge doz sabitleri	41
Tablo 4.2 : Erkek ergen rando fantom içindeki seçilmiş organların bulunma yerleri ve kütle dağılımları.....	54
Tablo 4.3 : Organ görüntülenmesinde kullanılan radyoizotoplar ve maksimum miktarları.....	55
Tablo 5.1 : 111 MBq (3 mCi) aktivite uygulanarak elde edilen absorblanmış doz değerleri.....	60
Tablo 5.2 : 148 MBq (4 mCi) aktivite uygulanarak elde edilen absorblanmış doz değerleri.....	60
Tablo 5.3 : 185 MBq (5 mCi) aktivite uygulanarak elde edilen absorblanmış doz değerleri.....	61
Tablo 5.4 : 222 MBq (6 mCi) aktivite uygulanarak elde edilen absorblanmış doz değerleri.....	61
Tablo 5.5 : Kaynak organ dalak için 222 MBq (6 mCi) aktivitedeki kritik organda absorblanmış doz değerleri.....	63
Tablo 5.6 : G-M dedektörü ile karaciğer-gonad geometrisinde gonadda zaman içerisindeki absorblanmış doz değerleri	64
Tablo 5.7 : MIRD modeli çerçevesinde birim aktivitede Tc-99m için, kaynak organ-hedef organ geometrisinde hesaplanan, absorblanmış doz değerleri.....	67
Tablo 5.8 : Tc-99m uygulamaları için kaynak organlarda bulunma oranları	68
Tablo 5.9 : MIRD yöntemi ile karaciğer-gonad geometrisinde gonadda zaman içerisindeki absorblanmış doz değerleri.....	68
Tablo 5.10: MIRD yöntemi ile dalak-gonad geometrisinde gonadda zaman içerisindeki absorblanmış doz değerleri.....	70
Tablo 5.11: Klasik geometri faktörü metodu ile tüm vücut için zaman içerisindeki absorblanmış doz değerleri	71
Tablo 5.12: 111 MBq aktivite için deneysel ve teorik dozimetrik modellerle elde edilen sonuçlar	73

Tablo 5.13: 148 MBq aktivite için deneysel ve teorik dozimetrik modellerle elde edilen sonuçlar.....	74
Tablo 5.14: 185 MBq aktivite için deneysel ve teorik dozimetrik modellerle elde edilen sonuçlar	75
Tablo 5.15: 222 MBq aktivite için deneysel ve teorik dozimetrik modellerle elde edilen sonuçlar.....	76
Tablo 5.16: Dalak-gonad geometrisinde 222 MBq aktivite için deneysel ve teorik dozimetrik modellerle elde edilen sonuçlar.....	79
Tablo 6.1 : Rando-fantom yardımıyla karaciğer-gonad geometrisinde elde edilen her fantom dilimi için şekil geometri faktörü hesabı.....	86
Tablo 6.2 : Rando fantom yardımıyla dalak-gonad geometrisinde elde edilen her fantom dilimi için şekil geometri faktörü hesabı.....	87
Tablo 6.3 : Farklı enerjilerdeki fotonların lineer zayıflama katsayıları (attenuation coefficients).....	88
Tablo 6.4 : Disk-disk geometri faktörü ile karaciğer-gonad geometrisi için gonadda absorblanmış doz değerleri.....	89
Tablo 6.5 : Disk-disk geometri faktörü ile dalak-gonad geometrisi için gonadda absorblanmış doz değerleri.....	90
Tablo 6.6 : 111 MBq (3 mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	91
Tablo 6.7 : 148 MBq (4 mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	92
Tablo 6.8 : 185 MBq (5 mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	93
Tablo 6.9 : 222 MBq (6 mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	94
Tablo 6.10 222 MBq (6 mCi) aktivite için dalak-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	96
Tablo 7.1 : Rando fantom yardımıyla karaciğer-gonad geometrisinde elde edilen her fantom dilimi için önerilen şekil geometri faktörü hesabı	101
Tablo 7.2 : Rando fantom yardımıyla dalak-gonad geometrisinde elde edilen her fantom dilimi için önerilen şekil geometri faktörü hesabı.....	101
Tablo 7.3 : Önerilen şekil geometri faktörü ile karaciğer-gonad geometrisi için gonadda absorblanmış doz değerleri	102
Tablo 7.4 : Önerilen şekil geometri faktörü ile dalak-gonad geometrisi için gonadda absorblanmış doz değerleri	103
Tablo 7.5 : 111 MBq (3mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	104
Tablo 7.6 : 148 MBq (4mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	106

Tablo 7.7 : 185 MBq (5mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	107
Tablo 7.8 : 222 MBq (6mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	109
Tablo 7.9 : 222 MBq (6mCi) aktivite için dalak-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	111
Tablo: 8.1 : Karaciğer-gonad geometrisinde hesaplama metotlarının deneylerle mukayesesi ve değerlendirilmesi.....	119
Tablo: 8.2 : Dalak-gonad geometrisinde hesaplama metotlarının deneylerle mukayesesi ve değerlendirilmesi.....	120



ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1 : Termolüminesans dozimetre elektron hareket şeması	30
Şekil 4.1 : Genel insan anatomisi.....	36
Şekil 4.2 : Deneylerde kullanılan fantom	38
Şekil 4.3 : Fantom dilimleri içine dozimetre yerleştirilen delikler ve tapaları	39
Şekil 4.4 : Teknesyum-99m elde edilme şeması	40
Şekil 4.5 : Teknesyum-99m jeneratörü.....	42
Şekil 4.6 : Aktivite ölçümünde kullanılan doz kalibratörü.....	43
Şekil 4.7 : Absorblanmış doz ölçümünde kullanılan farklı yapıdaki TLD'ler	44
Şekil 4.8 : Doz ölçümünde kullanılan TLD-200 dozimetreleri.....	45
Şekil 4.9 : TLD değerlendirilmesinde kullanılan Harshaw 2000 marka okuma sistemi	46
Şekil 4.10 : Radyoaktif kalibrasyon kaynağının doz şiddetini ölçen korunma düzeyli çalışma standardı (working standard).....	49
Şekil 4.11 : TLD-200'lerin kalibrasyon eğrisi hazırlanması için kullanılan ışınlama sistemi.....	50
Şekil 4.12 : Termolüminesans dozimetreler için elde edilen kalibrasyon eğrisi	50
Şekil 4.13 : Farklı tip termolüminesans dozimetrelerin enerji spektrumun da, Cs-137 enerjisine göre izafi cevabı	51
Şekil 4.14 : Deney akış şeması	56
Şekil 4.15 : Deney düzeneğinin şematik gösterimi	57
Şekil 4.16 : TLD'lerin ışınlama pozisyonunda yerleştirilmesi.....	57
Şekil 5.1 : Kaynak organ karaciğer olması hali için farklı aktivitelerdeki Tc-99m için kritik organ doz değişim eğrisi.....	62
Şekil 5.2 : Kaynak organ dalak olması halinde 222 MBq(6 mCi) aktivitede Tc-99m için kritik organ doz değişim eğrisi.....	63
Şekil 5.3 : G-M dedektörüyle kaynak organ karaciğer ile hedef organ gonad arasındaki farklı aktivitelerdeki doz-zaman değişim eğrisi	65
Şekil 5.4 : Deney ve G-M dedektörüyle elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırması	66
Şekil 5.5 : MIRD yöntemiyle kaynak organ karaciğer ile hedef organ gonad arasındaki farklı aktivitelerdeki doz-zaman değişim eğrisi	69
Şekil 5.6 : MIRD yöntemiyle kaynak organ dalak ile hedef organ gonad arasındaki farklı aktivitelerdeki doz-zaman değişim eğrisi	70
Şekil 5.7 : Klasik geometri faktörü metodu ile tüm vücut için farklı aktivitelerdeki absorblanmış doz-zaman değişim eğrisi.....	72
Şekil 5.8 : Karaciğerde tutulan 111 MBq (3 mCi) aktivitedeki Tc-99m' den gonadda absorblanmış doz değerlerinin, deney ve klasik geometri faktörü metoduyla elde edilen sonuçlarının karşılaştırması.....	73

Şekil 5.9 :	Karaciğerde tutulan 148 MBq (4 mCi) aktivitedeki Tc-99m' den gonadda absorblanmış doz değerlerinin, deney ve klasik geometri faktörü metoduyla elde edilen sonuçlarının karşılaştırması.....	74
Şekil 5.10 :	Karaciğerde tutulan 185 MBq (5 mCi) aktivitedeki Tc-99m'dan gonadda absorblanmış doz değerlerinin, deney ve klasik geometri faktörü metoduyla elde edilen sonuçlarının karşılaştırması.....	75
Şekil 5.11 :	Karaciğerde tutulan 222 MBq (6 mCi) aktivitedeki Tc-99m' dan gonadda absorblanmış doz değerlerinin, deney ve klasik geometri faktörü metoduyla elde edilen sonuçlarının karşılaştırması.....	76
Şekil 5.12 :	Karaciğerde tutulan 111 MBq (3 mCi) aktivitedeki Tc-99m' dan deney ve MIRD metodu için gonadda absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırması	77
Şekil 5.13 :	Karaciğerde tutulan 148 MBq (4 mCi) aktivitedeki Tc-99m dan deney ve MIRDmetodu için gonadda absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırması.....	77
Şekil 5.14 :	Karaciğerde tutulan 185 MBq (5 mCi) aktivitedeki Tc-99m dan deney ve MIRD metodu için gonadda absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırması.....	78
Şekil 5.15 :	Karaciğerde tutulan 222 MBq (6 mCi) aktivitedeki Tc-99m dan deney ve MIRD metodu için gonadda absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırması.....	78
Şekil 5.16 :	Dalakta tutulan 222 MBq (6 mCi) aktivitedeki Tc-99m'dan gonadda absorblanmış doz değerlerinin, deney ve klasik geometri faktörü metoduyla elde edilen sonuçlarının karşılaştırması.....	79
Şekil 5.17 :	Dalakta tutulan 222 MBq (6 mCi) aktivitedeki Tc-99m radyoizotopundan gonadda absorblanmış doz değerleri için deney ve MIRD metodunun karşılaştırması.....	80
Şekil 5.18 :	222 MBq (6mCi) aktivitedeki Tc-99m uygulamasında MIRD metodu ve deney değerlerin karaciğer ve dalak için karşılaştırması	80
Şekil 6.1 :	Birbirine paralel düzlem kaynak ve düzlem dedektör geometrisi....	83
Şekil 6.2 :	Disk-disk paralel geometri pozisyonu	84
Şekil 6.3 :	Disk-disk şekil geometri faktörüyle karaciğer-gonad geometrisinde gonadda elde edilen doz değerlerinin zamanla değişimi	89
Şekil 6.4 :	Disk-disk şekil geometri faktörü ile dalak-gonad geometrisinde gonadda elde edilen dozdeğerlerinin zamanla değişimi.....	90
Şekil 6.5 :	111 MBq (3 mCi) aktivite için dalak-gonad geometrisinde disk-disk, deneysel ve MIRD metodu ile elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	92
Şekil 6.6 :	148 MBq (4 mCi) aktivite için dalak-gonad geometrisinde disk-disk, deneysel ve MIRD metodu ile elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	93
Şekil 6.7 :	185 MBq(5 mCi) aktivite için dalak-gonad geometrisinde disk-disk, deneysel ve MIRD metodu ile elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	94
Şekil 6.8 :	222 MBq (6 mCi) aktivite için dalak-gonad geometrisinde disk-disk, deneysel ve MIRD metodu ile elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	95

Şekil 6.9 :	222 MBq (6 mCi) aktivite için dalak-gonad geometrisinde disk-disk, deneysel ve MIRD metodu ile elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	96
Şekil 7.1 :	Dairesel diskin, diferansiyel yüzey elemanına paralel geometrik pozisyonu.....	98
Şekil 7.2 :	Önerilen şekil geometri faktörü ile karaciğer-gonad geometrisinde gonaddaki doz değerlerinin zamanla değişimi.....	102
Şekil 7.3 :	Önerilen şekil geometri faktörü ile dalak-gonad geometrisinde gonaddaki doz değerlerinin zamanla değişimi	103
Şekil 7.4 :	111 MBq (3 mCi) aktivitede karaciğer gonad geometrisinde farklı metotların mukayese grafiği.....	105
Şekil 7.5 :	111 MBq (3 mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması.....	105
Şekil 7.6 :	148 MBq (4 mCi) aktivitede karaciğer gonad geometrisinde farklı metotların mukayese grafiği.....	106
Şekil 7.7 :	148 MBq (4 mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanan doz değerlerinin karşılaştırılması.....	107
Şekil 7.8 :	185 MBq (5 mCi) aktivitede karaciğer gonad geometrisinde farklı modellerin mukayese grafiği.....	108
Şekil 7.9 :	185 MBq(5 mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanan doz değerlerinin karşılaştırılması.....	108
Şekil 7.10 :	222 MBq (6 mCi) aktivitede karaciğer gonad geometrisinde farklı metotların mukayese grafiği.....	109
Şekil 7.11 :	222 MBq (6 mCi) aktivite için karaciğer-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanan doz değerlerinin karşılaştırılması.....	110
Şekil 7.12 :	222 MBq(6 mCi) aktivitede dalak-gonad geometrisinde farklı modellerin mukayese grafiği.....	111
Şekil 7.13 :	222 MBq (6 mCi) aktivite için dalak-gonad geometrisinde farklı metotlarla gonadda elde edilen absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılması	112
Şekil 7.14 :	Kaynak organ olarak karaciğer ve dalakta bulunan 222 MBq aktivitedeki Tc-99m için hedef organ olan gonadda farklı metotlar için absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırması.....	113
Şekil 8.1 :	Karaciğer-gonad geometrisinde gonad için absorblanmış dozun deneylere göre hata mertebeleri	120
Şekil 8.2 :	Dalak-gonad geometrisinde gonad için absorblanmış dozun deneylere göre hata mertebeleri.....	120

SEMBOL LİSTESİ

A	: Maksimum aktivite
A_o	: Uygulanan aktivite
A₂	: Önerilen geometri faktörü geometrisinde disk alanı
A_d	: Dedektör alanı
A_s	: Radyoaktif kaynak alanı
$\bar{A}$	: Toplam aktivite
a'	: Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde, dA ₁ ' in yüksekliğe olan dik mesafesi
c	: Santi 10 ⁻²
C_{β}	: Beta parçacığı içeren radyoaktivitenin bulunduğu dokudaki konsantrasyon
C_{γ}	: Gama ışını içeren radyoaktivitenin bulunduğu dokudaki konsantrasyon
D	: Absorblanmış doz
D_m	: Marinelli metodu için absorblanmış doz
D_M	: MIRD metodu için absorblanmış doz
D'	: TLD'nin absorbladığı doz
D_d	: Disk-disk geometrisinde hesaplanan absorblanmış doz
D_{β}	: Beta parçacığı için absorblanan doz
D_{γ}	: Gama ışını için absorblanan doz
d	: Kaynak ile dedektör arasındaki mesafe
d'	: Disk-disk geometrisinde kaynak disk ile dedektör disk arası mesafesi
dA₁	: Önerilen geometri faktörü geometrisinde hedef diferansiyel yüzey elemanı
dA_d	: Dedektör birim elemanı
dA_s	: Kaynak birim elemanı
dϕ_d	: Disk-disk geometrisinde dedektör disk için birim açı
dϕ_s	: Disk-disk geometrisinde kaynak disk için birim açı
dV	: Birim hacim elemanı
E_i	: Ortalama enerji
E_{β}	: Beta parçacığının enerjisi
F_{d1-2}	: Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde birinci bölgenin ikinci bölge üzerindeki şekil geometri faktörü
F_{2-d1}	: Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde ikinci bölgenin birinci bölge üzerindeki şekil geometri faktörü
f_d	: Radyoaktivite bozunum sabiti
g	: Geometri faktörü
g_d	: Disk-disk geometrisi için geometri faktörü
g_p	: P noktası için geometri faktörü
H	: Biyolojik doz
H'	: Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde, disk ile diferansiyel yüzey elemanı arası mesafenin a''ne oranı

h'	: Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde, disk yüzeyi ile diferansiyel yüzey elemanı düzlemi arası mesafesi
K_E	: Enerji düzeltme faktörü
K_F	: Zayıflama (Fading) faktörü
$J_1(x)$	: Birinci mertebeden birinci cins Bessel fonksiyonu
l	: Disk-disk geometrisinde birim açılar arası uzaklık
M	: Mega 10^6
m_{att}	: Zayıflama katsayısı
m_h	: Hedef organın kütlesi
m_T	: Hedef organ kütlesi
n_i	: Radyasyon bolluk kesri
$\hat{n}$	: Birim normal vektör
P_{or}	: Ölçülen ortam basıncı
P_{std}	: Standart basınç
P_{TP}	: Sıcaklık basınç düzeltme faktörü
R	: Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde, disk ile diferansiyel yüzey elemanı arası mesafenin a' ne oranı
R_d	: Disk-disk geometrisinde dedektör diskin yarıçapı
R_s	: Disk-disk geometrisinde kaynak diskin yarıçapı
r	: dA_d birim elemanın, dA_s birim elemanına olan mesafesi
r_1	: Mesafe
r'	: Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde disk yarıçapı
S	: Birim kümülatif aktivite başına absorblanmış doz
S_o	: Birim alandan saniyede yayınlanan parçacık sayısı (Akı)
S'	: TLD Sistemi kalibrasyon faktörü
s	: Disk-disk geometrisinde, dedektör yarıçapının kaynak yarıçapına oranı
T_{eff}	: Ortalama efektif yarı ömür
T_{or}	: Ölçülen ortam sıcaklığı
T_{std}	: Standard sıcaklık
T'	: Tek bir TLD örneği için birim kütledeki termoluminesans okuması
$T_{1/2}$	: Radyoizotopun yarı ömrü
t	: Zaman
V	: Hacim
z	: Disk-disk geometrisinde, kaynak dedektör mesafesinin kaynak yarıçapına oranı
W_R, Q	: Radyasyon ağırlık faktörü veya kalite faktörü
α	: Alfa parçacığı
β	: Beta parçacığı
μ	: Lineer absorbsiyon katsayısı
γ	: Gama ışını
χ	: x-ışını
λ	: Bozunma sabiti
λ_1	: Ortalama serbest yol
Γ	: Gama doz sabiti
ρ	: Ortam yoğunluğu
Δ_i	: Absorblanmış doz denge sabiti
Φ	: Spesifik absorblanma kesri
ϕ	: Absorblanma kesri

- ϕ_s : Disk-disk geometrisinde kaynak disk için değişken açı
 θ : $\hat{n}$ birim normal vektör ile r arasındaki açı
 θ_d : Disk-disk geometrisinde dedektör disk için değişken açı
 Ω : Genel şekil faktörü
 Ψ : Disk-disk geometrisinde, kaynak yarıçapının kaynak dedektör mesafesine oranı
 ω : Disk-disk geometrisinde, dedektör yarıçapının kaynak dedektör mesafesine oranı



KRİTİK ORGAN İÇİN DOZ TAYİNİ VE ABSORBLANMIŞ DOZ İÇİN YENİ GEOMETRİ FAKTÖRÜN SAPTANMASI

ÖZET

Bu çalışmanın esas amacı, nükleer tıp uygulamaları ve dozimetrik değerlendirmeler açısından önemli olan kritik organ için absorblanmış dozun deneysel olarak ölçümlenerek belirlenmesi ve teorik olarak hesaplanması ve değerlendirilmesidir.

Genetik ve somatik etkilenme açısından en fazla etkilenme gösteren organlar olarak tanımlanan kritik organ esas itibarıyla kemik iliği veya üreme organları nitelenmektedir. Bu çalışmada erkek üreme organı genetik ve somatik etkilenme açısından oldukça hassas olması keza tek ve belirli bir hacimde olması nedeniyle de “kritik organ” olarak seçilmiştir.

Nükleer tıp uygulamaları çerçevesinde farklı organlar için sintigrafik çalışmalar yapılmaktadır. Bu organlar arasında karaciğer, dalak, böbrek, akciğerler, kemik, tiroid, ve lenf bezi sayılabilir. Bu organlar arasında karaciğer ve dalak her ikisi de karın boşluğunda yer almaktadır ve erkek üreme organı olan kritik organa yakın bulunmaktadır. Karaciğer ve dalak sintigrafik uygulamalarda kaynak organ durumuna gelmeleri halinde kritik organ için risk oluşturabilecekleri düşünülmüştür.

Nükleer tıp alanında teşhis ve tedavide, kısa yarı ömre sahip, partiküler radyasyon içermeyen ve yüksek enerjiye sahip olmaması nedeniyle Tc-99m radyoizotopu yaygın bir biçimde kullanılmaktadır. Bu çalışmada nükleer tıptaki sintigrafik uygulamalarda yaygın kullanımı nedeniyle Tc-99m deneysel izotop olarak seçilmiştir. Deneylerimiz süresince kullanılan aktivite miktarları, genellikle nükleer tıpta uygulanan 111 MBq (3 mCi), 148 MBq (4 mCi), 185 MBq (5 mCi) ve 222 MBq (6 mCi) aktivite düzeylerinde uygulanması kararlaştırılmıştır.

Deneylerde, dozimetrik deneysel çalışmalar için geliştirilmiş “Rando fantom” ile çalışılması tercih edilmiştir. Fantom; “standart insan” ölçülerinde ve 0.985 g/cm³ yoğunluğa sahiptir. Fantom, 2.5 cm kalınlığa sahip 35 dilimden oluşmuş, 7.3 efektif atom numaralı, doku eşdeğeri malzemeden imal edilmiş bir erkek fantom olarak üretilmiştir.

Araştırmamızda deneysel şartlar ve aktivite seviyeleri göz önüne alınarak kritik organ dozu saptamak için Termoluminesans Dozimetreler (TLD) tercih edilmiştir. TLD ler radyasyon korunmasında ve absorblanmış doz ölçümünde yaygın bir şekilde kullanılan bir detektördür. Kritik organ geometrisinde ve çalışılan aktivitede yüksek verimle

ölçüm TLD ile uygun olacağı düşünülerek, bu tip dedektörler deneylerde esas itibariyle kullanılmıştır. Düşük doz ölçümlerinde diğer termoluminesans dozimetrelerden daha hassas olması nedeniyle TLD olarak $\text{CaF}_2:\text{Dy}$ fosforu yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.

TLD'ler Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi, Sekonder Standard Dozimetre Laboratuvarındaki Cs-137 standart radyoaktif kaynağı karşısında kalibrasyon amacıyla titizlikle ışınlanmıştır. Işınlanan TLD'ler (Harshaw 2000A) TLD okuma cihazında hassas olarak okunarak değerlendirilmiştir.

Öncelikle, kaynak organların bulunduğu Rando Fantom dilimleri belirlenmiştir. Daha sonra kaynak organ içeren dilimlerde kaynak organın bulunduğu kütle oranları ayrı ayrı olarak saptanarak polimer zarf içerisine konulan absorbant kağıtlara belirlenen oranlarda Tc-99m aktivitesi emdirilmiştir. Tc-99m aktivitesi emdirilen kağıtlar kaynak organın bulunduğu dilimler arasına yerleştirildi ve aynı zamanda daha önce 500 °C'de 1 saat ısıtılan TLD'ler kritik organ bölgesine yerleştirilmiştir.

Deneylerde TLD'ler 10'arlı olarak gruplandırıldı ve her grup bir yarı ömür süresi içerisinde birer saat'lık periyotlarla kritik organ bölgesinden alınarak TLD okuma sisteminde okunarak değerlendirildi. Bu yöntem dört farklı Tc-99m aktivite seviyesi için uygulanmıştır.

Deneylerin kabaca sınanması için, G-M dedektörü ile de deneyler tekrarlanmıştır. G-M tüplerinin ölü zaman problemi ve verimlerinin düşük olması nedeniyle ölçülen dozlar TLD ile elde edilen değerlere göre düşük olmuştur. Ancak, absorblanmış doz değerlerinin farklı aktiviteler için zamana göre değişimi benzerlik göstermektedir. Bu durum TLD ile yapılan deneylerimizin güvenilir olduğunu göstermiştir.

Aynı aktivitelerde MIRD metodu ve Marinelli metodu kullanılarak teorik hesaplamalar yapılmıştır. MIRD metodu nükleer tıpta organ dozu tayininde yaygın olarak kullanılmaktadır. Deneysel değerler ve teorik değerler arasında karşılaştırma yapılarak MIRD Metodu ile deneysel değerler "hayli uyumlu" olduğu görülmektedir. MIRD metodu ile hesaplanan sonuçlarla deneysel değerlere ortalama olarak % 16 hata ile yaklaşılmıştır. Buna karşın klasik geometri faktörü (Marinelli metodu) değerleri, deney değerlerinden hayli farklı olduğu ve misliyle hata verdiği gözlenmiştir.

Bu nedenle absorblanmış doz değerlerinin hesaplanması için uygun geometri faktörü ile yapılabilirliği araştırılmıştır. Kritik organ için absorblanmış dozun belirlenmesi amacıyla yeni geometri faktörleri önerilmiştir. İlk olarak radyasyon ölçümlerinde sıklıkla kullanılmış olan disk-disk geometrisinin bu konuya uygulanması düşünülmüştür. Disk-disk geometrisinde merkezleri aynı dik doğru üzerinde olan bir şekildir. Gerekli hesaplamalar disk-disk geometrisi için yapılarak kritik organ için absorblanmış doz hesaplamaları yapılarak sonuçlar diğer metotlarla kıyaslanmıştır.

Elde edilen sonuçlar "hayli tatminkardır". Şöyle ki; disk-disk şekil geometri faktörü uygulaması, MIRD Metoduna göre daha iyi sonuçlar vermektedir. Disk-disk şekil geometrisi ile elde edilen absorblanmış doz değerlerinin deneylere göre ortalama hataları; MIRD Metodu ile hesaplanan absorblanmış doz değerlerine göre daha düşüktür. Ortalama hata % 10'un altındadır.

Disk-disk geometri faktörü metodu, merkezleri aynı dik doğru üzerindeki bir model olarak geliştirilmiştir. Fakat gerçekte kaynak ve hedef organlar vücut içerisinde genellikle merkezleri aynı dik doğru üzerinde değildir. Bu model nükleer tıpta absorblanmış doz ölçümlerinde bazan hata verebilir. Böylelikle özellikle merkezleri aynı dik doğru üzerinde olmayan yeni bir geometri faktörü ile çalışılması planlanmıştır.

Bu bağlamda hücreseel seviyedeki etkilenme olarak bir geometri faktörü metodunun geliştirilmesi planlandı. Deneyimizde kaynak organ olarak karaciğer ve dalak, hedef organ olarak gonad seçilmişti. Böylelikle hedef organ kaynak organdan oldukça küçük boyuta sahiptir ve genetik etkiler hücreseel boyutta vukuu bulduğu için hedef organ da hücre boyutunda düşünöldü. Hedef organın sonsuz küçük diferansiyel yüzey elemanı(dA_1) olarak tanımlanmasını kabul ettik. Kaynak organ, merkezleri aynı dik doğru üzerinde olmayan diferansiyel yüzey elemanına (dA_1) paralel yüzey disk olarak önerilmiştir.

Geometri faktörü, karaciğer ve dalak kaynak organ durumunda yeni geometri pozisyonuna göre hedef organ için absorblanmış doz değeri yeni geometri faktörüyle Marinelli formülü kullanılarak hesaplanmıştır.

Yeni önerilen, bu geometri faktörü ile yapılan hesaplamalarla elde edilen sonuçlar, deney sonuçlarıyla karşılaştırıldığında birbirleriyle uyumlu oldukları görölmüştür. Önerilen geometri faktörü ile elde edilen sonuçlar, deney sonuçlarına ortalama % 5'in altında bir hata ile yaklaşmıştır. Ayrıca, bu yeni geometri faktörü önerisi ile kritik organ için hesaplanan absorblanmış doz değeri, MIRD Metodu ve disk-disk geometri faktörü ile yapılan hesaplamalarla elde edilen kritik organ için absorblanmış doz değeri, deneylerle uyum içinde olduğu görölmüştür.

Sonuç olarak, nükleer tıpta dozimetrik hesaplama metotları için geometri faktörünün yeni uygulamaları orijinal olarak önerildi. Bu metotlardan biri nükleer uygulama alanı için yeni ve orijinal geometri faktörü uygulamasıdır. Genetik ve somatik etki çerçevesinde kritik organ absorblanmış doz için ortalama olarak % 10'dan daha düşük bir hata ile deney sonuçlarına ulaşılmıştır.

DOSE DETERMINATION FOR CRITICAL ORGAN AND ASCERTAIN OF NEW GEOMETRY FACTOR FOR ABSORBED DOSE

SUMMARY

The main object of this study is to determine the absorbed dose on critical organ, which is very important in nuclear medicine. The theoretically calculated doses have been compared with the measured values.

The critical organs are essentially marrow and gonad, which are defined as genetically and somatically the most influenced organs from radiation. In this study the male generation organ has been chosen as the critical one because it is the most sensitive organ for the genetic and somatic effects, and also it is single and has a certain volume.

In nuclear medicine applications, sintigraphic studies have been applied for different organs, such as liver, spleen, lung, bone, kidneys, thyroid and lymph gland. Among these organs the liver and spleen are located in abdomen and both of them are near the gonad which is the male critical organ. They are source organs in sintigraphic applications which may generate a risk for the critical organ, gonad.

Technetium-99m radionuclide is widely used for diagnostic purpose in nuclear medicine, because of its short half-life and not including particular radiation and low energy level. Technetium-99m has been chosen as the experimental isotope in this study, because of its extensive usage in sintigraphic application in nuclear medicine,. The number of activities which have been used during our experiments were arranged such that they were generally applied in nuclear medicine, 111 MBq (3 mCi), 148 MBq (4 mCi) 185 MBq (5 mCi), 222 MBq (6 mCi).

Rando-Phantom which has been developed for dosimetric experimental studies was preferred in the experiments. The phantom has the standard human body size and its density is 0.985 g/cm^3 . It is produced as a male Rando-Phantom from tissue material equivalent to effective atomic number 7.3 and has 35 slices with 2.5 cm thick.

In the present research, thermoluminesans dosimeters (TLD) were used to determine the critical organ dose to keep in view the activity levels and experimental conditions. TLDs are widely used as detector at the radiation protection and for measurement of absorbed doses. These detectors are used, because it is thought that they would be suitable for the measurements with high yield on the geometry of critical organ. $\text{CaF}_2:\text{Dy}$ phosphate is widely used as TLD because it is more sensitive to the low dose measurements than any other.

TLDs are exposed fastidiously for calibration procedure in front of Cs-137 standard radioactive source in Seconder Standard Dosimeter Laboratory in Çekmece Nuclear Research and Training Center. Irradiated TLDs with gamma radiation are read sensitively on the TLD Reading System (Harshaw 2000 A)

After identifying slice number on the Rando-Phantom corresponding the source-organ mass ratios were determined. Tc-99m isotope for each source organ were prepared and placed according the weight of the source organ in question. The source-organ was prepared by sucking the Tc-99m homogeneously into absorbent paper and placing in a polymer envelope. TLDs were annihilated at 500 °C for 1 hour in oven, and were placed at the region of critical organ.

In the experiments, 10 TLDs which were grouped together were taken out at 1 hour periods during one half-life and then were read at the TLD Reading System. This procedure was applied for four different activity levels of Tc-99m.

The experiments were repeated using G.M detector. The measurements with G.M detector were low compared to TLD results, because of its has dead time problem and low yield. But the variation of absorbed dose as a function of time for different activities, are quite similar. This situation indicates that the experiments which are made with TLD are reliable.

MIRD and Marinelli methods have been used in theoretical calculations for the given source activities and the findings were compared with the experimental ones. The results obtained with MIRD is off by 16 % compared to the experimental one. However, the result of Marinelli method calculation were almost 100 % off. This may be due to course approximation used in Marinelli method.

Consequently, it has been decided to use the most suitable geometry factor for calculation of absorbed dose values and new geometry factors were proposed for the absorbed dose calculations of critical organ. Therefore, disc-disc geometry has been used in this investigation, whereas frequently utilized in related radiation dose measurements. Disc-disc geometry is a shape on the same vertical line that their centers. Absorbed dose for critical organ is calculated after that necessary verifications are made by disc-disc geometry factor and the results compared with other methods. Our findings are agrees quite well with the experimental results.

Disc-disc geometry factor method, as it was originally planned has centered co-axially symmetrical. But, in the reality, source and target organs in a body are not co-axially centered. Due to this fact the model due sometimes erroneous results in absorbed dose measurements in nuclear medical application.

Due to this fact, it has been decided to developed a geometry factor method in order to correct and have accurate measurements, in particular at cellular level respectively. Therefore target organ has the lower dimension than the source organs and in addition the target was taken on a cellular size, because of genetic effects occur in that size. We were accepted to define as infinite small differential plane element (dA_1) of target organ. Then, source organ was proposed as parallel plane disc to the target differential plane element (dA_1), but not centrally co-axial vertical line.

New geometry factor coefficient was evaluated for target organ using the new geometry positioning of the source organ liver and spleen respectively. In the calculation of absorbed dose for the target with the new geometry factor value the Marinelli method was used results obtained with the new geometry factor coefficients are compared with the experiment values and other calculations. The new geometry factor values are less than 10 % to the experimental values and better than MIRD and disc-disc geometry methods calculations respectively.

In conclusion, it is proposed geometry factor coefficient may be used in nuclear medical applications, which is an original proposed method. As generally accepted practice, the dose applied to somatic and to genetically vital organ must not exceed the error of $\pm 10\%$. Method of calculated organ dose to target organ is well below $\pm 10\%$



BÖLÜM 1

GİRİŞ

İyonizan radyasyon kullanarak çabuk ve kesin sonuç veren yöntemlerin tıpta teşhis ve tedavide uygulamaya sokulması; insanı, iyonizan ve iyonizan olmayan radyasyonla karşı karşıya getirmiştir. Bu teknikler, insan yaşamına bir çok kolaylıklar getirmesine karşın, olumsuzluk içeren bazı sorunları da beraberinde getirmiştir.

İyonizan radyasyonun, yeterince uzun süre maruz kalınması halinde insan sağlığı açısından iki önemli etkisi söz konusu olabilmektedir. Bunlar; somatik etkiler ve insan neslini etkileyen genetik etkilerdir.

Radyasyonun genetik etkileri ayrıca önem taşır. Burada, radyasyon dozları tarafından hücrelerde meydana getirilen kaba değişiklikler dışında, hayli küçük radyasyon dozlarıyla meydana getirilebilen nispeten küçük değişiklikler de söz konusudur. Bunlar; hücrenin yaşama ve bölünme olanaklarını etkilemedikleri halde, üreme hücreleri bakımından önem taşırlar. Bu etkiler, hücreden meydana gelecek olan bireyin özelliklerinden sorumlu olan kromozomlar veya genler üzerindeki değişikliklerdir (Ronald, 1995).

İyonizan radyasyonun somatik etkileri, radyasyona maruz kalan kişinin ömrü boyunca kendisinde ortaya çıkan etkilerdir. Bir başka deyişle bu tip etkilenmede, sadece radyasyon dozuna maruz kalan bireyin etkilenmesi önemlidir.

İnsanın iyonizan radyasyona maruz kalması, dış ışınlama ve iç ışınlama olmak üzere iki farklı yolla olmaktadır. Dış ışınlama, radyasyon kaynağı vücudun dışında olduğu zaman vuku bulur. Dış ışınlamada radyasyon korunması problemi nispeten basit olup kaynağa olan uzaklığın artırılması, araya zırh malzemesi konulması ve kaynak yanında çalışma süresini sınırlamak suretiyle alınan radyasyon dozu, istenilen bir değerin altında tutulabilir (Cember, 1992).

İç ışınlama, radyoaktif maddenin solunum, sindirim veya yaralanmalardan absorpsiyon yoluyla vücuda girmesidir. Radyoaktif bir madde bir defa vücuda girdikten sonra bu radyoaktif maddeden alınacak radyasyon dozunu önlemek imkanı, ya çok az veya hiç yoktur. Bu nedenle iç ışınlama kaynaklarına karşı korunmanın tek pratik yolu, radyoizotopların tehlikeli olabilecek miktardan daha büyük miktarlarda vücuda girmelerini önlemektir.

Atomların kimyasal özellikleri çekirdekleri etrafındaki elektron düzeni ile belirlendiğinden ve izotoplarda bu yapı birbirinin aynı olduğunda bir elementin radyoaktif ve kararlı izotoplarının kimyasal ve biyolojik davranışları da benzerdir. Bir başka deyişle, vücut içerisine giren radyoaktif maddeyi oluşturan radyoizotopun biyolojik sistem içindeki davranışına göre radyoaktif madde, ya bir organ içinde birikir veya vücut içindeki diğer organlara dağılır (Göksel, 1973).

Vücudun homojen bir şekilde ışınlaması durumunda, kişinin veya neslinin sağlığına en büyük tehlike; belirli bazı doku ve organların ışınlaması ile ortaya çıkmaktadır. Bütün vücudun homojen ışınlaması halinde bu gibi dokulara “kritik doku” denmekte ve ICRP tavsiyelerinde kırmızı kemik iliği, gonadlar ve göz mercekleleri kritik dokular olarak nitelenmektedir (ICRP 31, 1980). Ayrıca, vücuda verilen aktiviteden en fazla etkilenen organ “kritik organ” olarak ifade edilmektedir (NCRP 83, 1985).

İyonizan ya da iyonlaştırıcı radyasyonlar, etkilerini, vücuttaki hücrelerin normal fonksiyonlarını bozmak suretiyle meydana getirirler. Bu nedenle radyasyonların biyolojik etkileri, ancak hücre üzerindeki radyasyon etkisinin bilinmesiyle anlaşılabilir.

Radyasyonların bir doku içinde absorblanmasındaki temel olay hücre içinde pozitif ve negatif iyonların oluşması, bir başka deyişle iyonizasyondur. İyonlar hücre içinde bazı aktif radikallerin oluşmasına neden olur. Aktif radikaller ise, hücre içindeki protein moleküllerinin parçalanmasına, diğer bazı büyük moleküllerin bölünmesine, enzimlerin deaktivasyonuna ve hidrojen peroksit gibi hücre için zararlı maddelerin oluşumuna yol açarak hücre içinde tahribat yapmaktadır. Böylece, iyonlaştırıcı radyasyonların hücre seviyesinde görülen ilk etkisi hücre bölünmesinin azalması veya tamamen durmasıdır (Kenneth, 1984; Cember, 1992).

Radyasyonun insanlar üzerindeki başlıca etkileri aşağıdaki şekilde olmaktadır (Ronald, 1995).

- I. Cilt ve yüzey dokularda meydana gelen hasar.
- II. Kan ve kan yapan organlarda olmak üzere vücut üzerindeki genel etkiler (anemi ve lösemi oluşumu).
- III. Kanser ve sarkomlar gibi kötü huylu tümörlerin meydana gelmesi.
- IV. Katarakt oluşumu, kısırlık, doğal ömür süresinin kısalması gibi zararlı etkiler
- V. Genetik etkiler

Radyasyonun bu etkileri akut ve kronik olmak üzere iki şekilde meydana gelmektedir. Akut radyasyon etkileri, bir defada ve kısa bir süre içinde alınan bir radyasyon dozu sonucu görülen biyolojik etkilerdir. Genellikle gün ve hafta gibi kısa bir zaman süresi içinde ortaya çıkarlar. Cilt, kan ve kan yapan dokular üzerindeki radyasyon etkileri bu cinsten olup, genellikle yüksek radyasyon dozlarında bu etki görülür (Cember, 1992; ICRP 60, 1991).

Diğer yandan, kronik ışınlama; düşük seviyeli radyasyon dozlarının sürekli veya kısa aralıklarla alınması şeklindedir. Kronik ışınlamalar sonucu meydana gelen radyasyon etkileri en erken birkaç yıl içinde ortaya çıkabilmektedir. Radyasyonun kronik etkileri, kötü huylu tümörler şeklinde ortaya çıktığından akut radyasyon etkilerinden daha tehlikeli olarak kabul edilmektedir (Cember, 1992; ICRP 53, 1987).

Radyoaktif maddenin vücuda alınması durumunda; bu maddenin canlı organizma içinde diğer dokulara nazaran en fazla toplandığı organa o element için “kritik organ” denir. Ayrıca, genetik ve somatik etkilenme açısından “önemli” veya “en önemli” etkilenme gösteren organlar’da “kritik organ” olarak nitelenebilir. Ancak, kritik organ içinde dahi maddenin dağılımı homojen olmayıp muhtelif bölgelerinde birbirinden farklı değerler gösterebilir. Buna bağlı olarak da, biyolojik yarılanmalarda, kritik organ aynı değişikliği muhafaza eder. Kritik organlarda, biyolojik yarılanmanın gösterdiği farklılıktan yararlanarak anormalliğin nedenleri ve derecesi tespit edilebilir (Göksel, 1973).

Gerek radyasyon ve gerekse radyoizotoplar biyolojinin hemen hemen her dalında kullanılmaktadır. Radyasyon canlı organizmada, yarattığı değişim özelliği ile tanınmaktadır. Bu değişimin etkileri kolayca fark edilebilecek kadar büyük olabildiği gibi, moleküler düzeyde fark edilemeyecek kadar küçük de olabilir. Bu değişikliklerden yararlanarak organizmanın yapısı veya belli bir bölgesinin fonksiyonu hakkında bilgi edinilebileceği gibi, kalıtsal olan değişikliklerle yeni organizma çeşitleri elde edilebilmektedir.

Radyoizotopların atomik yapıda izleyici olarak kullanılabilir olması, tıp alanında teşhiste önemli bir yenilik getirmiştir. Ancak teşhis ve tedavide radyoizotopların kullanılmaya başlanması ile birlikte, bazı problemler de ortaya çıkmıştır. Bu problemlerin başında iyonizan radyasyonun çevre, personel ve hastaya olacak zararlı etkileri gelmektedir.

Çevre ve personelin radyasyonun zararlı etkilerinden korunması, harici radyasyondan korunma prensiplerini uygulamak suretiyle sağlanmaktadır. Hastanın radyasyonun zararlı etkilerinden korunması ise, çevre ve personelin korunması kadar kolay değildir.

Hastanın maruz kalacağı iyonizan radyasyonunun zararlı etkisini en aza indirebilmek için birçok araştırma yapılmıştır. Araştırmalar neticesinde iç ışınlamalarda izleyici olarak kullanılan radyoizotopun kısa yarı ömre sahip olması, partiküler radyasyon (α , β

vb.) içermemesi ve enerjisinin yüksek olmaması (< 300 keV) gibi kriterler göz önünde bulundurulmuştur (Özker, 1987).

Teşhis ve tedavi amacıyla radyoizotoplardan, günümüzde yaygın şekilde faydalanılmaktadır. Yaklaşık 20 radyoizotop, amaca bağlı olarak, çeşitli bağlayıcılarla bağlanmak suretiyle nükleer tıp alanında insan vücudundaki çeşitli doku ve organların görüntülenmesinde ve tedavisinde kullanılmaktadır (NCRP 73, 1983).

Radyodiagnostik yöntemlerde, gerek iç ve gerek dış radyasyon kaynakları olsun birkaç cGy veya daha az düzeyde hasta dozları kullanılmaktadır. Düşük dozlardaki ışınlamaların genetik etkiler, kanser ve gelişen embriyo ve fetustaki hasarlarla bağdaştığı düşünülmektedir (Kenneth, 1984).

İnsanda, düşük doz seviyelerindeki radyasyonun doğrudan etkisi saptanamamıştır. Bununla beraber, düşük dozlardan etkilenme miktarı, yüksek dozlardaki radyasyonun iyi bilinen etkilerinden ekstrapole edilmek suretiyle tahmin şeklinde yapılmaktadır. Bu tahminlerin çoğu Hiroşima ve Nagasaki'ye atılan atom bombasından sağ kalan insanlar ve dış radyasyon ile radyoterapik tedavi görmüş hastalar üzerinde yapılan çalışmalardan çıkartılmıştır. Risk'in, düşük dozlardaki radyasyonla doğrudan orantılı olması görüşü uzmanlar arasında oldukça yaygın bir görüştür (Kenneth, 1984).

1977'de Japonya'da radyofarmasötiklerin diagnostik tıpta kullanımı sonucu toplum ışınlanmasının düzeyini saptamak üzere ülke genelinde ölçüm gerçekleştirilmiştir. Genetik anlamlılık doz eşdeğeri yılda 3.6 µSv civarında ve yıllık efektif doz eşdeğeri kişi başına 20 µSv civarında yaklaşık olarak hesaplanmıştır, (UNSCEAR, 1982).

Gelişmiş ülkelerde, ^{99m}Tc işaretli radyofarmasötikler ile çoğu görüntüleme tekniği içeren uzun yarı ömürlü radyoaktif bağlayıcılar yer değiştirmiştir. Bununla birlikte en sık kullanılan radyoizotoplardan biri olan ^{99m}Tc ile nükleer tıp teşhis uygulamaları esnasında hastalar tarafından alınan efektif doz eşdeğerinin uygulama başına 1 ila 10 mSv arasında olduğu bulunmuştur (UNSCEAR, 1982).

Nükleer tıpta kullanılan bütün radyofarmasötikler için hayati önem taşıyan organların (yumurtalıklar, testisler, karaciğer, akciğerler, dalak, böbrekler, kemikler ve bütün vücut) absorblanmış radyasyon dozları hesaplanmaya çalışılmıştır. Batı Berlin'deki bir çalışmada 1970 yılı için genetik anlamlı doz (GSF) ve somatik anlamlı doz (LSD) sırasıyla 0.2 mrad ve 0.7 mrad, 1975 yılı için < 0.5 mrad ve < 1 mrad olarak tahmin edilmiştir (Roedler ve Kaul, 1975).

Nükleer tıp alanında radyoizotopların teşhis ve tedavide kullanılmaya başlanmasından beri kritik organlar ile birlikte kritik organ dışındaki organların maruz kaldıkları radyasyon dozlarının belirlenmesi için çeşitli metotlar geliştirilmek suretiyle hesaplamalar ve tahminler yapılmıştır. Farelerde Tc-99m-sülfür kolloid enjekte edilerek hücreseel seviyede karaciğer kupffer hücrelerindeki radyasyon dozu yaklaşık olarak hesaplanmıştır. Bu verilerden hareketle insana extrapole edilmek suretiyle insan karaciğeri kupffer hücrelerinin absorbladığı doz bulunmuştur (Gardin, 1992). Bu yöntemlerden hareketle nükleer tıp uygulamaları esnasında genetik öneme haiz organlardan olan gonadların yıllık doz eşdeğeri kişi başına yaklaşık 3 μ Sv civarında olduğu rapor edilmektedir. Ayrıca, 74 MBq (2 mCi) aktiviteye sahip ^{99m}Tc-sülfür kolloid izleyicisi kullanılarak karaciğer görüntülemesinde, uygulama başına karaciğerin ortalama doz eşdeğeri 8 mSv, gonadlar için 0.1 mSv olduğu hesaplanmıştır (Taylor ve Webb, 1978).

Conte ve diğ.(1984) tarafından yapılan çalışmada ise, ^{99m}Tc-sülfür kolloid kullanılarak yapılan sintigrafik çalışmada gonadal doz 0.01 mrad/ μ Ci olarak bildirilmiştir.

Roedler ve Kaul (1975) tarafından yapılan araştırmada, karaciğer sintigrafisinde 1.5 mCi aktiviteli ^{99m}Tc-kükürt kolloid kullanılmış ve karaciğerin 600 mrad, gonadların 7.5 mrad doza maruz kaldığı hesaplanmıştır.

Radyasyon açısından hassas dokuların bazı deterministik etkiler için eşik dozları Tablo: 1.1'de verilmektedir (ICRP 41, 1984). Bu dozlar, teşhis ve tedavi amaçlı radyoizotop uygulamalarında incelenmek istenen ve "kaynak organ" olarak nitelenen organ da biriken aktivitenin kritik organa olan etkisinin değerlendirilmesi açısından önemlidir.

Tablo:1.1

Ergen İnsan İçin Tahmin Edilen Deterministik Etki Eşik Dozları (ICRP 41, 1984)

Doku ve Etkisi	Tek Bir Işınlamada Toplam Doz Eşdeğeri (Sv)
Testisler	
Geçici kısırlık	0.15
Sürekli kısırlık	3.5 - 6.0
Yumurtalıklar	
Kısırlık	2.5 - 6.0

Radyoterapide, vücuttaki doku ve organların maruz kalacağı doz ölçümlerinde, doku eşdeğeri malzemeden imal edilmiş ve farklı geometrilerde olabilen fantom adı verilen ışınlama sistemleri kullanılmaktadır. Fantomlar, yapı itibarıyla 30x30x30 boyutunda içi su ile doldurulan su fantomu, su yoğunluğu eşdeğeri malzemeden imal edilen katı su fantomu ve TLD gibi küçük boyutlu dozimetrelerin yerleştirilmesine uygun standart insan boyutunda Alderson-rando fantomdur (IAEA 277, 1997).

Bu doktora tez çalışmasının amacı, nükleer tıpta teşhis ve tedavi amacıyla kullanılan radyoizotopların (karaciğer ve dalak) kaynak organdaki birikimleri sonucu bireyin ve neslinin sağlığı bakımından hayati öneme sahip doku ve organlara olan radyasyon dozunu bulmak ve hesaplama yöntemlerine deneyler uzantısında yeni bir uygulama getirmektir. Bu amaçla, radyoizotop olarak ^{99m}Tc ve rando-fantom kullanılması benimsenmiş ve ölçümleme için uygun olması bakımından TLD ler kullanılmıştır. Kaynak organ, rando-fantomda kaynak organa karşı gelen bölgedeki dilimler arasına levha şeklinde radyoizotop kaynak konarak orijinal biçimde işaretlenmiş ve termolüminesans dozimetreler hedef organ bölgesine yerleştirilmiştir. Bu şekilde kaynak-hedef organ ikilisi için fantom ilintili orijinal deneyler yapılması hedeflenmiştir.

Literatürde, kullanımı tercih edilen MIRD metodu'na alternatif olan ve kullanımı kolay klasik geometri faktörü yönteminin hatasını azaltmak üzere yeni bir geometri faktörü uygulaması önerilmesi yoluyla pratik ve kullanışı uygun bir hesaplama yöntemi geliştirmek de bu doktora tez çalışmasının ana amaçları arasında yer almaktadır.

BÖLÜM 2

RADYOİZOTOPLARIN TIPTA KULLANIMI

Radyoizotopların tıpta kullanımı, günümüzde hayli yaygın bir uygulamadır. Ülkemizde, gelişkin üniversite hastanelerinde “nükleer tıp” ve “onkoloji” gibi adları taşıyan ayrı bölümler, anabilim dalları veya merkezler bulunmaktadır. Tıpta radyoizotopların kullanımı, teşhis ve tedavi amaçlı olabilmekte ve her iki amaçla da ileri uygulamalar yapılabilmektedir. Hatta, kimi kez radyoizotopların kullanımı alternatifsiz olabilmektedir. Bu nedenle de, radyoizotopların tıpta kullanımı, tıp bilimi içinde yeni alt bilim kollarının gelişmesi sonucunu doğurmuştur. Nükleer tıpta kullanılan radyoizotoplar, uygulanan şekliyle “radyofarmasotik” olarak nitelenmektedir.

2.1 RADYOFARMASOTİKLER

Radyofarmasotikler, tıpta tanı veya tedavi amacıyla insanlara verilen radyoaktif maddeler olarak tanımlanabilir. Çoğunlukla zerk yoluyla ve ender olarak ağızdan verilerek uygulanmaktadır.

Radyofarmasotiklerin çoğu işaretli bileşiklerdir. Radyofarmasotik, bir element (^{133}Xe , ^{85}Kr), bir iyon ($^{131}\text{I}^-$, $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$), veya işaretli bir bileşik olabilir (^{131}I -proteinler, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -bileşikler) (Ercan, 1987).

2.1.1 Radyofarmasotiklerin Özellikleri

Bir radyofarmasotiğin iki ana komponenti vardır. Bunlar; radyoizotop ve farmasotikdir. Radyofarmasotik hazırlanmadan önce, belirli bir organda lokalize olan veya o organın fizyolojik fonksiyonunda yer alan bir farmasotik seçilir. Daha sonra o farmasotiğe uygun bir radyoizotop, kimyasal olarak bağlanır.

Radyofarmasotik hastaya verildikten sonra, radyasyon, kolaylıkla radyasyon detektörleri yardımı ile sayılmakta ve takip edilmektedir. Böylelikle de, organın morfolojik yapısı veya fizyolojik fonksiyonu tayin edilmektedir. Ancak, bu amaçla hazırlanan radyofarmasotikler zararsız olmalı, toksik olmamalı, hastaya olan radyasyon dozu minimal düzeyde olmalıdır (Saha, 1984).

2.1.2 Radyofarmasotiklerin Uygunluğu

Radyofarmasotiklerin teşhis ve tedavide verimli bir şekilde kullanılabilmeleri için birtakım kriterlere uygun olmaları gerekmektedir (Saha, 1984).

Bu kriterler:

- 1. Kolay Temin Edilebilme:** Radyofarmasotik kolay temin edilebilmeli, kolay ve kısa zamanda hastaya verilebilecek şekilde hazırlanabilmeli ve maliyeti de düşük olmalıdır.
- 2. Kısa Efektif Yarı Ömür:** Her radyoizotop belirli bir yarılanma süresi ile bozunmaktadır. Bu radyoizotopun “fiziksel yarı ömrü”dür. Aynı zamanda radyofarmasotikler vücuttan biyolojik sistemlerle de uzaklaştırılmaktadır. Bu ise, “biyolojik yarı ömür” olarak adlandırılmaktadır. Radyofarmasotiklerin bir biyolojik sistemde yok olması fiziksel ve biyolojik yarı ömür etkileriyle ifade edilir. Fiziksel ve biyolojik yarı ömürlerin ortak etkisi “efektif yarı ömür” olarak tanımlanmaktadır. Bu durumda, ideal bir radyofarmasotiğin efektif yarı ömrü yapılacak tetkikin tanımlanması için gerekli süreden çok olmamalıdır (Cember, 1992; Helus, 1983).

3. Radyasyon Tipi ve Enerjisi: Genellikle α ve β parçacığı yayınlayan radyoizotoplar teşhis amaçlı farmasotiklerin işaretlenmesinde kullanılmazlar. Bu parçacıkların doku tahribatı γ ışınlarla kıyasla çok fazladır (ICRP 60, 1991). Bununla birlikte, ^{131}I gibi, bazı β yayınlayan radyoizotoplar, biyolojik özellikleri nedeniyle yine de kullanılmaktadır. İdeal olarak 30-300 keV enerji aralığında ve monoenerjistik γ radyasyonu yayınlayan radyoizotoplar tercih edilmektedir. 30 keV'in altındaki enerjilerde γ radyasyonu vücut dışına çıkamadan absorblanır, 300 keV üzerindeki enerjilerde ise, hasta ve hastane personeli açısından zırlama problemi vardır (Saha, 1984).

4. Kaynak Organdaki Tutulum: Bütün teşhis amaçlı tetkikler için verilen radyofarmasotiğin tamamının görüntülenecek organ tarafından tutulması istenmektedir. Çünkü, kaynak organ dışından gelen radyoaktivite kaynak organdaki yapısal detayları örtebilir.

5. Metabolik Uygunluk: Bir radyofarmasotiğin kaynak organdaki tutulumundan önce metabolize olmaması gerekmektedir. Zira, bu durum kaynak organdaki tutulumun yeterli olmamasına neden olur.

2.2 RADYOİZOTOPLARIN ELDE EDİLMESİ

Radyoizotoplar, kararlı elementlerin nötron-proton dengesini istenilen yönde değiştirmekle elde edilebilir. Nükleer tıpta kullanılan radyoizotoplar; reaktörlerde nötronlarla (n,f) ve (n, γ) nükleer reaksiyonları neticesinde elde edilmektedir. ^{99}Mo , ^{131}I , ^{137}Cs , ^{133}Xe , ^{32}P , ^{51}Cr ve ^{125}I reaktörde üretilen radyoizotoplardan birkaçıdır (Helus, 1983).

Radyoizotoplar; akseleratör veya siklotronlarda ($^1\text{H}_1$) proton, ($^2\text{H}_1$) Döteron, ($^3\text{H}_1$) Tritiyum ve ($^4\text{He}_2$) α gibi yüklü partiküllerin hızlandırılarak hedef elementi bombardıman etmeleriyle elde edilirler. ^{123}I , ^{57}Co , ^{67}Ga , ^{201}Tl , ^{111}In , ^{127}Xe , ^{81}Rb

parçacık hızlandırılmasıyla üretilen radyoizotoplardır (Richard, 1995; Saha, 1984). Radyoizotop üretimi için en yaygın olarak, nükleer fisyon reaktörleri kullanılmaktadır. Nükleer reaktörler, ağır çekirdeklerin nötron bombardımanı altında fisyonla uğratıldığı tesislerdir. Fisyon olayı sırasında ortama serbest nötronlar çıkar. Eğer, reaktör kalbine bir elementin izotopu yerleştirilirse, (n,γ) reaksiyonu sonucunda bir radyoizotop üretilmesi mümkün olabilir. Pek çok element (n,γ) reaksiyonuna cevap verdiği için, bu yolla çeşitli radyoizotoplar elde edilebilir.

Ayrıca, jeneratörler de radyoizotop üretimi için kullanılmaktadır. Jeneratör, uzun yarı ömürlü bir radyoizotoptan kısa yarı ömürlü radyoizotop elde etme sistemidir. Bu tip sistemlere “sağma sistemi” veya “sağma ünitesi” de denmektedir. Ana radyoizotopun yarı ömrünün uzun olması, üretim ile tüketim arasındaki zaman kaybını ortadan kaldırmaktadır. Uzun yarı ömürlü olan radyoizotop yine reaktörde üretilmektedir. Ancak, jeneratörler kısa yarı ömürlü radyoizotopun kullanılacağı yerde ve zamanda teminine imkan vermektedir. Tablo 2.1’de jeneratörlerin çok kullanıldığı radyoizotoplar ve dönüşüm ürünleri verilmiştir (Richard, 1995).

Nükleer tıpta en yaygın uygulama alanına sahip olan ^{99m}Tc radyoizotopunun elde edilme yöntemlerinden biri Teknesyum’un, (^{99}Mo) Molibden’den kromatografik olarak ayrılmasını içeren bir jeneratör sistemidir (Sampson, 1994).

Tablo 2.1

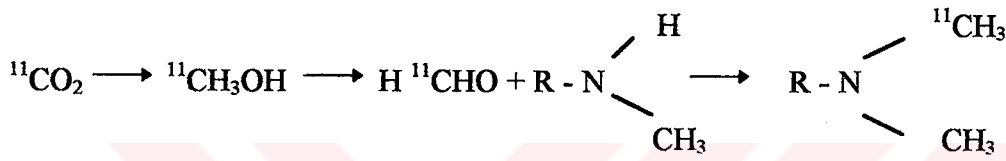
Jeneratörlerin Çok Kullanıldığı Radyoizotoplar ve Dönüşüm Ürünleri
(Richard, 1995)

Ana Radyoizotop	Birincil Yavru Radyoizotop	İkincil Yavru Radyoizotop
^{99}Mo	^{99m}Tc	^{99}Tc
^{81}Rb	^{81m}Kr	^{81}Kr
^{195m}Hg	^{195m}Au	^{195}Au
^{113}Sn	^{113m}In	^{113}In

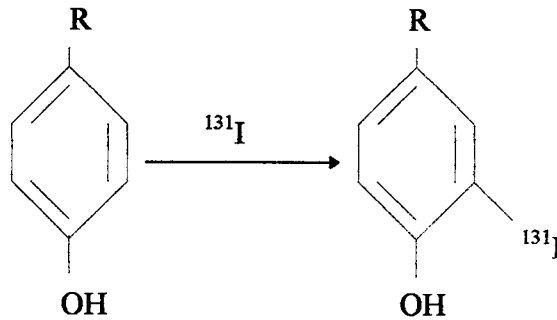
2.3. RADYOİZOTOPLARIN İŞARETLENMESİ

İşaretleme metodları radyoizotopun kimyasal özelliklerine ve farmasotiğin molekül yapısına bağlıdır (Bremer ve Malter, 1985).

1. Kimyasal Sentez: Bir organik bileşiğin kimyasal, biyolojik ve immünolojik özellikleri muhafaza edilmek istendiğinde içinde bulunan elementlerden birinin yerine o elementin radyoizotopu bağlanır. Karbon, oksijen, hidrojen ve azot radyoizotopları bu iş için uygundur. Aşağıda organik bir bileşiğin çok basamaklı sentezinde ^{11}C ile metilasyonu görülmektedir.



2. Yabancı işaretleme: Bir çok teşhis ve immünolojik uygulamalar için hormon, protein ve organik maddeler radyoizotopla işaretlenmektedir. İyot ve Teknesyum radyoizotopları ile yapılan işaretlemelemlerin çoğu bu şekildedir. Aşağıda ^{131}I radyoizotopunun bir protein veya herhangi bir moleküldeki tirozin halkasına bağlanması görülmektedir (Bremer ve Malter, 1985).



3. İzotop Yer Değiştirmesi : Halojen ihtiva eden bileşiklerde, kararlı izotop radyoaktif olanı ile yer değiştirerek molekül işaretlenir.

4. Biyosentez: Bazı tabii maddelerin işaretlenmesi canlı hücre veya enzimle gerçekleştirilir.

2.4. RADYOİZOTOPLARIN TEŞHİS AMAÇLI KULLANIMLARI

Nükleer tıpta rutin kullanımda olan radyofarmasotiklerin yaklaşık % 80'i Teknesyum (^{99m}Tc) ile işaretli olanlardır. Ancak, çeşitli organ ve dokuların morfolojik ve fonksiyon görüntülemesi için bir çok radyofarmasotik geliştirilmiştir.

Beyin: Beyin sintigrafisi için $^{99m}\text{TcO}_4$ (perteknetat), ^{99m}Tc -DTPA(di etilen triamin penta asetik asit) ve ^{99m}Tc -glukoheptanat radyofarmasotikleri rutin olarak kullanılmaktadır, (UNSCEAR, 1993). Beyin sintigrafisi için 10-20 mCi aktivitede radyoizotop damar içine uygulanmaktadır.

Karaciğer: Karaciğer uygulamasında, statik görüntüleme ve fonksiyonel çalışmalar olmak üzere iki farklı yöntem kullanılmaktadır. Statik görüntülemede ^{99m}Tc -kükürt kolloid kullanılmaktadır. 2-3 mCi ^{99m}Tc -kükürt kolloid damar içine uygulanmaktadır (Richard, 1995).

Dalak: 2-3 mCi ^{99m}Tc ile eritrositler işaretlenip 56°C su banyosunda inkübe edilir. Bu şekilde hasar görmüş işaretli hücreler hastaya zerk edilerek dalak görüntülemesi yapılır (Conte ve diğ. 1984; Armas ve diğ. 1979).

Akciğerler: Akciğerlerin perfüzyon sintigrafisinde ^{99m}Tc ile işaretli insan serum albümini partikülleri ve mikroküreleri kullanılır (Blau ve diğ. 1982). Akciğer ventilasyon çalışması için ^{133}Xe gaz, ^{127}Xe , ^{81m}Kr gaz ve ^{99m}Tc pentetat gazı kullanılır. 10-15 mCi ^{133}Xe gazı kapalı bir sistemde hastanın solunum havasıyla akciğerlere çekmesi sağlanarak sintigrafisi çekilmektedir.

Böbrekler: En yaygın olarak kullanılan radyofarmasotik ^{99m}Tc -DTPA'dır. 10-15 mCi aktiviteli ^{99m}Tc -DTPA damar içine zerk edilir. Statik böbrek sintigrafisinde ise ^{99m}Tc -DMSA (dimerkapto süksinik asit) kullanılır. 2-5 mCi'lik aktivite damar içine uygulanmaktadır. (Sampson, 1994; Robertson, 1982) .

Kemikler: Kemik sintigrafisinde ^{99m}Tc ile işaretli çeşitli fosfatlı bileşikler kullanılmaktadır. Hastaya 15-20 mCi'lik aktivite damar içine uygulanmaktadır. (Supramanian ve diğ, 1975).

Kardiyovasküler sistem : Kan dolaşım sistemi içinde kalan maddeler kan havuzu çalışmalarında kullanılır. ^{99m}Tc ile işaretli insan serum albümini (^{99m}Tc -HSA), ve işaretli eritrositler (^{99m}Tc -RBC) en çok kullanılanlardır (Povel ve diğ. 1977; UNSCEAR, 1993).

Tiroid : Tiroid bezinin fonksiyonunun uzun süreli incelenmesinde yaygın olarak kullanılan radyoizotop ^{131}I (NaI)'dir. ^{99m}Tc -O₄ iyonu'da ^{131}I iyonuna benzer özellikler göstermektedir. Ancak tiroit tarafından tutulur fakat iyot gibi tiroid hormonları sentezine girmez. 1-2 mCi ^{99m}Tc -O₄ damar içine enjekte edilmektedir(Sampson, 1994).

Adrenal : Adrenal bezlerinin sintigrafik görüntülemesi için ^{131}I ile işaretli 19-iyodokolesterol veya ^{131}I -6β-iyodometil-19-norkolesterol kullanılmaktadır. 2 mCi'lik aktivite damar içine enjekte edilmektedir (Sarkar ve diğ. 1975).

Pankreas : Pankreas sintigrafisinde ^{75}Se -selenometiyonin kullanılmaktadır. 250 µCi'lik aktivite damar içine enjekte edilmektedir (Ercan, 1987).

Miyokard : ^{201}Tl -Cl miyokard sintigrafisinde kullanılır. 1-2 mCi aktivite damardan verilmektedir (Lebowitz ve diğ. 1975).

Tümör : Galyum sitrat halen rutin olarak tümör sintigrafisinde kullanılmaktadır. 2-10 mCi ^{67}Ga -sitrat damardan verilmektedir (Ercan, 1987; Sampson, 1994).

Nükleer tıpta teşhis amaçlı çeşitli sintigrafik çalışmalarda kullanılan işaretli radyoizotoplar Tablo 2.2'de verilmektedir.

Tablo 2.2

Nükleer Tıpta En Fazla Kullanılan Radyofarmasötikler, (Saha, 1984)

Organ	Radyofarmasötikler
Beyin sintigrafi	^{99m}Tc -perteknetat, ^{99m}Tc -DTPA, ^{99m}Tc -glukoheptonat
RES sintigrafi	^{99m}Tc - kükürt kolloit
Karaciğer fonksiyon testleri	^{99m}Tc -HIDA, PIPIDA-DISIDA
Dalak sintigrafi	^{99m}Tc -ısıyla hasar görmüş eritrositler
Akciğer perfüzyon sintigrafi	^{99m}Tc -MAA, ^{99m}Tc -mikroküreler
Akciğer ventilasyon	^{133}Xe gaz, ^{99m}Tc - kükürt kolloit veya ^{99m}Tc -DTPA aeros.
Böbrek (statik)	^{99m}Tc -DMSA
Böbrek fonksiyon testi	^{99m}Tc -DTPA
Kemik sintigrafi	^{99m}Tc -pirofosfat, ^{99m}Tc -MDP, ^{99m}Tc -HEDP
Kardiovasküler sistem sint.	^{99m}Tc -HSA, ^{99m}Tc -RBC
Tiroit sintigrafi	^{99m}Tc -perteknetat, ^{123}I -iyodür(NaI)
Adrenal sintigrafi	^{131}I -19-iyodokolesterol, ^{131}I -6B-iyodometil norkolesterol
Pankreas sintigrafi	^{75}Se -selenometionin
Miyokard sintigrafi	^{201}Tl -talyum klorür(^{201}Tl Cl)
Tümör sintigrafi	^{67}Ga -galyum sitrat; ^{99m}Tc , ^{57}Co bleomisin
Apse sintigrafi	^{99m}Tc -lökositler
Lenf sistemi	^{99m}Tc -antimon kükürt kolloit, ^{99m}Tc -dextran
Sisternografi	^{99m}Tc -HSA, ^{99m}Tc -DTPA, ^{111}In -DTPA

2.5. RADYOİZOTOPLARIN TEDAVİ AMAÇLI KULLANIMLARI

Radyofarmasötiklerin diğer bir uygulaması, radyasyonla istenilen dokunun tahrip edilmesiyle tedavi edilmesidir. Ancak tedavi amacıyla kullanılan radyofarmasötikler teşhis amacıyla kullanılan radyofarmasötikler yanında çok sınırlı sayıda kalmaktadır. Zerk veya ağız yoluyla verilen radyoaktif maddelerin tahrip edilmesi istenilen dokuda birikmesi sağlanarak tedavi yoluna gidilmektedir (NCRP 70, 1982).

Nükleer tıpta, absorblandığı bölgede daha fazla radyasyon hasarına, daha fazla iyonizasyona sebep veren α ve β partikülleri yayınlayan radyoizotoplar tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Radyoizotopun yarı ömrü, enerjisi, yayınlamış olduğu radyasyon cinsi gibi tedaviye uygun özelliklerinin aranması nedeniyle radyofarmasotiklerle tedavi, ancak belirli sayıdaki radyoizotoplarla mümkün olmaktadır. Bu şartlara uyan ^{32}P , ^{131}I radyoizotopları tedavide en fazla kullanılanlardır.

Hematolojide anormal hematik hücre çoğalmasını durdurmak amacıyla radyoaktif ^{32}P kullanılmaktadır. Fosfor (^{32}P) maksimum enerjisi 1.71 MeV ve fiziksel yarı ömrü 14.3 gün olan saf beta kaynağıdır (Telatar, 1987).

^{32}P kemikte kalsiyum fosfat şeklinde birikir ve kemik iliğini iki yolla ışırlar: Bunlardan birincisi başlangıçta hücre içinden dahili olarak ve ikinci olarak da daha sonra kemik korteksi içinde depolanarak harici olarak ışırlar. Bu tedavinin prensibi, fosfatın kemik iliğinde depolanması ve hemapoetik sistemin şekilli elementlerinin anormal ve fizyolojik olmayan çoğalmasının β radyasyonu ile kontrol altına alınmasıdır (Telatar, 1987).

Bunun yanı sıra radyoaktif fosforun orto fosfat şekli, birçok metabolik işleyişi etkilemektedir. DNA'ya bağlanan ^{32}P den yayınlanan β partikülleri, DNA'nın zarar görmesine sebep olur. Diğer bir etki mekanizması da, ^{32}P 'nin hücre proliferasyonunu yavaşlatması şeklinde kendini gösterir. Dolayısıyla ^{32}P yaygın kemik metastazlarının tedavisinde kullanılmaktadır (UNSCEAR, 1982).

Tiroid bezinin iyot elementini bünyesinde yüksek oranda toplama özelliği, hipertiroid ve tiroid kanserinin (carcinoma) tedavisinde radyoaktif iyodun 1946 yılından beri kullanılmasını sağlamıştır. Tedavinin ilkesi, fazla hormon yapan tiroid epitelini iyonize ^{131}I beta ışınlarıyla kısmen tahrip etmektir (UNSCEAR, 1982). Radyoaktif iyodun metabolizması aynen kararlı iyot gibidir. İyot en fazla tiroide, daha sonra tükrük bezlerinde, midede, meme bezlerinde toplanır (Akin, 1987). Tedaviye elverişli radyoaktif iyot, 8.05 günlük yarı ömre sahip ^{131}I ve 60.2 gün yarı ömrü olan ^{125}I 'dir.

BÖLÜM 3

DOZİMETRİ

Herhangi bir noktadaki iyonlayıcı radyasyon miktarını ölçebilmek için her şeyden önce radyasyonu ölçebilecek bir birimin tanımlanması gereklidir. Bu amaçla, x-ışınlarının keşfinden itibaren yeni yeni birimler ortaya çıkmış ve bazıları da artık kullanılmaz olmuştur. Bu birimlerden ilki “pastil birimi” dir. Bu birim yaklaşık 1 cm çapında baryum platinosiyaniür tableti olup ortam radyasyon dozuna maruz bırakıldığında yeşilden turuncuya kadar değişen çeşitli renkler göstermektedir ve tabletin bu renkleri bir standart renk dizisi ile mukayese edilerek verilen radyasyon dozu bulunmaktaydı. Bu birim güvenilir olmadığı için terk edilerek yerini radyasyon tarafından havada meydana getirilen iyonizasyona dayanan bir sisteme bırakmıştır. Daha sonra Uluslararası Radyolojik Birimler Komisyonu (ICRU) radyasyon ölçümlerinde kullanılan birimleri gözden geçirerek bazı önerilerde bulunmuştur.

Radyasyon dozimetresi, iyonlaştırıcı radyasyonun ölçülmesi ve değerlendirilmesi olarak ifade edilmektedir. İyonlaştırıcı radyasyonlar insanoğlunun sahip olduğu duyu organları ile gözlenememekte, varlıkları ve şiddetleri, ancak özel olarak tasarlanmış cihazlar vasıtasıyla belirlenebilmektedir. Dozimetrik amaçlarla kullanılan radyasyon ölçüm cihazları; madde veya herhangi bir ortamda meydana getirilen ölçülebilen bir olayın etkisini değerlendirmek suretiyle ölçümleme yapmaktadır. Bu etki ise esas itibariyle iyonizasyondur.

İyonlaştırıcı radyasyonlarla çalışmalarda, bu radyasyonların etkileri; radyasyon ile absorblayıcı arasındaki çeşitli etkileşmeler sonucu meydana gelmektedir. Bu etkiler fiziksel, kimyasal ve biyolojik olabilmektedir.

Fiziksel etki ile radyasyon değerlendirmesine bir örnek olarak, iyonlayıcı radyasyonun absorblayıcı ile etkileşmesi sonucu, absorblayıcı madde atomlarının elektronlarına iletilen radyasyon enerjisinin absorblayıcıda sıcaklık yükselmesine sebep olması verilebilir (Cember, 1992).

Kimyasal etki değerlendirmesiyle radyasyon lmlemesi farklı kimyasal bileşiklerden yararlanılarak gerçekleştirilebilmektedir. Bunlar içinde en yaygın kullanılanlarından biri, fotoğraf emülsiyonlarından yararlanılmasıdır. Bu bağlamda, “film badge’ler radyasyon dozimetresinde sıkça kullanılmaktadır (Cember, 1992)..

Radyasyon sitogenetiği tekniklerinin kullanıldığı biyolojik dozimetride, kişilerin absorbe ettiği doz ile kromozomlarda radyasyon etkisi ile oluşan aberasyonlar arasındaki kantitatif ilişkinin analizi esasına dayanmaktadır (IAEA 260, 1986). Bu bakımdan, kromozom aberasyonu tekniği biyolojik radyasyon dozimetresine örnek verilebilir.

Radyasyon biyolojisinde, canlı dokudaki iyonlayıcı radyasyonun farklı etkilerini, çeşitli türlerini ve radyasyon kalitesini anlamak esastır. Doku içindeki bölgesel enerji absorbsiyonunun deneysel olarak saptanmasını da içeren araştırmalar yapılmaktadır. İyonlayıcı radyasyon, içinden geçtiği ortamın atomlarıyla etkileşmesi sonucunda ayrı paketler halinde enerjisini bırakır. Bu paketler ışınlanan hacim içinde homojen olmayacak biçimde dağılırlar. Farklı yapıya ve enerjiye sahip fakat aynı absorblanmış doz miktarındaki radyasyonlar dokuda farklı etki bırakabilir. Biyolojik etki olayındaki bu gözlemler, verilen bir radyasyon için Relatif Biyolojik Etkinlik (RBE) olarak nitelenmektedir (ICRU 36, 1983) .

Mikrodozimetri ifadesi Rossi ve yardımcılarının çalışmaları sonucu bir yapı oluşturmuş ve ışınlanan maddedeki depolanmış enerjinin mikroskopik dağılımının sistematik analizi için deneysel metotlar geliştirilmiştir (ICRU 36, 1983). Bunun için, özgül enerji, z, ve lineal enerji, y, gibi stokastik nicelikler tanımlanmıştır. Bu gibi nicelikler ve onların dağılım ihtimalleri mikrodozimetrenin temel görüşüdür.

Burada, z , bir hacim içindeki maddeye bırakılan enerji olan ϵ 'nın, maddenin kütlesi olan m 'ye oranıdır ve birimi ise joule kg^{-1} olarak verilmektedir (ICRU 36, 1983).

$$z = \epsilon / m \quad (\text{joule kg}^{-1}) \quad (3.1)$$

Lineal enerji, y ise bir hacim içindeki bırakılan enerji ϵ 'nin ortalama yol uzunluğu, $\hat{I}$ ya oranı olarak ifade edilmektedir.

$$y = \epsilon / \hat{I} \quad (\text{keV}/\mu\text{m}) \quad (3.2)$$

3.1. RADYASYON BİRİMLERİ

İyonlaştırıcı radyasyon miktarını ölçme metotlarının geliştirilebilmesi için, her şeyden önce radyasyonu değerlendirebilecek uygun bir birimin kullanılması gerekmektedir. Uluslararası Radyolojik Birimler Komisyonu (ICRU), radyasyon çalışmalarında kullanılan birimleri gözden geçirerek bu alanda kullanılacak olan terminoloji için tavsiyelerde bulunmuştur (ICRU 51, 1993). Bir başka deyişle, dozimetrede farklı amaçlarla, farklı radyasyon doz birimleri kullanılması söz konusu olmaktadır.

3.1.1. Aktivite Birimi

Radyasyon kaynağının yayınladığı radyasyonu ifade etmek için kullanılan radyoaktivite şiddet birimidir. Klasik birimi "Curie" olup, $3,7 \times 10^{10}$ bozunum/s sayısı olan herhangi bir radyoaktif maddenin niceliği olarak tanımlanan radyoaktivite birimidir. Bu birim büyük bir birim olup, ışınlama kaynakları için kullanılır. Doğal radyasyon ölçümleri için ise yeni birim "Becquerel" kullanılması daha uygun olup, 1 bozunum/s'yi ifade etmektedir (Knoll, 1979).

3.1.2. Işınlama Doz Birimi (Röntgen)

Röntgen, enerjisi 3 Mev'e kadar olan x ve gama ışınları için geçerli olup, hava içinden geçen bir radyasyon demetinin ortamdaki hava atomlarıyla etkileşmesi sonucu meydana getirdiği iyonizasyonun ölçülmesi esasına dayanmaktadır. 0.001293 gr hava içinde 1 e.s.b.'lik pozitif veya negatif elektrik yükü taşıyan iyonları meydana getiren x veya gama radyasyon miktarı, ışınlama doz birimi "Roentgen" olarak tanımlanmaktadır. MKS birim sistemindeki elektrik yükü birimi kullanılırsa, $1 R = 2.58 \cdot 10^{-4}$ Coulomb/kg eşit olur (Cember, 1992).

3.1.3. Absorblanmış Doz Birimi

Işınlama doz birimi Röntgen, absorblayıcının değil radyasyon demetinin bir özelliğini göstermektedir. Yüksek enerjili x-ışınlardan, alfa, beta ve nötron gibi radyasyonlardan herhangi bir cisimde absorblanan enerjinin ölçülmesinde Röntgen yetersiz kalmıştır. Buna göre Uluslararası Radyolojik Birimler Komisyonu (ICRU), her çeşit radyasyon ve madde için absorblanmış doz birimi olarak "rad" tanımlamıştır. Bu tanıma göre herhangi bir maddenin gram başına 100 erg'lik enerji absorpsiyonu meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır (ICRU 51, 1993).

Birim kütle başına absorblanmış dozun birimi, kilogram başına joule olarak tanımlanmakta ve absorblanmış dozun özel birimi "Gray" (Gy) dir. Buna göre $1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Gy}$ 'dir. (ICRP 60, 1991).

3.1.4. Radyasyon Ağırlık Faktörü

Stokastik etkilerin olma ihtimali, yalnızca absorblanmış doza değil, aynı zamanda bu doza neden olan radyasyonun enerjisi ve tipine de bağlı olduğu bulunmuştur. Bir başka deyişle, bu faktör, radyasyon kalitesiyle ilişkilidir. Geçmişte radyasyon ağırlık faktörü " Q " kalite faktörü olarak da adlandırılmış ve absorblanmış doza uygulanmaktaydı. (ICRP 60, 1991). Radyasyon ağırlık faktörü, sağlığa zararlı etkiler meydana getiren farklı tiplerdeki iyonlaştırıcı radyasyonun etkilerinin farklılıklarını ifade etmektedir. Tablo 3.1.'de ICRP radyasyon ağırlık faktörleri verilmektedir.

Tablo 3.1.

ICRP Radyasyon Ağırlık Faktörleri (ICRP 60, 1991)

Radyasyonun Tipi ve Enerjisi	Radyasyon Ağırlık Faktörü, W_R
X ve gama ışınları (bütün enerjileri)	1
Elektron ve muonlar (bütün enerjileri)	1
Nötronlar, enerjisi < 10 keV	5
10 keV ile 100 keV arası	10
100 keV ile 2 MeV arası	20
2 MeV ile 20 MeV arası	10
20 MeV üstü	5
Proton, enerjisi 2 MeV üstü	5
Alfa parçacığı, fisyon ürünleri ve ağır çekirdekler	20

3.1.5. Eşdeğer Doz Birimi

Radyasyon korunmasında bir radyasyon kalitesi ile birlikte değerlendirilen bir organ veya doku üzerindeki ortalama absorblanmış doz olarak ifade edilmektedir. Bu amaçla, radyasyon ağırlık faktörü, W_R , radyoaktif kaynak tarafından yayımlanan radyasyonun enerji ve tipi için seçilerek hesaplamalar yapılmaktadır. ICRP tarafından Eşdeğer doz olarak, H_T , sembolü kullanarak bir doku veya organdaki eşdeğer dozu formüle edilmiştir. Eşdeğer dozun özel birimi Sievert (Sv) olan kilogram başına joule dir.

$$H_T = \sum W_R D_{T,R} \quad (\text{Sv}) \quad (3.3)$$

H_T : Eşdeğer doz (Sv)

$D_{T,R}$: R radyasyonuna göre T doku veya organdaki absorblanmış ortalama doz dur.

W_R : Radyasyon ağırlık faktörü

İyonlayıcı radyasyon madde içinden geçtiği zaman, parçacık yolu boyunca atomlarla etkileşmesi sonucu enerjiyi kaybeder. İyonlayıcı radyasyon tarafından kaybedilen enerji

atomlara transfer edildiğinden, parçacığın geçtiği birim yol uzunluğu başına kaybettiği enerjiyi göz önüne alabiliriz. İyonlayıcı radyasyonun birim uzunluğu başına kaybettiği enerjiye Lineer Enerji Transferi (LET) denir ve mikron başına keV cinsinden ölçülür.

Farklı iyonlayıcı radyasyonların meydana getirdiği biyolojik etkilerde farklıdır. Aynı miktarda enerji absorblaması veren farklı tipteki radyasyonlar aynı biyolojik etkiyi hasıl etmeyebilir. Genel olarak radyasyon yolu boyunca birim uzunlukta kaybedilen enerjiye (LET) bağlıdır. LET arttıkça biyolojik etki de artar. Değişik LET değerlerinin etkisi Relatif Biyolojik Etkinlik terimi ile hesaba katılır. RBE farklı radyasyonların oluşturduğu biyolojik etkilerin farklı olduğunu göstermek için kullanılır (ICRP 60, 1991).

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

olarak tarif edilmektedir. Fiziksel bir birim olarak Gy cinsinden ölçülen absorblanmış doz ile biyolojik faktörler hesaba katılmak suretiyle doz eşdeğeri oluşturulmuştur. Eşdeğer dozun eski birimi rem olup 1 rem = 0.01 Sv dir (ICRP 60, 1991; Shani, 1991).

3.1.6. Efektif Doz

ICRP nin eşdeğer doz hesaplamasında vücudun homojen olarak ışınlaması kabulü yapılmıştır. Pratikte homojen ışınlama oldukça nadirdir. Bununla birlikte farklı dokular, radyasyona karşı farklı hassasiyete sahiptirler. Bu nedenle ICRP efektif doz eşdeğeri tanımlanmıştır. Farklı dokular için doku ağırlık faktörleri, W_T değerleri ICRP tarafından saptanarak Tablo 3.2 de verilmektedir (ICRP 60, 1991).

$$H_E = \sum W_T H_T \quad (Sv) \quad (3.4)$$

Burada ,

H_E : Efektif doz (Sv)

H_T : Eşdeğer doz (Sv)

W_T : Doku veya organ ağırlık faktörü

Tablo 3.2.

ICRP Doku veya Organların Ağırlık Faktörleri (ICRP 60, 1991)

Doku ve Organlar	Doku veya Organ Ağırlık Faktörü , W_T
Gonadlar	0.25
Göğüsler	0.15
Kırmızı kemik iliği	0.12
Akciğer	0.12
Tiroid	0.03
Kemik yüzeyi	0.03
Vücudun geri kalanı	0.30

3.2. ORGAN DOZU TAYİNİ

Organ dozu tayini amacıyla, radyoizotopun vücut içerisine alınış biçimine göre geliştirilmiş birçok dozimetri yöntemi ve matematiksel metot vardır. Radyoizotoplar, solunum sistemiyle, herhangi bir gıda ile, radyoaktif kirlenme sonucu yaralardan absorblanma ile, teşhis ve tedavi amaçlı radyoaktif maddelerin ağız yoluyla ve damar içine enjekte edilmesi ve yine tedavi amacıyla radyoaktif çekirdeklerin tedavi edilecek bölgeye yerleştirilmesiyle insanlar tarafından alınabilmektedir. Böylelikle, insan vücudundaki doku ve organlar, radyasyonun iyonizan etkisine maruz kalmaktadır.

Organ dozu tayini, radyoizotopların tıpta kullanımının hayati kısmını temsil eder. Zira, uygulama alanı insan olan nükleer tıpta, radyoizotopların istenen amaca hizmet edecek şekilde kullanılması gerekir. Ancak istenenin ötesinde, istenmeyen etkilerin doğmaması için uygulamadaki organ dozunun kesin olarak bilinmesi istenir (Thieme ve diğ., 1998) Özellikle, teşhis amaçlı radyoizotop kullanımlarında, konu farklı bir önem arzeder.

3.3. DOZİMETRİK MODELLER

Bir kaynak organ veya doku içindeki bir radyoizotopun aktivite bozunmasından dolayı ortaya çıkan iyonizan ışınların bir hedef organ veya dokudaki absorblanan enerji oranı dozimetrik modellerle matematiksel olarak tanımlanmaktadır. Dozimetrik modeller içinde iki tanesi uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunlar; “Geometri faktörü Metodu” veya “Marinelli Metodu” ile “MIRD Metodu”dur.

3.3.1. Geometri Faktörü Metodu (Marinelli Metodu)

Marinelli tarafından 1948 yılında gama dozimetrisi için, üç faktörün çarpımı olarak tanımlanmıştır. Bu faktörler,

- 1 . Gama doz sabiti, (Γ)
- 2 . Geometri faktörü, (g)
- 3 . Radyoaktivite bozunum sabitidir, (f_d)

Geometri faktörü (g) için :

$$g = \int_V \frac{\exp(-\mu r_1)}{r_1^2} dV \quad (\text{cm}) \quad (3.5)$$

yazılabilir. Burada μ lineer absorpsiyon katsayısını ve r_1 mesafeyi ifade etmektedir.

Gün başına aktivite bozunma sabiti için ise ;

$$f_d = [1 - \exp(-0.693 \cdot t / T_{1/2})] \quad (3.6)$$

yazılabilir. Burada;

f_d : Radyoaktivite bozunum sabiti

t : Zaman (saat)

$T_{1/2}$: Radyoizotopun yarı ömrü (saat)

temsil etmektedir.

Bu metotta “geometri faktörü” belirlenmesi gereken önemli faktör olmaktadır. Bu nedenle bu metot “Geometri Faktörü Metodu” olarak nitelenmektedir. Marinelli metodunu, 1956 yılında Loevinger ve arkadaşları tarafından gama ve beta radyasyonu yayınlayan radyoizotopların vücutta homojen bir şekilde dağıldığı varsayımıyla,

Beta parçacığı için gün başına absorblanan dozu gün başına $[D_\beta]$ için;

$$D_\beta = 51.2 E_\beta C_\beta \quad \text{rad/gün} \quad (3.7)$$

şeklinde geliştirmişlerdir.

Burada; 51.2 dönüşüm faktörü,

E_β : Beta parçacığının ortalama enerjisi (MeV)

C_β : Beta parçacığı içeren radyoaktivitenin bulunduğu dokudaki konsantrasyonu ifade etmektedir ($\mu\text{Ci/g}$).

Herhangi bir p noktasındaki gama ışını için absorblanan doz (D_γ) için ise;

$$D_\gamma = 10^{-3} C_\gamma \rho \Gamma g_p \quad \text{rad /saat} \quad (3.8)$$

Burada; 10^{-3} dönüşüm faktörü,

D_γ : Gama ışını için absorblanan doz (rad/saat)

C_γ : Gama ışını içeren radyoaktivitenin bulunduğu dokudaki konsantrasyon ($\mu\text{Ci/g}$).

Γ : Gama doz sabiti ($\text{rad-cm}^2/\text{mCi-saat}$)

ρ : Ortam yoğunluğu (g/cm^3)

g_p : P noktası için geometri faktörü (cm)

ifade etmektedir.

Loevinger, ışınlama doz birimi Roentgen’in, su ile hava arasındaki enerji absorbsiyon faktörünü sayısal olarak 93 erg g^{-1} olarak hesaplamıştır. Bir başka deyişle 1 g/cm^3 yumuşak doku yoğunluğu için roentgen’den rad’a dönüşümü, ışınlama dozunun $93/100$ faktörü ile çarpılmasıyla elde edilmiştir (NCRP 83, 1985).

Loevinger tarafından ileri sürülen doz formülü, radyoaktivitenin tamamen bozunması sonucu vücudun veya herhangi bir dokunun maruz kalacağı doz olup,

Beta parçacıkları için,

$$D_{\beta} = 73.8 E_{\beta} C_{\beta} T_{\text{eff}} \quad (\text{rad}) \quad (3.9)$$

Şeklinde belirlenmiştir. Burada T_{eff} : ortalama efektif yarı ömürü temsil etmektedir.

Gama ışınları için ise herhangi bir andaki absorblanmış dozu hesaplamak için $D_k:3.8$ ifadesini, ortalama efektif yarı ömür (T_{eff}) ve (Radyoaktif bozunma sabiti) ile çarpmak gerekmektedir. Buna göre $D_k:3.8$ ifadesi

$$D_{\gamma} = 10^{-3} C_{\gamma} \rho \Gamma g_p T_{\text{eff}} f_d \quad (\text{rad}) \quad (3.10)$$

şekline dönüşmektedir (Shapiro, 1989).

Elde edilen bu formüllerle vücut içi uygulamalarında karşılaşılan birçok zorluklar olduğunu ifade etmektedir (Shapiro, 1989). Halihazırda geometrik şekillerden ve ortamda homojen bir dağılım kabulü yapılarak hesaplanmış olan “ g ” geometri faktörü ile bir radyoaktif kaynaktan bir hedef organdaki doz hesabı yapılması durumunda hata oranı “yüksek” olmaktadır (NCRP 83, 1985; Paul ve Bruce, 1995).

3.3.2. MIRD Metodu

“Medical Internal Radiation Dose Committee of the Society of Nuclear Medicine” (MIRD); homojen olarak dağılmış radyoizotop ihtiva eden (S) bir kaynak organdan, (T) hedef organ veya dokudaki doz hesaplaması için bir matematiksel model geliştirmiştir. Bu modelle, gerçekte vücuda uygulanmış bir radyoizotopdan ortalama absorblanmış doz, üç ayrı kategoride değişken faktörlerin gruplandırılması ile saptanmaktadır (NCRP 83, 1985).

1. Radyofarmasötiklerin vücuda alınımı, dağılımı, vücutta bekletilmesi ve dışarı atılmasını tanımlayan biyolojik faktörler.
2. Girici ve girici olmayan radyasyon ihtiva eden radyoizotop tarafından ortama bırakılan enerji.
3. Hedef tarafından absorblanan enerji oranı.

3.3.2.1. Biyolojik Faktörler

Bir radyoizotop uygulamasındaki ortamda absorblanmış doz hesabı için radyoizotopun vücut içinde nereye gittiği, ne sürede oraya gittiği, orada ne kadar süre kaldığı ve oradan ne sürede dışarı atıldığı bilinmiş olmalıdır.

Böylelikle radyoizotopun vücuda alınmasından itibaren sistemden tamamen atılncaya kadar organdaki toplam aktiviteyi saptamak önemli olmaktadır. Toplam aktivite, aktivite integrali alınmak suretiyle hesaplanmaktadır, (Cloutier ve diğ. 1984).

Aktivite integrali:

$$\tilde{A} = \int A dt \quad (3.11)$$

şeklinde ifade edilmektedir. Burada $\tilde{A}$ toplam aktivite ve A maksimum aktivite'yi temsil etmektedir. Dk. 3.11 düzenlendiğinde ise,

$$\tilde{A} = 1.443 \cdot A \cdot T_{\text{eff}} \quad (3.12)$$

elde edilmektedir. Burada T_{eff} efektif yarı ömürdür (saat) (Cloutier ve diğ. 1984).

3.3.2.2. Bozunma Sonucu Serbest Kalan Enerji

Vücut içerisine alınan iyonize ve iyonize olmayan radyoizotopların bozunmalarıyla yayınlanan radyasyonların (χ , $\gamma > 10$ keV ve anihilasyon fotonlar) ve nüfuz edici olmayan (α , β ile χ , $\gamma < 10$ keV v.b.) radyasyonların bolluk kesri olarak adlandırılan

n_i değerleri ve ortalama enerjileri (E_i) bilinmektedir. Literatürde bu değerler, tablolar halinde verilmektedir. MIRD komitesi tarafından absorblanmış doz denge sabiti (Δ_i) tanımlanmış olup, aşağıdaki gibi ifade edilmektedir (Blau ve diğ. 1982).

$$\Delta_i = 2.13 n_i E_i \quad (3.13)$$

3.3.2.3. Absorblanan Enerji oranı

Absorblanma Kesri (ϕ); radyasyon kaynağı tarafından yayınlanan enerjinin, hedef tarafından absorblanan enerjiye oranı olarak tanımlanmaktadır. α , β ve $\chi, \gamma < 10$ keV gibi ışınlar esas olarak enerjilerini, yayınlandıkları noktadan itibaren ilk 1 cm içerisinde kaybederler. Bu ışınlar için absorblanma kesri daima 1 (veya % 100) olarak alınmaktadır (Paul ve Bruce, 1995).

Girici ışınlar için, radyoizotop ihtiva eden doku içerisinde ve etrafında yalnızca kısmi absorbsiyon meydana gelir. Yüzde oranları “Standart İnsan” fantomu kullanılarak saptanmaktadır (Paul ve Bruce, 1995). Standart insan ise yaklaşık olarak ağırlığı 70 kg ve boyu 170 cm olan insan olarak tanımlanır.

Absorblanma kesri, ağırlıklı olarak Monte Carlo Simulasyon tekniği kullanılarak Stabin (1996) ve fotonların enerjisine bağlı olarak fantom içerisindeki fotoelektrik, Compton saçılması ve çift oluşumu gibi etkileşmeler göz önüne alınmak suretiyle hesaplanmaktadır (Cloutier ve diğ. 1984).

Buna göre;

$$\Phi = \phi / m_T \quad (3.14)$$

Burada, Φ özgül absorblanma kesrini, ϕ Absorblanma kesrini ve m_T ise hedef organ kütlesini temsil etmektedir. Bu ifadelerle göre MIRD metodu.

$$D_M = \tilde{A} \sum \Delta_i \phi / m_T \quad (3.15)$$

$$D_M = \tilde{A} \cdot \Delta_i \cdot \Phi \quad (3.16)$$

$$D_M = \tilde{A} \cdot S \quad (3.17)$$

Burada,

D_M : MIRD metodu için absorblanmış doz (rad)

$\tilde{A}$: Toplam aktivite ($\mu\text{Ci-h}$)

S : Birim aktivite başına absorblanmış doz ($\text{rad}/\mu\text{Ci-h}$)

3.4. DENEYSEL ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

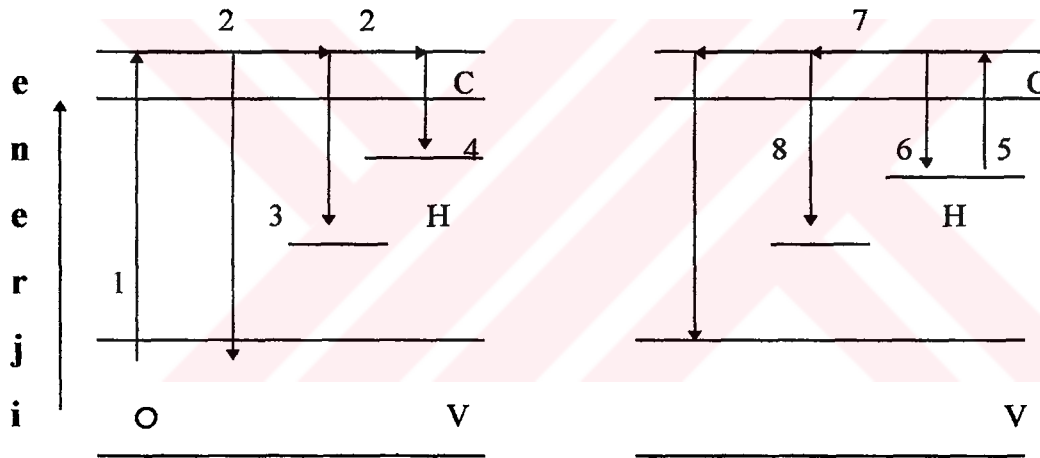
ICRP 60 (1991)'da öngörülen doz limitleri, belirli organlar için ortalama eşdeğer doz veya etkin doz olarak verilmektedir. Pratikte bu nicelikler, doğrudan doğruya ölçülememekte, dönüşüm faktörleri kullanılarak radyasyondan korunma amaçlı kişisel doz ölçümleri hesaplanabilmektedir. Söz konusu bu dönüşüm faktörleri, bir çok araştırmacı tarafından deneysel yöntem ile Roedler ve Kaul, (1975); Rosenstein, (1982) veya matematiksel fantom yöntemi Thomasz ve diğ. (1985); Nariyama ve diğ.(1995); Robert, (1968) kullanılarak tayin edilmiştir.

3.4.1. Termolüminesans Dozimetre (TLD) ile Ölçüm

Termolüminesans dozimetrelerin çalışma prensibi termolüminesans olayına dayanır. İyonlaştırıcı radyasyonlara maruz bırakılarak uyarılmış bazı katı maddelerin ısıtma ile ışık yayınlaması olayına “ termolüminesans olay” adı verilmektedir (McKinlay, 1980). Şekil: 3.1’de gösterildiği biçimde, radyasyon etkisiyle uyarılarak normal seviyelerinden iletkenlik bandına çıkarılan ve oradaki tuzaklarda tutulan elektronlar, ısıtma yolu ile bu tuzaklardan kurtulup tekrar normal seviyelerine dönüşleri sırasında iki seviye arasındaki enerji farkına tekabül eden görünen bir ışık yayınlarlar. Katı maddeyi oluşturan kristal

yapı içindeki yabancı atomlar, delikler ve kristal yapıdaki diğer bozukluklar radyasyon etkisiyle uyarılan elektronların yakalanması için gerekli tuzak yerlerini teşkil ederler.

Kristal yapıdaki her bozukluk tipi için, karakteristik bir bağlanma enerjisi veya tuzakların, yakalanan elektronlar için belirli bir yakalama derinliği vardır. Katı cisim, bu yakalama derinliğine tekabül eden bir sıcaklığa kadar ısıtılacak olursa, elektronlar yakalandıkları tuzaklardan kurtularak normal seviyelerine dönerler ve bu sırada termolüminesans ışığı yayınlanır. Yayınlanan ışığın şiddeti, tuzaklarda yakalanmış elektronların sayısı ve dolayısıyla kristal tarafından absorblanmış toplam radyasyon dozuyla orantılıdır. Bu lüminesans ışık şiddetinin ölçülmesiyle absorblanmış radyasyon dozu değerlendirilebilmektedir (McKinlay, 1980; Greening, 1981; Shani, 1991).



Şekil 3.1. : Termolüminesans Dozimetre Elektron Hareket Şeması.

Termolüminesans dozimetreler (TLD) ile, kullanılan kristale bağlı olarak α , β , x , γ , nötron gibi doğrudan veya dolaylı iyonizan radyasyonları ölçmek mümkündür. Termolüminesans dozimetrelerin; rutin personel dozimetresi, kaza dozimetresi, ve çevresel dozimetre olarak kullanılan birçok çeşidi vardır (Planque ve Thomas, 1982; Christensen ve diğ. 1982). Çeşitli amaçlar için kullanılan termolüminesans dozimetreler ve özellikleri Tablo 3.3’de verilmektedir.

TLD radyoterapide sıkça kullanılan bir dozimetredir. Radyoterapi amaçlı doz ölçümlerinde, fantom içerisinde doz derinliği tayini ve tedavi planlamasında, kanserli dokunun absorbladığı dozun ölçülmesinde, radyolojide organ dozu ve hasta dozu ölçülmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Banu ve diğ. 1998; McKinlay, 1980).

Antromorfik fantomla ve TLD kullanmak suretiyle deneysel olarak dış foton radyasyonu ile organ dozları ve radyasyon korunmasındaki ölçüm nicelikleri arasındaki dönüşüm faktörlerini deneysel olarak saptanmıştır (Thomasz ve diğ. 1985). Benzer yöntemle TLD kullanılarak insan fantomunda kemik iliği için absorblanmış doz ölçülmüştür (Robert, 1968).

3.4.2. İyon Odaları ile Ölçüm

Bu tür dozimetrelerin temel prensibi hava veya herhangi bir gazın X ve gama radyasyonu ile iyonize olması sonucu oluşan iyonizasyon miktarının sürekli ölçülmesidir. Fantomlarda iyon odalarının kullanımı çoğu çalışmanın konusu olmuştur. Su içerisinde merkezi eksen, derin doz eğrileri yalnız iyon odası ölçümlerinden elde edilmiştir. Özel olarak, minyatür “membrane” kondansatör iyon odası veya Sievert iyon odası gibi küçük iyon odaları yerleştirilebilen fantomlar dizayn edilmiştir. Membran iyon odalarının radyasyon ölçüm aralığı 15 ile 600 R dir. Bu detektörler daha çok 6 mm çapında 2 cm boyunda silindir biçimindedirler (Lanzl, 1973).

3.4.3. Kalorimetrliler

İyonlaştırıcı radyasyonların klinik uygulamalarında, soğurulan doz miktarını doğru olarak bilmek önemlidir. Radyasyonlar tarafından ortama verilen enerjinin büyük bir kısmı ısıya dönüşmekte ve küçük bir kısmı ise kimyasal değişimlerin meydana gelmesine harcanmaktadır (McLaughlin ve diğ. 1989; Shani, 1991).

İyonlaştırıcı radyasyonların ortama bıraktıkları enerjinin iç enerjiye dönüşmesiyle sıcaklığın yükselmesi sonucu, bu yükselen sıcaklığın ölçülmesidir. Bu tip dozimetreler günümüzde birinci dereceden standart olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemle absorblanan dozun doğrudan ölçümü sağlanmaktadır (Greening, 1981).

Tablo 3.3

Çeşitli Termoluminesans Dozimetrelerin Kullanım Alanları ve Performans Özellikleri (McKinlay, 1980)

TLD Tipi	Malzemesi	Uygulama alanları	Fiziksel durumu	Yoğunluğu g/cm ³	Efektif atom numarası	TL emisyon spektrumu	TL pik sıcaklığı	⁶⁰ Co'ya göre hassasiyet	30 keV/ ⁶⁰ Co enerji cevabı	Faydalı radyasyon aralığı	Zayıflama (Fading) etkisi
TLD-100	Lityum florid LiF	Sağlık ve tıbbi fizik dozimetresi	Toz, çubuk, kard çip	2.64	8.2	3500-6000 Å	195 °C	1.0	1.25	mR-3x10 ⁵ R	20 °C de yılda %5
TLD-200	Kalsiyum florid dispersiyum	Çevre dozimetresi	"	3.18	16.3	4835 Å 5765 Å	180 °C	30	12.5	10µR-10 ⁶ R	ilk 1 günde %10
TLD-400	Kalsiyum florid Manganez	Çevre ve yüksek doz dozimetresi	"	3.18	8.2	4400-6000 Å	260 °C	10	13	100 µR-10 ⁵ R	ilk 1 günde %10
TLD-600	Lityum-6 izotop florid	Nötron dozimetresi	"	2.64	8.2	3500-6000 Å	195 °C	1.0	1.25	mR-3x10 ⁵ R	20 °C de yılda %5
TLD-700	Lityum-7 izotop florid	Gamma dozimetresi	"	2.64	8.2	3500-6000 Å	195 °C	1.0	1.25	mR-3x10 ⁵ R	20 °C de yılda %5
TLD-800	Lityum borat manganez Li ₂ B ₄ O ₇ :Mn	Megarad dozimetre	"	2.4	7.4	3500-6000 Å	200 °C	0.15	0.9	50mR-3x10 ⁵ R	3 ayda <%5
TLD-900	Kalsiyum sülfat dispersiyum CaSO ₄	Çevre dozimetresi	Toz, disk	2.61	15.5	4800 Å 5700 Å	220 °C	20	12.5	100 µR-10 ⁵ R	1 ayda %2 6 ayda %8

3.4.4. Kimyasal Dozimetre (Fricke dozimetresi)

Kimyasal dozimetrede doz; uygun bir kimyasal ortamda, radyasyonların meydana getirdiği kimyasal reaksiyonların miktarından hareketle tayin edilmektedir. Kimyasal reaksiyon miktarı ortama verilen enerji ile orantılıdır. Örneğin; demir sülfat ($\text{FeSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$) bu amaç için uygun bir kimyasal maddedir. Radyasyonların meydana getirdiği OH ve H_2O gibi serbest radikaller iki değerlikli demir iyonlarını (Fe^{+2}) okside ederek üç değerlikli demir iyonlarına (Fe^{+3}) dönüştürmektedir. Meydana gelen demir üç iyonlarının sayısı ortamda soğurulan radyasyon enerjisi ile orantılıdır. Demir üç iyonu konsantrasyonu güvenilir olarak spektrofotometrik olarak ölçülmektedir (Greening, 1981; McLaughlin ve diğ. 1989).

3.4.5. Orantılı Gaz Dedektörleri

Doku eşdeğerli orantılı sayıcılar karışık radyasyon alanında ve farklı radyasyon alanlarında standart ölçüm aleti olarak kullanılabilen cihazlardır. Orantılı sayıcılar, fotonlar nötronlar, ağır yüklü parçacıklar ve π^- mezonlarını içeren farklı tipteki iyonlayıcı radyasyonların dağılımlarını ölçümlemede kullanılmaktadır. Orantılı sayıcılarla lineal enerjinin (y) dağılımlarının deneysel saptamasında 1 g/cm^3 dokuda mikroskobik bir hacmin simulasyonu, çok düşük bir yoğunlukta doku eşdeğerli gaz ile doldurulmuş çok büyük bir kaviteyle yer değiştirmekle ulaşılabilmektedir (ICRU 36, 1983).

Doku eşdeğeri malzemedan yapılmış duvarlara sahip ve içi doku eşdeğeri gazla doldurulmuş orantılı sayıcılar özellikle mikrodozimetrinde kullanılmaktadır. Orantılı sayıcılar kendi aralarında ise doku eşdeğerli plastik duvarlı ve duvarsız olmak üzere farklı tip ve geometrilerde bulunmaktadır (ICRU 36, 1983).

BÖLÜM 4

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Tıpta teşhis ve tedavi amacıyla kullanılan radyoizotopların canlı dokuya etki mertebesi ve özellikle de “kritik organ” için oluşturduğu riskin bilinmesi istenir. Bu amaçla öncelikle, uygulanan radyoizotopla kaynak organ nitelemesi kazanan organın belirlenmesi ve “kritik organ”ın bu hedef organdan ışınlama dozunun tayini gerekir.

Bu doktora tez çalışmasında literatürde rastlanmayan bir fantom deneyinin yapılması amaçlanmıştır. Literatürde rastlanan fantom deneyleri esas itibarıyla diagnostik ve radyoterapik deneylerdir (Kramer ve diğ. 1991; Jankowski, 1984; Huda ve Sandison, 1984). Şimdiye kadar yapılan çalışmalarda daha çok hayvan fantomu kullanılarak dahili ışınlama deneyleri yapılmakta, buna karşın su fantomu veya “rando fantom” kullanımlarında uygulamalar radyasyon kaynağının fantom dışında olması hali için gerçekleştirilmektedir (Thomasz ve diğ. 1985; Robert, 1968). Bir başka deyişle, su fantomu ve rando fantom uygulamalarında, uygulama kolaylığı nedeniyle, fantom içine uygun bir dedektör yerleştirilmesiyle yapılabilecek deneylere rastlanmaktadır.

Hayvan fantom kullanılması halinde ise, enjeksiyonla fantoma verilen radyoizotop etkileri, fantom dışında bulunan dedektörle değerlendirilmeye çalışılmaktadır. Bu çalışmada, hem radyasyon kaynağının ve hem de dedektörün, fantom içinde veya fantomla ilintili olması sağlanmıştır. Bir başka deyişle, yapılan deney, önemli ölçüde orijinalite içermektedir. Bu şekildeki bir deneyle, gerçek uygulama şartları nedeniyle kritik organda oluşacak dozun, daha önce yapılan deneylerden daha iyi şekilde belirlenebileceği düşünülmüştür.

4.1. DENEYLER İÇİN SEÇİLEN HEDEF ORGAN

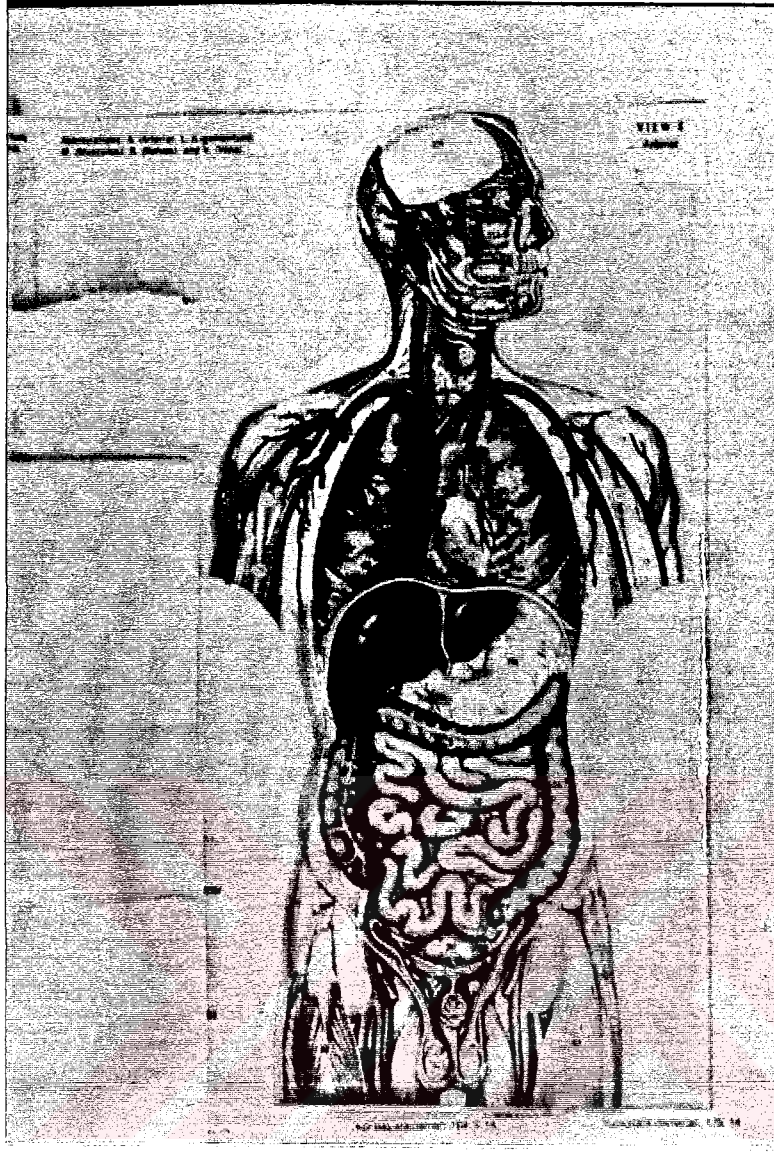
İnsan için “kritik organ” olarak, esas itibariyle kemik iliği veya üreme organları nitelenmektedir. Bu çalışmada somatik etkinin yanı sıra genetik etkiler için de önemli olan üreme organının “kritik organ” olarak seçilmesi esas itibariyle benimsenmiştir. Tek ve belirli bir hacimde olması nedeniyle de erkek üreme organı “kritik organ” olarak seçilmiştir. Böylelikle de deneylerimiz için erkek üreme organı “hedef organ” olarak belirlenmiştir.

4.2. DENEYLER İÇİN SEÇİLEN KAYNAK ORGANLAR

Nükleer tıp çalışmaları çerçevesinde günümüzde farklı organların görüntülenmesinde sintigrafik uygulamalar yapılmaktadır. Bu organlar arasında, karaciğer, dalak, böbrek, akciğerler, kemik, tiroid ve lenf bezleri sayılabilir. Vücuda verilen aktivitenin yaygınlaşacağı ve “kritik organ” için daha yaygın kaynak teşkil etmesi söz konusu olacağı düşünülerek, kemik ve lenf sistemi deney için kaynak organ olarak seçilmemiştir.

Bu durumda, Şekil 4.1’deki insan anatomisi incelendiğinde, yukarıda sayılan organlardan karaciğer ve dalak’ın önemli olabileceği görülmektedir. Zira, böbrekler çift olduğundan aktivitenin bölünmesi söz konusudur ve insan orta ekseninden radyal yönde uzak olmasıyla da, insan orta ekseni üzerinde olan kritik organ için daha az risk oluşturabileceği düşünülmüştür. Keza, tiroid de çift loblu olup aksenal yönde kritik organdan “hayli” uzakta bulunmaktadır. Akciğerler ise yine çift ve karın boşluğunda değil, kritik organa daha uzak olan göğüs boşluğunda yer almaktadırlar.

Buna karşın karaciğer ve dalak her ikisi de karın boşluğunda yer almakta ve insan orta eksenine de örneğin böbreklere göre daha yakın bulunmaktadır. Bu durumda, hem karaciğer ve hem de dalak, sintigrafik uygulamalarla kaynak organ durumuna gelmeleri halinde, kritik organ için, diğer yukarıda sayılan organlardan daha büyük risk oluşturabilecekleri düşünülmüştür. Bu nedenle de karaciğer ve dalak deneyler için “kaynak organ” olarak seçilmişlerdir.



Şekil 4.1. Genel İnsan Anatomisi

Karaciğer, vücudun en büyük dış ve iç salgı yapılan bezidir. Bir çok önemli görevi bulunan karaciğer dış salgı bezi olarak safrayı özel kanallar aracılığı ile duodenum'un ikinci kısmına akıtır, iç salgı bezi olarak yaptığı glikojeni glikoza çevirerek karaciğer ven kanına akıtmaktadır. Karaciğer, karın boşluğunun yukarı kısmında diyaframın altında, mide ve bağırsakların üstündedir. Yatay yönde uzunluğu 25-30 cm ve önden arkaya uzunluğu ise 14-16 cm, ortalama yüksekliği 8 cm ve ağırlığı 1800 g kadardır (Kuran, 1983).

Dalak karın boşluğu içinde diyaframın altında yer almaktadır, Genellikle kahve çekirdeğine benzeyen dalağın uzunluğu 12 cm, genişliği 7-8 cm, kalınlığı 4.5 cm ve ağırlığı 150-200 g kadardır (Kuran, 1983).

4.3. DENEY FANTOMU

Radyasyonun biyolojik etkilerinin incelenmesi için çoğu kez benimsenen yol, insan yapısını temsil edebilecek bir temsili malzeme kullanmaktır. Bu ortam “fantom” olarak nitelenmektedir. İyi bir değerlendirme için, fantomlarda insan dokularına eşdeğer radyasyon absorblayıcı malzeme kullanılması gerekmektedir. İlk olarak, 1914 yılında hayvan dokusundan yapılmış bir fantom kullanarak doz değerlendirmesi yapılmıştır (Lanzl, 1973).

Çoğu kez su ortamı, fantom olarak kullanılmaktadır. Suyun tercih edilmesinin nedenleri; insan kas dokusuna çok benzer şekilde çeşitli enerjilerde X-ışınlarını absorblaması ve dedektör yerleşiminin kolay olması ve de bol bulunmaktır (IAEA 277, 1997). Ancak, su geçirmez dedektör kullanmak gerekliliği ve organ yerlerinin her şartta kesin tayinindeki zorluklar su fantomları ile çalışmanın zorluklarını oluşturmaktadır. Bununla beraber, basitliği nedeniyle rutin fantom malzemesi olmuştur (Lanzl, 1973).

Teknolojinin gelişmesiyle, doku doz ölçümünde kullanılmak üzere çok çeşitli malzemelerden fantomlar geliştirilmiştir. 1962 yılında ilk defa ticari olarak üretilen fantom insan vücudunun fiziksel ve kimyasal bileşimine benzer şekilde özel malzemeden yapılarak “rando fantom” olarak adlandırılmıştır (Safety Series 114, 1996).

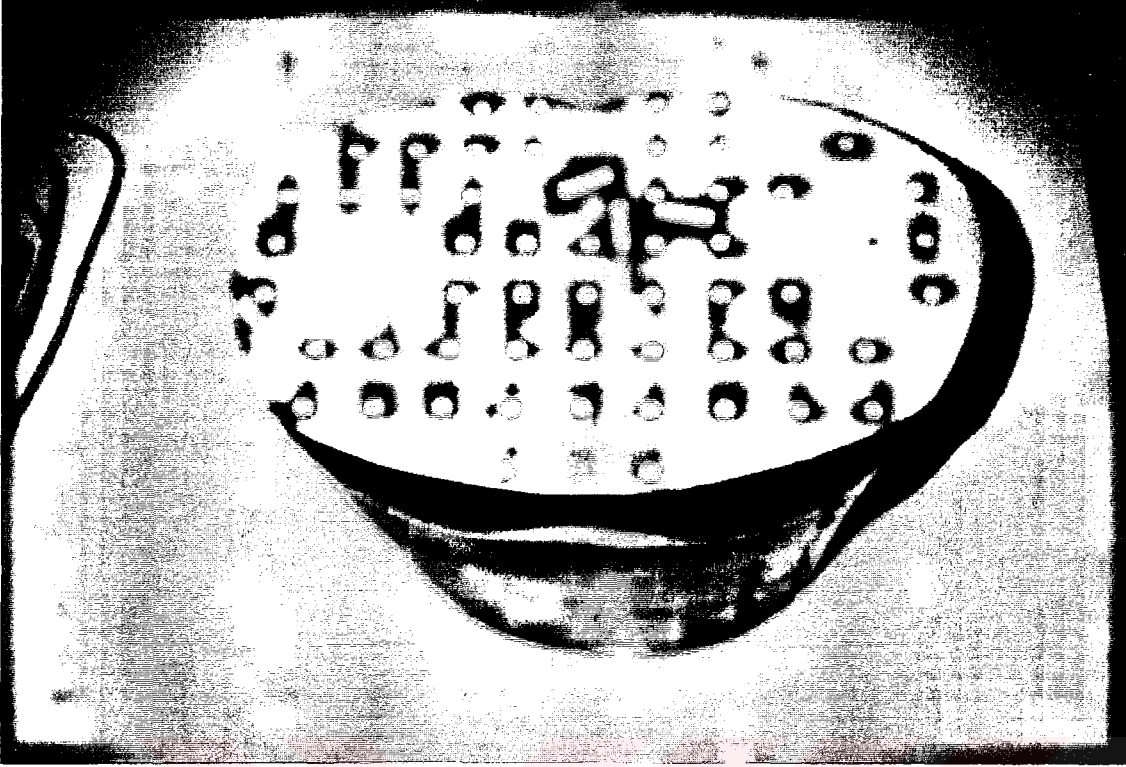
Deneylerde bir rando fantom kullanılması amaçlanmış ve böylelikle ileri doz değerlendirmelerine ulaşılması hedeflenmiştir. Kullanılan fantom; “standart insan” ölçülerine uygun, ticari olarak üretilmiş fiziksel ve kimyasal olarak 0.985 g/cm^3 yoğunlukta ve 7.3 efektif atom numaralı olarak doku eşdeğeri malzemeden imal

edilmiş bir erkek fantomdur. Bu fantom Türkiye Atom Enerjisi Kurumu - Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi (TAEK-ÇNAEM) Sağlık Fiziği Bölümü, Sekonder Standard Dozimetri Laboratuvar'ında (SSDL) bulunmakta olup, uluslararası benzer çalışmalar için kullanılan bir fantomdur. Kullanılan fantomun fotoğrafı Şekil 4.2'de görülmektedir.



Şekil: 4.2. Deneylerde Kullanılan Fantom

Fantom 35 dilimden oluşmuştur ve her dilim ise 2.5 cm kalınlığa sahiptir. Dilimler üzerinde TLD gibi küçük radyasyon detektörlerinin yerleştirilmesine imkan veren 0.5 cm çapında ve birbirleri arasında 2 cm mesafe bulunan çok sayıda silindirik delikler bulunmaktadır. Kullanılmayan delikler ise Şekil 4.3'de görüleceği üzere doku eşdeğeri tapalarla kapatılabilmektedir.



Şekil 4.3. Fantom Dilimleri İçine Dozimetri Yerleştirilen Delikler ve Tapaları

4.4. ÇALIŞILAN RADYOİZOTOP

Nükleer tıp uygulamalarında çokça kullanılan radyoizotoplar Tablo 2.2’de verilmiştir. Bu radyofarmasötiklerin seçiminde, vücuda vereceği en az doz hasarı ile en yüksek foton veriminin sağlanması ve radyoizotopun yarı ömrünün, incelemenin yapılabilmesine imkan verecek mertebede ancak yine de kısa olması aranan özelliklerdir

4.4.1. Teknesyum-99m’in Özellikleri

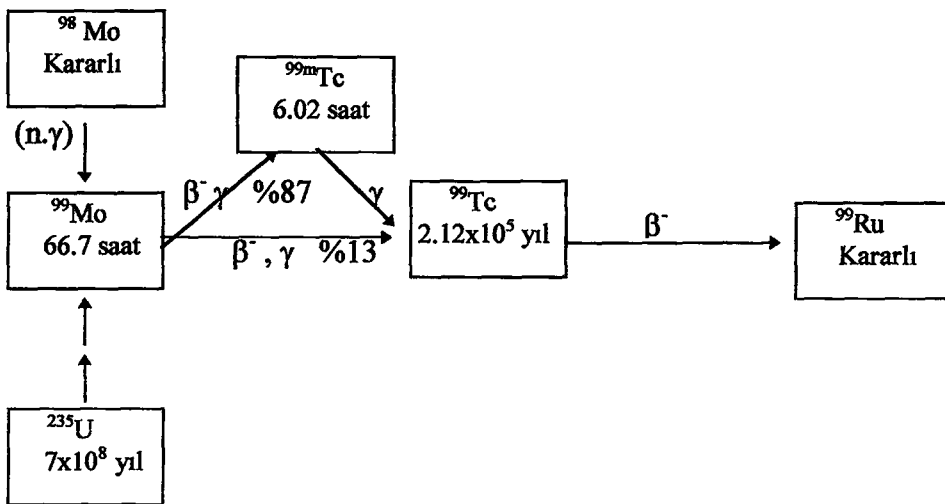
Nükleer tıpta teşhis amaçlı olarak, bu şartları sağlayan bir radyofarmasötik olması nedeniyle, çoğu kez Tc-99m radyoizotopu kullanılmaktadır. Teknesyum-99m; 6.02 saatlik yarı ömrü, 140 keV gibi düşük enerjili gamma ışını yayınlaması, partiküler ışın yayınlamaması, elde edilme kolaylığı nedeniyle teşhis amaçlı kullanımlarda çoğunlukla tercih edilen radyoizotopdur. Bir başka deyişle bu radyoizotopu içeren

radıofarmasötikler yaygın olarak nükleer tıpta kullanılmaktadır. Teknesyum-99m radyoizotopunun özellikleri Tablo 4.1’de bir araya toplanmıştır (Shapiro, 1989).

Deneyler kullanılan aktivite değerlerinin, nükleer tıp uygulamalarına uygun olarak seçilmesi hedeflenmiştir. Nükleer tıp uygulamalarında genel olarak karaciğer görüntülenmesinde 222 MBq (6 mCi) aktivitede Tc-99m radyofarmasötiği kullanılmaktadır. Bir başka deyişle, teşhis amaçlı böyle bir uygulamada, maksimum 6 mCi aktivite kişiye verilmekte ancak kimi şartlarda daha düşük aktivite kullanımı da olabilmektedir. Bu nedenle, deneylerimizde; 222 MBq (6 mCi), 185 MBq (5 mCi), 148 MBq (4 mCi) ve 111 MBq (3 mCi) olmak üzere dört farklı aktivite ile çalışılması benimsenmiştir.

4.4.2. Teknesyum-99m’in Temini ve Hazırlanması

Teknesyum-99m jeneratörü, ÇNAEM TR-2 Araştırma Reaktöründen üretilen Molibden-99 ve daha sonra yurt dışından ithal edilen Molibden-99 radyoizotopunun ÇNAEM Radyofarmasötik Bölümü laboratuvarlarında muamele edilerek üretilmiştir. Deneyde kullanılan Teknesyum-99m radyoizotopu üretilen bu jeneratörün sağımı ile elde edilmiştir. Molibden-99 dan üretilen Teknesyum-99m’in elde edilmesi şematik olarak Şekil 4.4’de görülmektedir (Helus, 1983).



Şekil 4.4. Teknesyum-99m Elde Edilme Şeması

Tablo 4.1
Tc-99m'den Yayınlanan Radyasyonun Enerjileri ve Denge Doz Sabitleri
(Shapiro, 1989)

Tc-99m'in γ Bozunum Pikleri			
Radyasyon	% Bozunma	Enerji(MeV)	
Gama - 1	98.6	0.0022	
Gama - 2	98.6	0.1405	
Gama - 3	1.4	0.1427	

Tc-99m'in Bozunum Piklerine İlişkin Ayrıntılı Bilgiler			
Radyasyon	Bolluk Kesri (n_i)	Ortalama Enerji E_i (MeV)	Denge Doz Sabit (Δ_i) (g/rad/ μ Ci-h)
Gama 1	0.000	0.0021	00.000
M int.con. elektron, gama-1	0.986	0.0017	0.0036
Gama 2	0.883	0.1405	0.2643
K int.con. elektron, gama-2	0.0883	0.1195	0.0225
L int.con. elektron, gama-2	0.109	0.1377	0.0032
M int.con. elektron, gama-2	0.0036	0.1401	0.0011
Gama 3	0.0003	0.1427	0.0001
K int.con. elektron, gama-3	0.0096	0.1217	0.0025
L int.con. elektron, gama-3	0.0030	0.1399	0.0009
M int.con. elektron, gama-3	0.0010	0.1423	0.0003
K α -1 χ -ışınları	0.0431	0.1184	0.0017
K α -1 χ -ışınları	0.0216	0.1830	0.0008
K β -1 χ -ışınları	0.0103	0.0.206	0.0005
K β -1 χ -ışınları	0.0018	0.0210	0.0001
L χ -ışınları	0.0081	0.0024	0.0000
KLL Auger elektron	0.0149	0.0155	0.0005
KLX Auger elektron	0.0055	0.0178	0.0002
KXY Auger elektron	0.0007	0.0202	0.0000
LMM Auger elektron	0.1060	0.0019	0.0004
MXY Auger elektron	1.23	0.0004	0.0010

ÇNAEM, Teknesyum-99m jeneratörü izotonik çözelti içinde oral ve damar içi uygulamalar veya aseptik Teknesyum-99m radyofarmasötikleri hazırlanması için steril apirojen ^{99m}Tc -sodyum perteknetat çözeltisi sağlamaktadır. Steril cam kolonlarda alüminyum oksit üzerinde adsorbe edilmiş fisyon ürünü molibden (^{99}Mo) bulunmaktadır.

Özel olarak tasarlanmış, steril edilmiş iğneler salın çözeltisinin geçişini sağlamak üzere kolonda birleştirilmektedir. Sağım sırasında filtre edilmiş steril hava sisteme girmekte ve kolonu sağımlar arasında kuru halde tutmaktadır. Böylelikle, yüksek ^{99m}Tc verimi sağlanmaktadır. Teknesyum sağım sisteminin fotoğrafı Şekil 4.5’de görülmektedir.



Şekil 4.5. Teknesyum-99m Jeneratörü

4.5. RADYOAKTİVİTE ÖLÇÜMÜNDE KULLANILAN DOZ KALİBRATÖRÜ

Radyoizotop doz kalibratörü, nükleer tıpta teşhis ve tedavi için hastalara verilecek radyofarmasötiklerin ölçümünde kullanılmaktadır. Hastaya verilecek radyoaktif maddelerin doğru ölçülmesi teşhis ve tedavinin başarılı olmasını sağlamaktadır.

Radyoizotop doz kalibratörleri, genellikle kuru tipi iyon odası ve iyon akımını ölçmeye yarayan bir elektrometreden ibarettir. İyon odası atmosfer basıncında hava ile dolu olabileceği gibi, basınçlı hava veya diğer uygun gazları da doldurulabilmektedir. Bugün en çok 20 atmosfer basıncında argonla doldurulmuş iyon odaları kullanılmaktadır.

Bu çalışmada kullanılan radyoizotopun aktivite ölçümlerinde Şekil: 4.6 'da fotoğrafı verilen Capintec marka doz kalibratörü kullanılmıştır. Doz kalibratörü; deney öncesi, Ba-133, Cs-137, Co-57 standart radyoaktif kaynakları kullanmak suretiyle kalibre edilmiş ve cihazın doğruluk ve hassasiyetinin % 0.2 civarında olduğu belirlenmiştir.



Şekil 4.6. Aktivite Ölçümünde Kullanılan Doz Kalibratörü

4.6. KULLANILAN DEDEKTÖR VE SAYIM SİSTEMİ

4.6.1. Doz Ölçümünde Kullanılan Termolüminesans Dozimetre (TLD)

Doğrudan absorblanmış doz ölçümünde her tip detektör kullanılmamaktadır. Termolüminesans dozimetreler (TLD) radyasyon korunmasında ve absorblanmış doz ölçümünde yaygın şekilde kullanılan bir dedektör tipidir. Tablo 3.2’de ifade edildiği gibi TLD’ler kullanım amacına bağlı olarak farklı yapılarda ve farklı özelliklerde olabilmektedir. Farklı fiziksel yapıya sahip termolüminesans dozimetreler Şekil 4.7’de görülmektedir.

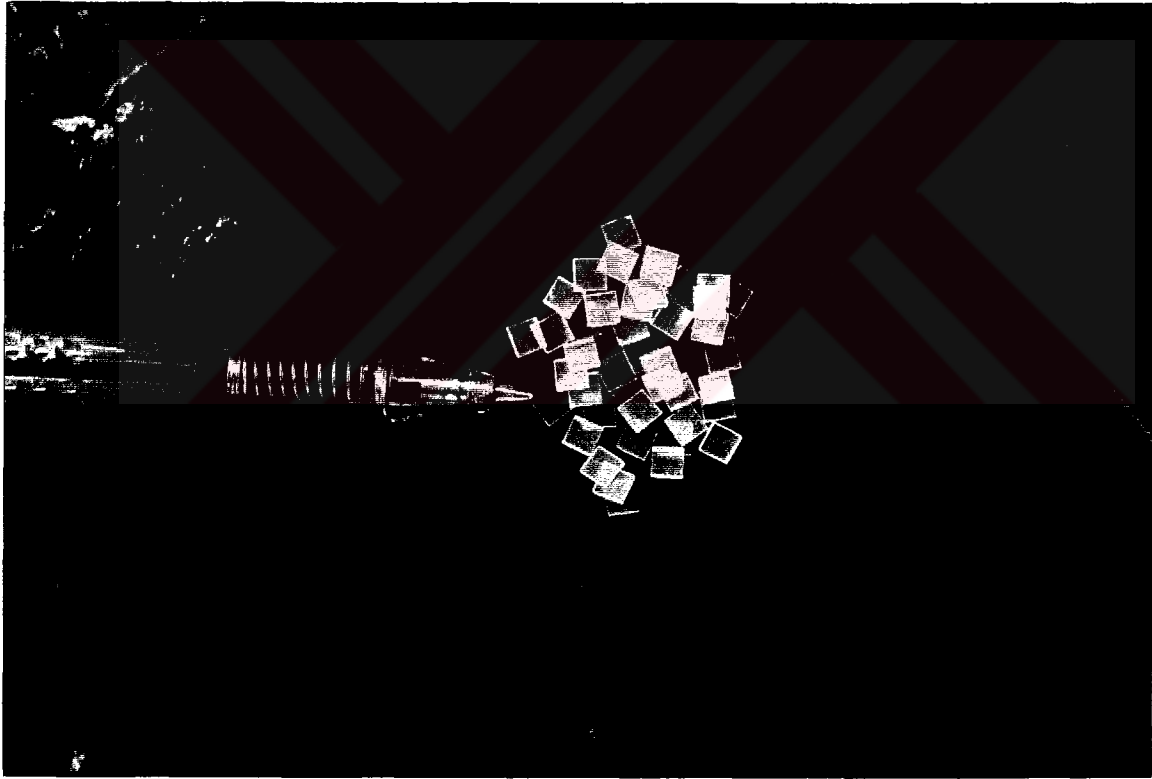


Şekil 4.7. Absorblanmış Doz Ölçümünde Kullanılan Farklı Yapıdaki TLD’ler

Termolüminesans dozimetreler bir fantom içinde veya doğrudan bir hastada veyahut radyasyon alanı içindeki özel alanlardaki absorblanmış doz hesaplamaları için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte herhangi bir ölçümdeki TLD doz hesaplamalarında tesadüfi ve sistematik belirsizlikler de söz konusudur. Termolüminesans dozimetreler ile absorblanmış doz hesabındaki belirsizlik analizleri

1992 yılında Kirby tarafından yapılmıştır (Kirby, 1992). Günümüzde, dozimetrik çalışmalar için TLD dozimetreler güvenilir olarak nitelenmektedir.

Deneylerde fantoma uygunluğu nedeni ile TLD (Termolüminesans dozimetreler) ile çalışılması tercih edilmiştir. Bir başka deyişle, hedef organ olan kritik organ geometrisinde ve çalışılan aktivitede yüksek verimle ölçüm TL Dozimetrelerle uygun olacağı düşünülerek, bu tip dedektörler deneylerimizde esas itibariyle kullanılmıştır. Kullanılan TLD'in fotoğrafı Şekil 4.8'de görülmektedir. Bu TLD'ler, Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi (TAEK-ÇNAEM) Sağlık Fiziği Bölümü'nden temin edilmiştir.



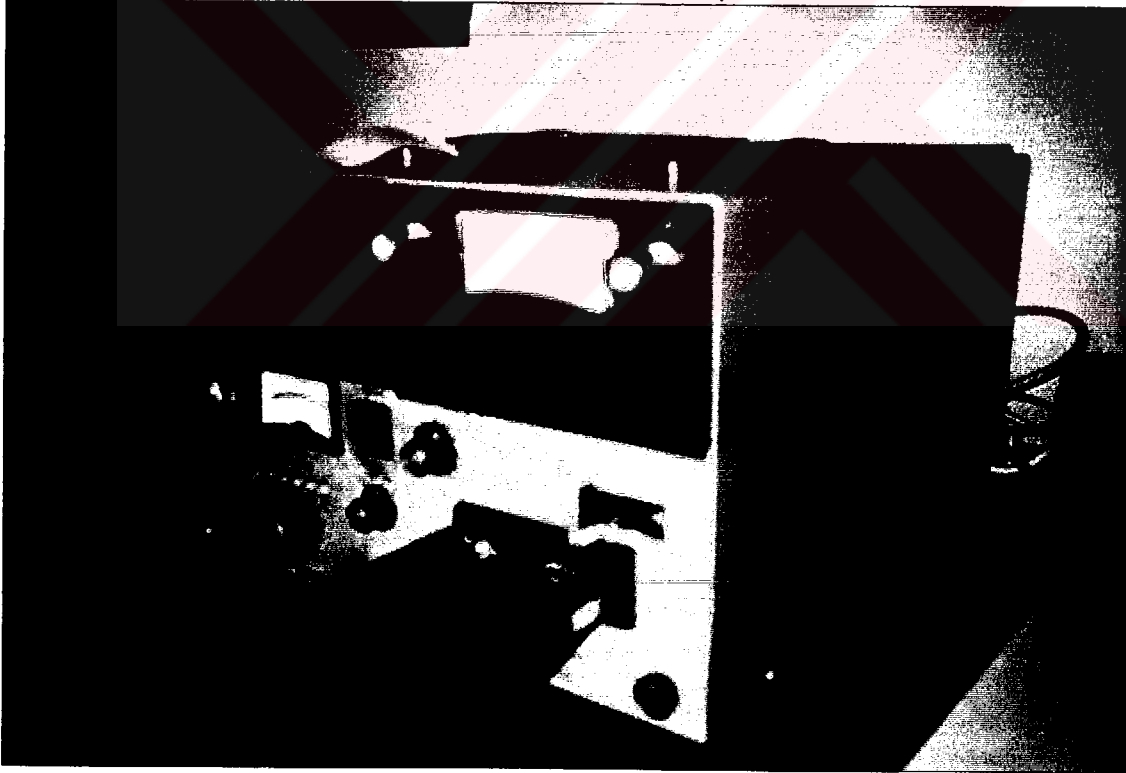
Şekil 4.8. Doz Ölçümünde Kullanılan TLD-200 Dozimetreleri

Düşük doz ölçümlerinde diğer termolüminesans dozimetrelerden daha hassas olması nedeniyle TLD olarak $\text{CaF}_2:\text{Dy}$ fosforu yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Hirning, 1992). Bu çalışmada düşük dozlarla çalışılması nedeniyle Harshaw marka $3.1 \times 3.1 \times 0.9$ mm boyutunda ve yaklaşık 28 mg ağırlığında TLD-200 çipleri kullanılmıştır.

4.6.2. Termolüminesans Dozimetrelerin Tekrarlanabilirlik Testi

Deneysel çalışmaya başlamadan önce, dozimetrelerin birbirlerine göre doz-cevap değişkenliklerini ortadan kaldırarak okumaları standart hale sokmak, dozimetrelerin tekrarlanabilirliğini test etmek gerekmektedir (Kıtıs ve diğ. 1985). Bu amaçla bütün dozimetreler, termal olarak TLD üzerindeki bilgileri sıfırlamak üzere 500 °C de 1 saat (anhilasyon) termal muameleye tabi tutulmuşlardır. Daha sonra aynı geometri şartlarında, ÇNAEM Segonder Standart Dozimetri Laboratuvarında (SSDL) bulunan Cs-137 radyoaktif kaynağı karşısında aynı dozda hassas bir şekilde ışınlanmışlardır.

TLD'ler, (TAEK-ÇNAEM) Sağlık Fiziği Bölümü SSDL'de mevcut Harshaw 2000 marka sayım cihazında sayılarak değerlendirilmiştir. Bu sayım cihazının fotoğrafı Şekil 4.9'da görülmektedir.



Şekil 4.9. TLD Değerlendirilmesinde Kullanılan Harshaw 2000 Marka Okuma Sistemi

Birbirlerine yakın değer veren TLD'ler seçilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla, tekrarlanabilirliği test etmek amacıyla, yukarıda ifade edilen uygulamalar bir kaç defa tekrar edilerek dozimetreler arasında, tekrarlanabilirliği iyi olan TLD'ler seçilerek deneyde kullanılmıştır.

4.6.3. TLD ile Absorblanmış Doz Hesabı

TLD'nin yerleştirildiği referans ortamdaki absorblanmış doz, termolüminesans sinyalinin bir TLD okuma sisteminden ölçölmesiyle hesaplanabilir.

Buna göre doz;

$$D' = T' \cdot S' \cdot K_F \cdot K_E \quad (\text{rad}) \quad (4.1)$$

formölü ile ifade edilmektedir (Kirby, 1992).

Burada;

D' : TLD'nin absorbladığı doz, (rad)

T' : Tek bir TLD örneği için birim kütledeki termolüminesans okumasıdır, (nC)

S' : TLD Sistemi kalibrasyon faktörü, (rad/nC)

K_F : Zayıflama (Fading) faktörü

K_E : Enerji düzeltme faktörünü

temsil etmektedir. Dk: 4.1'deki faktörlerin her biri deneysel olarak saptanabilmektedir.

4.6.3.1. TLD Kalibrasyon Faktörü Hesabı

TLD ile absorblanmış doz hesabında, TLD'lerin birim kütlesi tarafından yayınlanan sinyallerin doza dönüştürölmesi gerekmektedir. Diğer bir ifade ile termolüminesans dozimetrelerinin kalibrasyon eğrisinin oluşturölmesi gerekmektedir.

Öncelikle, deneysel çalışma amacıyla seçilen TLD fosforları, üzerlerindeki sinyalleri sıfırlamak amacıyla 500 °C de 1 saat termal muameleden geçirilmişlerdir. TLD'lerin güneş ışığına maruz kalmaması gerekmektedir. Işığa hassas olan TLD'ler; karanlık oda içerisinde, iç kısımları siyah ve şeffaf olmayan ince plastik zarflar içerisinde tutulmuşlardır.

Bu şekilde her birine 10'ar adet TLD kristalleri yerleştirilerek 8 ayrı zarf hazırlanmıştır. Bu zarflardan bir tanesi ışınlama ve okuma süresi içerisinde sıcaklık, rutubet v.s. gibi harici etkenlerin oluşturabileceği etkileri değerlendirmek maksadıyla doğal sayım (background) dozimetreleri olarak işaretlenerek ayrılmış, diğer 7 zarf kalibrasyon eğrisini oluşturmak için ışınlamada kullanılmıştır.

Kalibrasyon da kullanılan radyasyon kaynağı, ÇNAEM Sağlık Fiziği bölümü Segonder Standard Dozimetri Laboratuvarında (SSDL) korunma düzeyli radyasyon ölçerlerin kalibrasyonu amacıyla kullanılan Cs-137 radyoaktif kaynağıdır.

TLD'leri ışınlamaya geçmeden önce radyoaktif kaynağın belirli bir mesafeden (50 cm) radyasyon şiddetini ölçmek amacıyla, Şekil: 4.10 da fotoğrafı görülen, korunma düzeyli "çalışma standardı (global standard)" kullanılmıştır. PTW UNIDOS marka elektrometre ve buna bağlı olarak 600 cc'lik iyon odası ile 15 kadar okuma yapılarak ortalaması hesaplanmıştır. Bu okumalar arasındaki standart değişim 0.2 ve standart hata % 0.3 olmuştur. Ortam sıcaklığı ile basınç farklılığından kaynaklanabilecek hatayı yok etmek maksadıyla standart basınç ve sıcaklık normalizasyon formülü yardımıyla sıcaklık basınç düzeltmesi yapılmıştır.

$$P_{TP} = \frac{(273.16 + T_{or})}{(273.16 + T_{std})} \times \frac{P_{std}}{P_{or}} \quad (4.2)$$

Burada;

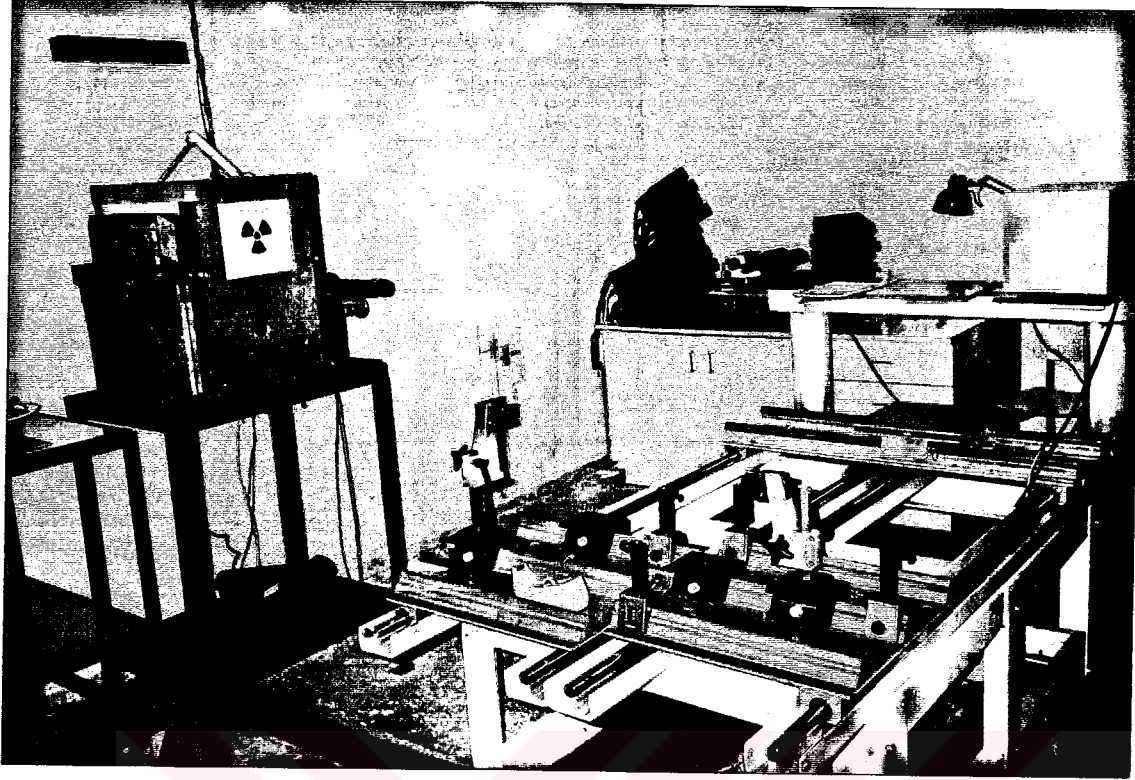
P_{TP} : Sıcaklık ve basınç düzeltme faktörü

T_{std} : Standart sıcaklık (20 °C)
 P_{std} : Standart basınç (1013 mbar)
 T_{or} : Ölçülen ortam sıcaklığı (°C)
 P_{or} : Ölçülen ortam basıncı (mbar)

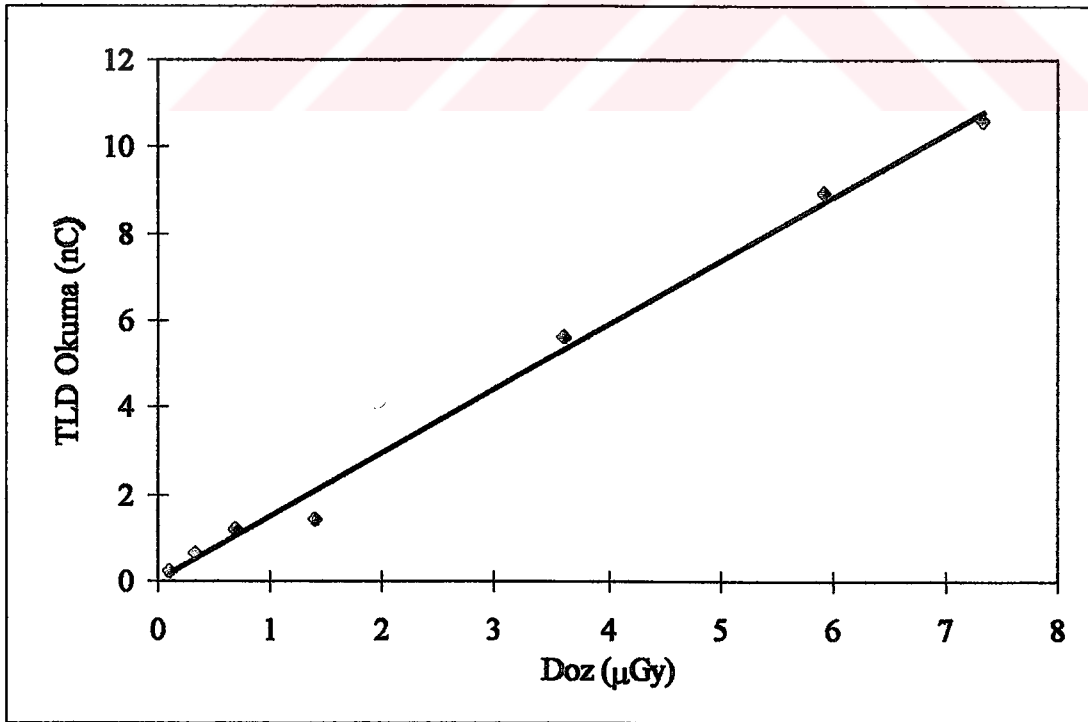


Şekil 4.10. Radyoaktif Kalibrasyon Kaynağının Doz Şiddetini Ölçen Korunma Düzeyli Çalışma Standardı (Global Standard)

Elde edilen doz değeri kullanılarak önceden hazırlanan 7 adet TLD zarfları sıra ile 0.116 μGy , 0.340 μGy , 0.700 μGy , 1.410 μGy , 3.620 μGy , 5.940 μGy , 7.332 μGy radyasyon dozlarında ışınlanmışlardır. ÇNAEM SSDL’de kurulu bulunan ışınlama sistemi Şekil 4.11’deki fotoğrafta görülmektedir. Işınlanan TLD’ler, TLD okuma sisteminde okunmuşlardır. Elde edilen okumaların hesaplamaları yapıldıktan sonra okuma değerleri ile ışınlama dozları arasında grafik çizilmiştir. Elde edilen eğri Şekil 4.12’de verilmektedir.



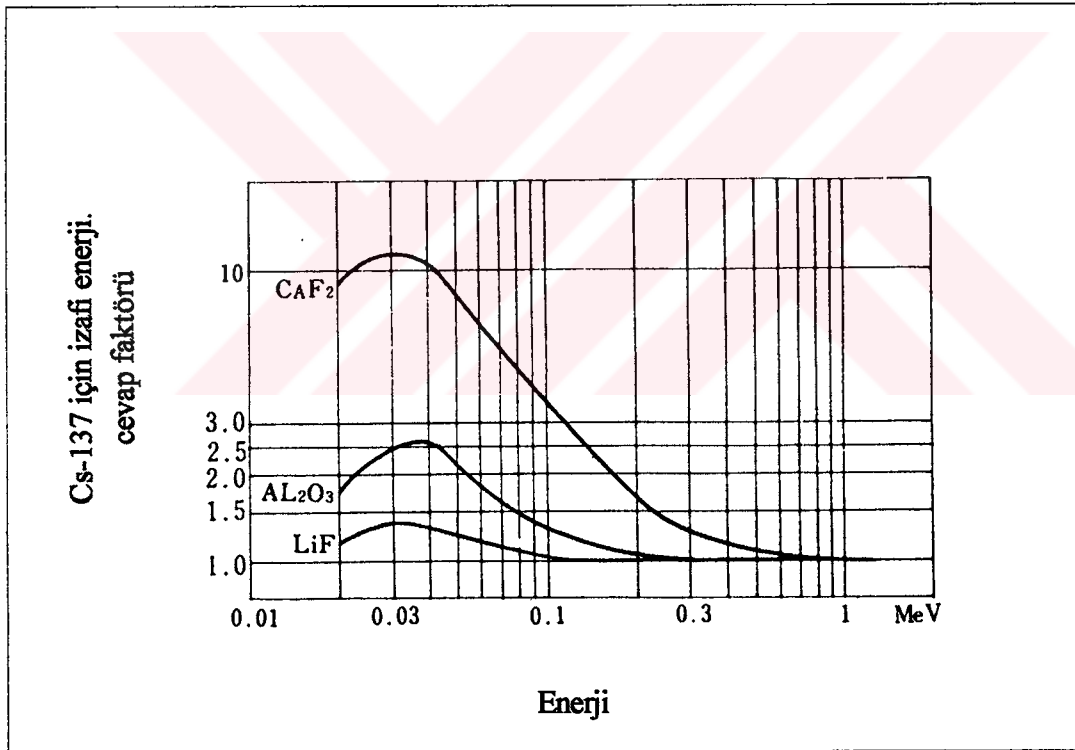
Şekil 4.11. TLD-200'lerin Kalibrasyon Eğrisi Hazırlanması İçin Kullanılan Işınlama Sistemi



Şekil 4.12 . Termolüminesans Dozimetreler İçin Elde Edilen Kalibrasyon Eğrisi

4.6.3.2. TLD Enerji-Cevap Faktörü

Çalışmada kullanılan 140.5 keV lik gamma enerjisi ile Tc-99m radyoaktif kaynağı için TLD enerji-cevap faktörü hesaplanması gerekmektedir. Tc-99m için enerji pikleri; enerji itibariyle, 1.25 MeV lik ortalama gamma enerjisine sahip Co-60 radyoaktif kaynağından, 662 keV lik enerji pikine sahip Cs-137 kaynağı daha yakın olması nedeniyle kalibrasyon faktörü hesabında Cs-137 kaynağı kullanılmıştır. Cs-137 enerjisine göre, TLD-200'ün enerji cevap faktörü olarak, izafi enerji cevap grafiğinden hareketle 140 keV gamma enerjisi için yaklaşık olarak (Şekil 4.13'den) “ 2.3 “ değeri tesbit edilmiştir.



Şekil 4.13 : Farklı Tip Termoluminesan Dozimetrelerin Enerji Spektrumunda, Cs-137 Enerjisine Göre İzafi Cevabı (McKinlay, 1980)

4.6.3.3. TLD Zayıflama Faktörü (Fading) Düzeltmesi

Termolüminesans dozimetrenin yapısı gereği, ışınlanan TLD'ler ortam şartlarından etkilenecek zaman içerisinde üzerlerindeki sinyalleri kaybetmektedirler. Araştırmalar neticesinde farklı yapılara sahip TLD'ler 20 °C oda sıcaklığında ve karanlıkta muhafaza edilmesi şartı ile Tablo 3.2'de ifade edildiği şekilde üzerlerindeki sinyal azalmaları hesaplandı. Dolayısıyla absorblanmış doz hesaplamalarında ışınlanan TLD'lerin değerlendirilmesi esnasında sinyal azalması göz önüne alınması gerekmektedir.

Çalışmada kullanılan TLD-200 için, sinyallerin zayıflama etkisi (fading) 20 °C deki oda sıcaklığında ve karanlıkta muhafaza etmek şartı ile, 24 saatte % 10 civarında olmaktadır (Driscoll, 1984).

TLD'lerin sinyal zayıflama etkisini ortadan kaldırmak için deneysel çalışmada ışınlanan TLD'ler zaman geçirilmeden okuma sisteminde okunmaktadır. Bu durumda zayıflama faktörü 1 alınabilmektedir. Bu çalışmada, TLD okumaları, olabildiğince hızla yapıldığı için bu faktör 1 alınabilmektedir.

4.7. DENEYİN YAPILIŞI

Bir rando fantom içerisine, çeşitli bölgelere yerleştirilen TLD lerle gerçekleştirilmiştir. Organ dozu tayini için, radyolojide dış radyasyonlara maruz bırakılarak yine rando fantom ve termolüminesans dozimetreler kullanılarak yapılan organ dozu tayini yöntemleri, incelenerek geliştirilmiştir (Rosenstein, 1982; Banu ve diğ. 1998). Ayrıca, nükleer tıp alanında insan vücuduna enjekte edilen veya içirilmek suretiyle radyoizleyici olarak verilen radyofarmasötiklerin teşhis ve tedavi maksatlı uygulaması esnasında hedef doku ve bu doku dışındaki doku ve organların maruz kalabilecekleri radyasyon dozu saptamaları da göz önüne alınarak uygulama yapılmıştır.

Bir başka deyişle, literatürde yapılmış iki farklı deney tipiyle elde edilmiş deneyimler, kaynak ve dedektörün fantomla ilintili olmasının yerinde olacağını göstermektedir.

Ancak deney şartlarının elvermemesi nedeniyle bu hususların gerçekleşemediği görülmektedir. Bu doktora tez çalışmasında hem detektörün ve hem de kaynağın fantomla ilintili olması sağlanmıştır. Bu husus nedeniyle bu çalışmada gerçekleştirilen deney orijinal olarak nitelenebilmektedir. Deneylerde, fantom içi dedektör olarak termoluminesans dozimetreleri kullanılmış ve TLD olarak TLD-200 tipi tercih edilmiştir. Bu hususta yararlanılan deneyimler arasında sayılabilir.

Bu çalışma için kullanılan fantom; doku eşdeğerli, ergen insan boyutlarında ve deneysel olarak doku veya organ dozu çalışmalarında kullanılmaya uygun Alderson Rando fantomdur (Şekil 4.2.)

Golikov ve Nikitin (1989) tarafından yapılan bir çalışmada Andromorfik fantomun her diliminde önemli bir kaç farklı organın bulunma oranları çıkartılmıştır. Bu bilgiler Tablo 4.2’de verilmektedir. Bu oranlar, organın kütlesinin dilimlere karşılık gelen kütle ağırlık katsayılarıdır. Tablo 4.2’den faydalanmak suretiyle karaciğere ve dalağa karşılık gelen fantom dilimleri ve oranları saptanmıştır.

Her dilimin kütle ağırlık oranları dikkate alınarak, Teknesyum-99m jeneratöründen sağın yapılarak kaynak organ olarak saptanan organ dilimleri arasına ve her dilimin kütle ağırlık katsayıları oranında radyoizotop absorbant kağıtlara emdirilmek suretiyle yerleştirilmiştir. Bu esnada radyoaktif kontaminasyona sebebiyet verilmemesi için absorbant kağıtlar ince plastik poşetler içerisine konulmuştur. Bu şekilde, rando fantomda kaynak organ tanımlanması, bu doktora çalışması ile yapılan orijinal bir uygulamadır.

Tablo 4.2
Erkek Ergen Rando Fantom İçindeki Seçilmiş Organların Bulunma Yerleri
ve Kütle Dağılımları (Golikov ve Nikitin, 1989)

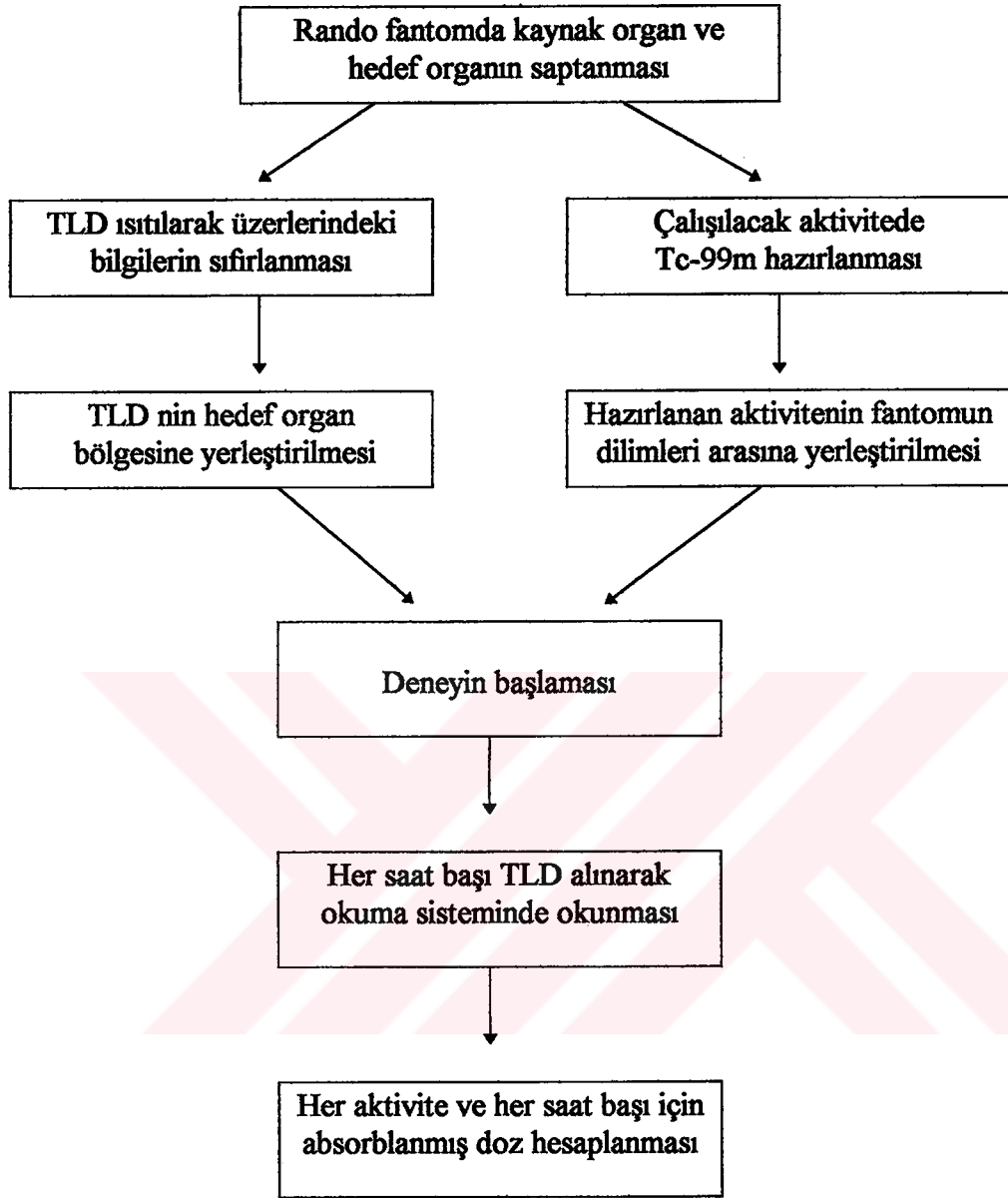
Organ	Dilim no	Kütle katsayısı (fi)	Organ diliminde bulunan delik numaraları
Karaciğer	19	0.15	85-87,95,96
	20	0.29	45,56,66,67,75-77,84-87,94-97, 105
	21	0.27	66,67,74-77,83-87,93-96,103-106,114
	22	0.17	77,83-87,92-96,102-106,114
	23	0.09	94-96,103-106,114
	24	0.03	95,104-106,114
Mide	20	0.24	55,64,65
	21	0.28	45,46,55-57,65
	22	0.25	45,46,56,57,67
	23	0.20	45,46,56,66,67,77
Pankreas	21	0.07	-
	22	0.60	55,65,66,76
	23	0.33	744,55,65,75,76
Böbrekler	21	0.19	52
	22	0.24	52-53,62
	23	0.34	52-53,83,92,93
	24	0.20	52-53,83,92,93,102,103
Dalak	20	0.18	44,53,54,63
	21	0.54	43,44,53-54
	22	0.28	43,44,54
İnce barsak	24	0.15	44,54,55,65,66,76,85,94
	25	0.18	44,55,56,65-67,76,77,85-87,94,95
	26	0.17	53-55,65,85,94,95,105
	27	0.16	54,55,65,75,85,94,95,105
	28	0.16	54,55,65,75,85,86,96
	29	0.07	75-77,85,86
Üst kalın barsak	24	0.23	33,34,45
	25	0.24	46,104-106,113
	26	0.35	45,56,66,67,76,77,86,96,104,106
	27	0.18	56,66,67,76,77,86,87,96,104
Alt kalın barsak	26	0.09	43,44
	27	0.13	44,55
	28	0.18	45,56,66,67,76,77,876,95,105,106
	29	0.13	45,46,56,66,67,87,96,106
	30	0.10	56,65,66,85,86,95,96,106
	31	0.09	56,65,66,73,83
	32	0.08	62,72,82

Günümüzde nükleer tıpta teşhis ve tedavide 45 civarında test uygulanmaktadır. Dolayısıyla her testin amacına bağlı olarak uygulanacak aktivite miktarları da farklı olmaktadır. Araştırmalar sonucu her uygulama için aktivite miktarları saptanmıştır. En sık kullanılan testler için aktivite düzeyleri Tablo 4.3’de verilmektedir (Safety series 115-1, 1994).

Tablo 4.3
Organ Görüntülenmesinde Kullanılan Radyoizotoplar ve Maksimum Miktarları

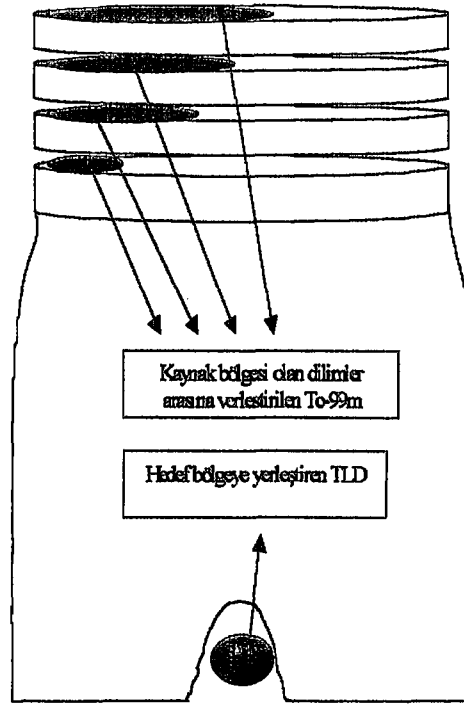
Test	Radyonüklid	Kimyasal form	Maksimum uygulanan aktivite MBq
Karaciğer görüntülenmesi	^{99m}Tc	İşaretli kolloid	200
Karaciğer ve dalak gör.	^{99m}Tc	İşaretli kolloid	80
Tiroid görüntülenmesi	^{123}I , ^{99m}Tc	I- gaz, TcO_4	200, 20
Akciğer ventilasyon. gör.	^{81m}Kr	Gaz	6000
Akciğer perfüzyon çalış.	^{133}Xe	İsotonik solüsyon	200
Kemik görüntülenmesi	^{99m}Tc	Fosfonat ve bağlaçlar	600
Kemik iliği görüntülenmesi	^{99m}Tc	İşaretli kolloid	400
Dalak görüntülenmesi	^{99m}Tc	İşaretli denature kırmızı kan hücreleri	100

Bu verilerden hareketle kullanılan Teknesyum-99m radyoizotopu, karaciğer görüntülenmesinde maksimum uygulanan aktivite düzeyleri 200 MBq (≈ 5.4 mCi) olarak uygulanmaktadır. Buna göre maksimum düzeyden minimum düzeye kadar değişen aktivite düzeylerinde kaynak organın özellikle genetik risk oluşumuna sebep olan gonadlar üzerinde oluşturduğu doz düzeylerini saptamak maksadıyla 111 MBq (3 mCi), 148 MBq (4 mCi), 185 MBq (5 mCi) ve 222 MBq (6 mCi) olmak üzere dört ayrı aktivitede çalışmalar yoğunlaştırılmıştır. Şekil 4.14’de ise bu çalışmadaki ölçümleme tekniğinin deney akış şeması verilmektedir.

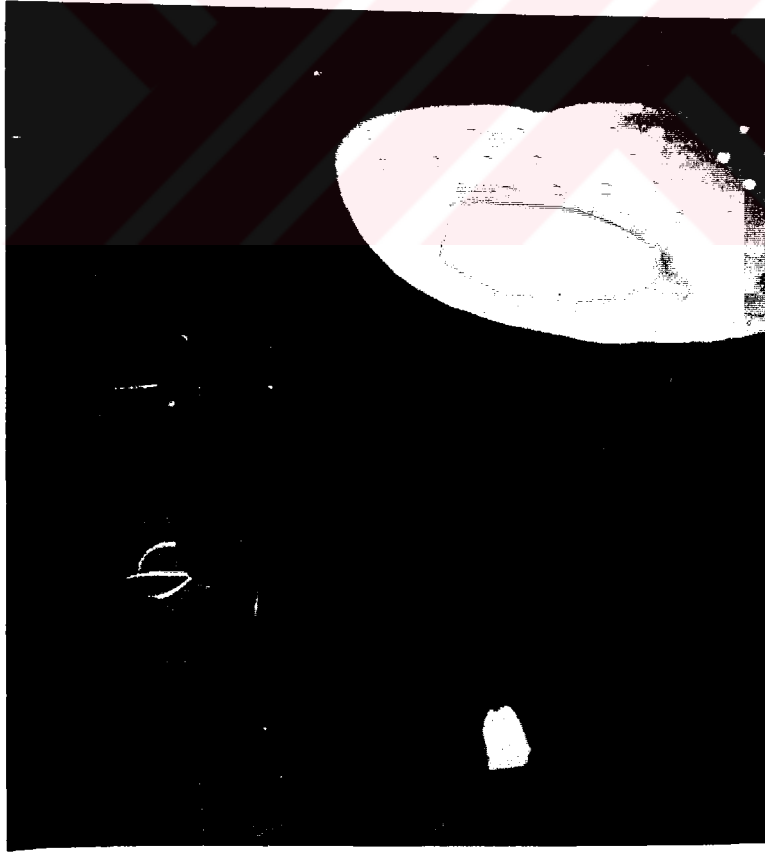


Şekil 4.14. Deney Akış Şeması

Farklı aktivitelerdeki Teknesyum-99m izotopu kaynak organ olarak karaciğer ve dalak bölgesine yukarıda belirtilen yöntemle hazırlandıktan sonra yerleştirilmiştir. Hedef organ olarak düşünülen kritik organ bölgesine ise kullanılacak TLD'ler yerleştirilmiştir. Deney düzeneğinin şematik gösterimi Şekil 4.15'de verilmektedir. Şekil 4.16'da ise TLD'lerin ışınlama pozisyonunda yerleştirilmesi görülmektedir.



Şekil 4.15. Deney Düzenekinin Şematik Gösterimi



Şekil 4.16. TLD'lerin Işınlama Pozisyonunda Yerleştirilmesi

Işınlama başladıktan sonraki ilk 1 saatte birinci TLD grubu olan 10 adet TLD alınarak TLD okuma sisteminde derhal okunmuştur. Bu TLD'lerle birlikte doğal sayım (background) TLD olarak ayrılan ilk 5 adet TLD de sayım sisteminde okunmuştur. Doğal sayım (background) TLD ortalama değeri, ışınlanmış TLD ortalama değerinden çıkarılmak suretiyle gerçek değer, bir başka deyişle net sayım elde edilmiştir. İlk 1 saatte ışınlanan TLD'lerde olduğu gibi, bu yöntem 2, 3, 4, 5 ve 6 saat sonra ışınlanarak alınan TLD' ler için de aynen uygulanmıştır.

Elde edilen net sayım değerleri için, Dk: 4-1'den yararlanılarak hesaplama yapılmıştır. Böylelikle, kalibrasyon faktörü ve diğer etkin faktörler de göz önüne alınarak, her bir aktivite düzeyi için kaynak organ tarafından yayınlanan radyasyona maruz kalan hedef dokunun absorbladığı doz değerleri hesaplanmış olmaktadır. Böylelikle, yukarıda ifade edilen ışınlama yöntemi 111 MBq (3 mCi), 148 MBq (4 mCi), 185 MBq (5 mCi) ve 222 MBq (6 mCi) aktivite düzeylerinde benzer şekilde uygulanmış ve farklı aktivitelerde ve farklı zamanlardaki absorblanma düzeyleri elde edilmiştir.

Her aktivite uygulamasında deney en az üç kez tekrarlanmıştır. Böylelikle de standart sapma hesaplanabilmiştir. Bu şekilde orijinal deneylerimiz tamamlanmış ve doz hesaplamaları gerçekleştirilmiştir.

4.8. ALTERNATİF ÖLÇÜM SİSTEMİ

Termoluminesans dozimetreye alternatif olarak iyon odası esasına göre geliştirilmiş bir detektör olan Geiger-Müller (G-M) tüpü ile de ölçüm yapılmıştır. Bu deneylerde TLD dozimetre yerine G-M tüpü yerleştirilerek ölçüm alınmıştır. Bir başka deyişle, Şekil 4.14'deki TLD yerine G-M tüpü yerleştirilmiştir.

Bu deney sonuçları TLD kadar hassas sonuç vermese de, TLD deneylerine alternatif olarak hızlı sonuç alınan bir ölçüm tekniği olarak uygulanmıştır.

BÖLÜM 5

DENEY SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRMESİ

Bölüm 4 içinde belirtildiği şekilde yapılan deneysel çalışmalarla elde edilen sonuçlar bu bölümde sistematik şekilde ayrıntılarıyla verilmektedir.

5.1. DENEY SONUÇLARI

5.1.1. Karaciğerin Kaynak Organ Olması Hali İçin Elde Edilen Deney Sonuçları

Karaciğerin kaynak organ olarak seçilmesiyle Teknesyum-99m'in 111 MBq(3 mCi), 148 MBq (4 mCi), 185 MBq (5 mCi), 222 MBq (6 mCi) aktivitelerde fantomun bu bölgesine Bölüm 4'de anlatıldığı gibi yerleştirilmesinden sonra deneyler yapılmıştır.

Her aktivite uygulamasında deney en az üç kez tekrarlanmıştır. Tablo:5.1, Tablo:5.2, Tablo:5.3 ve Tablo:5.4'de sırasıyla; 111 MBq (3 mCi), 148 MBq (4 mCi), 185 MBq (5 mCi), 222 MBq (6 mCi) Teknesyum-99m aktiviteleri için alınan sonuçlar verilmiştir. Elde edilen absorblanmış doz değerlerinin zamanla değişim eğrisi ise toplu halde Şekil 5.1'de verilmektedir.

Tablo 5.1

111 MBq (3 mCi) Aktivite Uygulanarak Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerleri

Işınlama Peryodu (saat)	Deney I	Deney II	Deney III	Ortalama Abs. Doz (μ Gy)	Standard Sapma(σ)
	Absorblanmış Doz (μ Gy)	Absorblanmış Doz (μ Gy)	Absorblanmış Doz (μ Gy)		
1	2.373	1.63	2.897	2.3	0.636
2	3.643	3.918	3.91	3.82	0.156
3	5.583	5.2	4.969	5.25	0.310
4	6.122	7.56	6.056	6.58	0.850
5	7.515	8.281	9.39	8.40	0.943
6	8.922	9.055	10.9	9.63	1.105

Tablo 5.2

148 MBq (4 mCi) Aktivite Uygulanarak Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerleri

Işınlama Peryodu (saat)	Deney I	Deney II	Deney III	Ortalama Abs. Doz (μ Gy)	Standard Sapma(σ)
	Absorblanmış Doz (μ Gy)	Absorblanmış Doz (μ Gy)	Absorblanmış Doz (μ Gy)		
1	4.673	3.982	4.732	4.46	0.417
2	6.096	5.439	5.871	5.80	0.334
3	9.381	8.388	9.167	8.98	0.523
4	10.883	11.633	10.923	11.15	0.422
5	12.425	12.596	12.695	12.57	0.137
6	16.036	14.344	14.691	15.02	0.894

Tablo 5.3

185 MBq (5 mCi) Aktivite Uygulanarak Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerleri

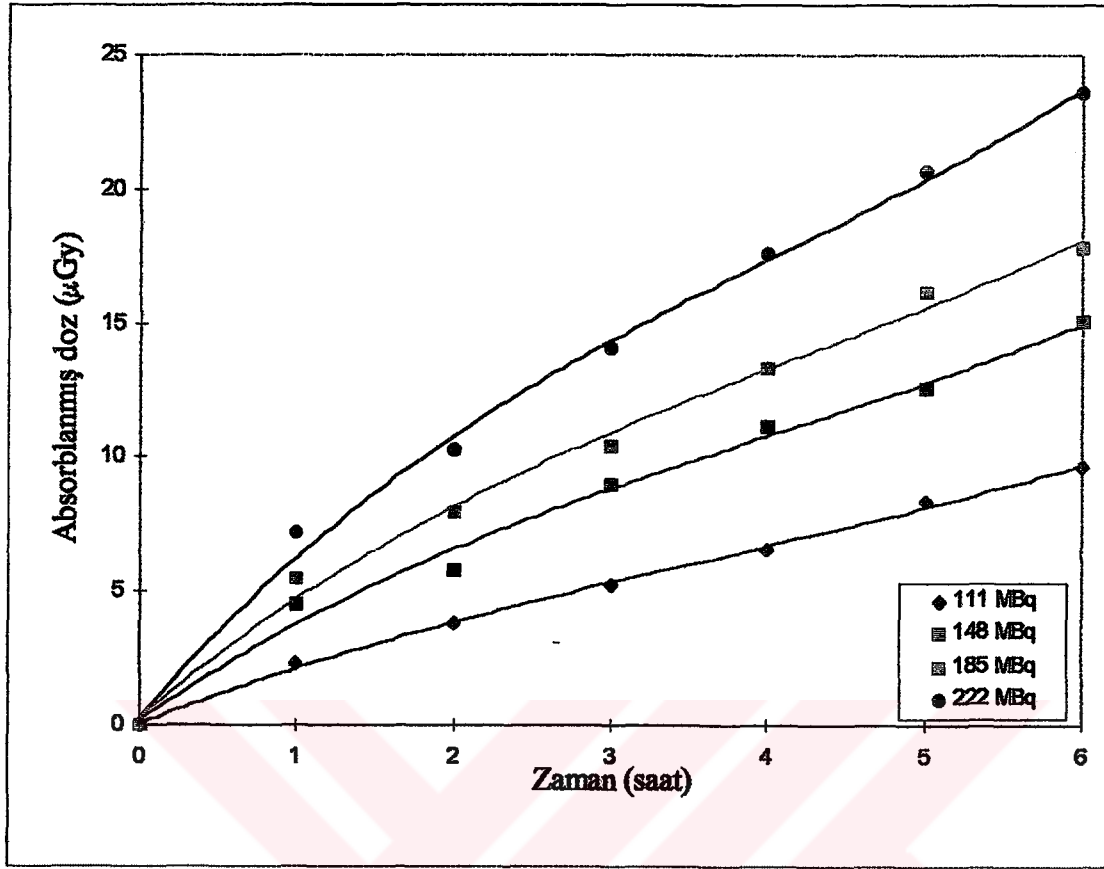
Işınlama Peryodu (saat)	Deney I	Deney II	Deney III	Ortalama Abs. Doz (μ Gy)	Standard Sapma(σ)
	Absorblanmış Doz (μ Gy)	Absorblanmış Doz (μ Gy)	Absorblanmış Doz (μ Gy)		
1	5.207	5.677	5.594	5.49	0.251
2	9.498	7.555	6.792	7.95	1.395
3	10.686	9.487	10.992	10.39	0.759
4	13.055	13.424	13.541	13.34	0.253
5	16.100	15.673	16.727	16.17	0.530
6	18.036	17.386	18.024	17.82	0.372

Tablo 5.4

222 MBq (6 mCi) Aktivite Uygulanarak Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerleri

Işınlama Peryodu (saat)	Deney I	Deney II	Deney III	Ortalama Abs. Doz (μ Gy)	Standard Sapma(σ)
	Absorblanmış Doz (μ Gy)	Absorblanmış Doz (μ Gy)	Absorblanmış Doz (μ Gy)		
1	6.915	7.441	7.117	7.16	0.265
2	10.976	9.773	9.944	10.23	0.651
3	14.427	13.836	13.896	14.05	0.325
4	18.272	16.391	18.102	17.59	1.040
5	20.092	21.197	20.597	20.63	0.553
6	23.679	23.353	23.676	23.57	0.187

Tablo: 5.1-5.4 ve Şekil: 5.1 incelendiğinde, farklı Tc-99m aktiviteleriyle elde edilen deney sonuçlarına ilişkin kritik organ için absorblanmış doz değişim eğrilerinin birbirine benzer olduğu görülmektedir. Ayrıca absorblanmış doz; düşük dozdan, yüksek doza doğru bir sıralanma göstermektedir. Bir başka deyişle 222 MBq (6 mCi) Tc-99m aktivitesiyle elde edilen absorblanmış doz değerleri deneylerimiz için elde edilen en yüksek değerlere sahiptir. Bu durum ise beklenen bir sonuç olup, yüksek dozla çalışılması halinde, kritik organın doz etkilenmesinin daha fazla olduğu sonucunu ifade etmektedir.



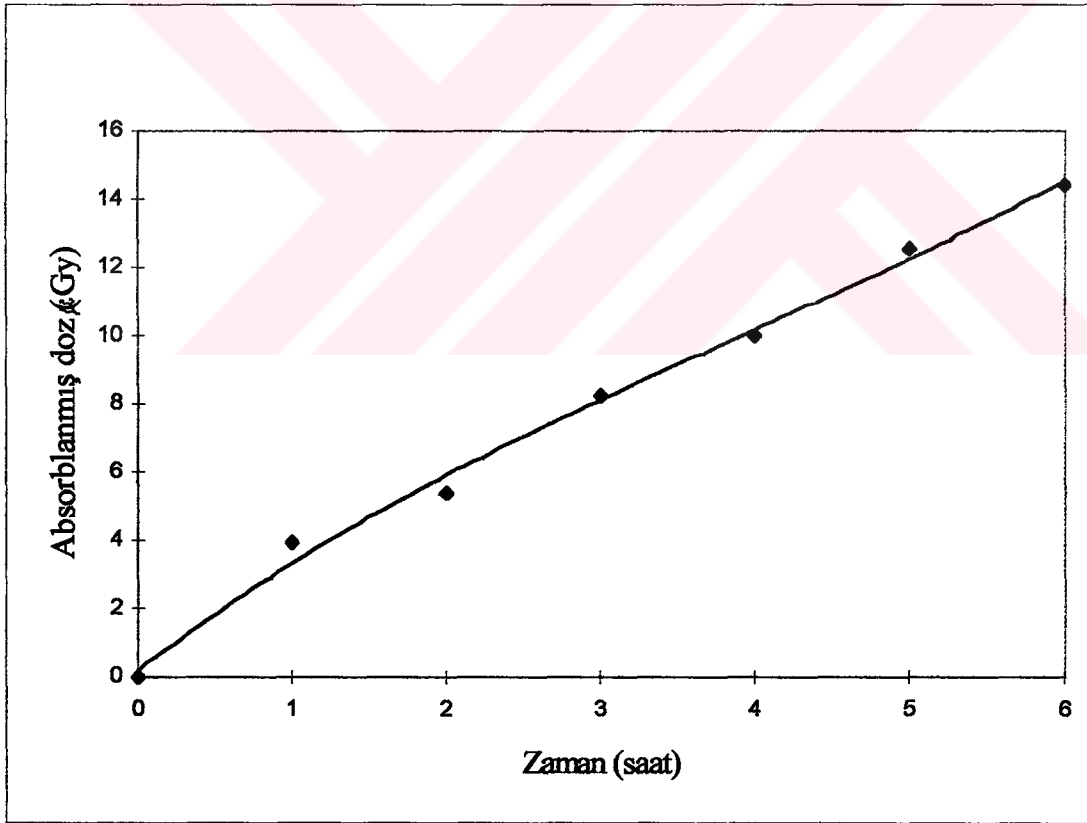
Şekil 5.1 Kaynak Organ Karaciğer Olması Halinde Farklı Aktivitelerdeki Tc-99m İçin Kritik Organ Doz Değişim Eğrisi

5.1.2. Dalağın Kaynak Organ Olması Hali İçin Elde Edilen Deney Sonuçları

Kaynak organ olarak dalak göz önüne alınması durumundaki kritik organın absorbladığı dozu saptamak amacıyla daha önce Bölüm 4’de belirtildiği gibi deneyler bu kez dalak kaynak organ haline getirilerek yapılmıştır. Dalağın kaynak organ olması halinde karaciğerin kaynak organ seçilmesi halinde elde edilen sonuçlar da göz önüne alınarak, en yüksek riskin olduğu 222 MBq (6 mCi) Tc-99m aktivitesiyle çalışılmıştır. Bu deneylerden elde edilen sonuçlar Tablo 5.5 ’de verilmektedir. Söz konusu deney sonuçları Şekil 5.2’de ise grafik olarak görülmektedir.

Tablo 5.5
Kaynak Organ Dalak İçin 222 MBq(6 mCi) Aktivitedeki Kritik Organda Absorblanmış
Doz Değerleri

Işınlama Peryodu (Saat)	Absorblanmış Doz (μ Gy)
1	3.93
2	5.40
3	9.04
4	10.03
5	12.56
6	14.42



Şekil 5.2 : Kaynak Organ Dalak Olması Halinde 222 MBq(6 mCi) Aktivitede Tc-99m
İçin Kritik Organ Doz Değişim Eğrisi

5.2. DENEY SONUÇLARININ FARKLI ÖLÇÜM TEKNİKLERİ İLE KARŞILAŞTIRMALI DEĞERLENDİRİLMESİ

TLD dedektörle yapılan deneylerin sonuçlarının karşılaştırılması öncelikle deneysel olarak yapılmıştır. Bunun için Bl: 4.7’de belirtildiği gibi, karaciğerde termolüminesans dozimetrelerle yapılan ölçümlere ilaveten G-M tüpü ile de ölçümler yapılmıştır.

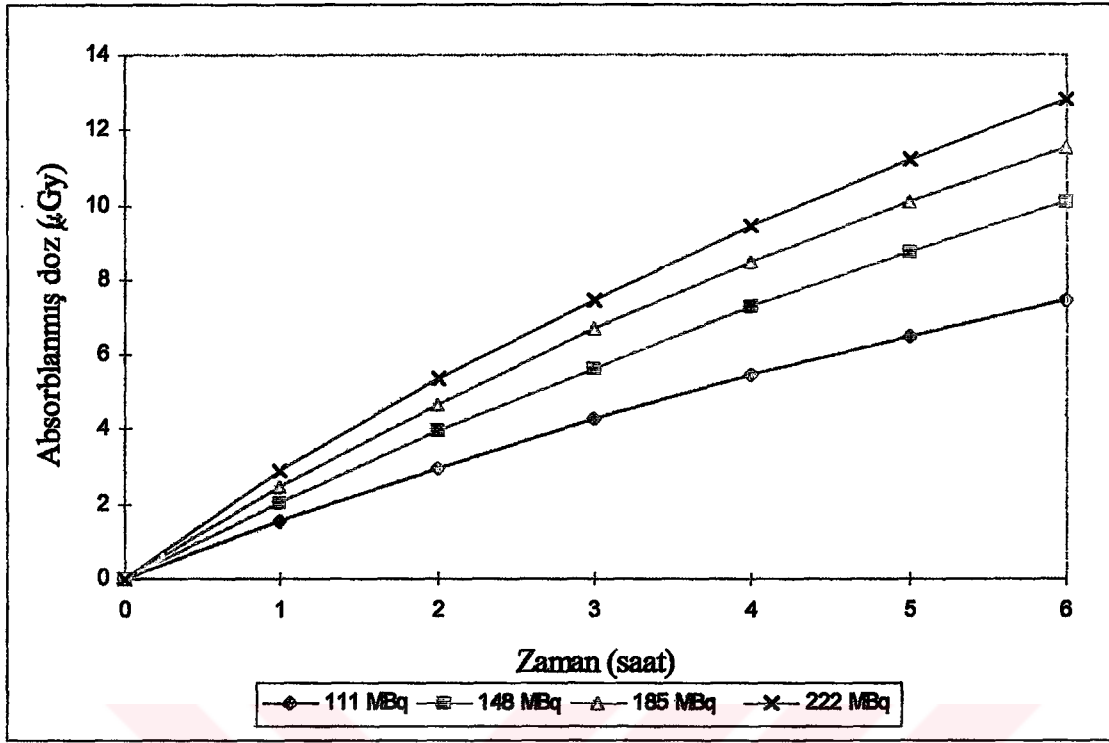
Bu ölçümlerlerin G-M dedektörü yerine örneğin; sintilasyon dedektörü ile yapılması da düşünülebilirdi. Ancak sintilasyon dedektörleri yaklaşık 5 cm (2 inch) çaplı olmaktadır. Bu büyüklük ise, kritik organın tüm kesitinden daha büyük olmaktadır. Ayrıca, TLD geometrisine rando fantomda sintilasyon dedektörünü yerleştirmek mümkün olmamıştır. Bu bakımdan TLD dedektörlerine alternatif olarak G-M tüpü kullanılması tercih edilmiş ve tam TLD’lerin yerleştirildiği mahale G-M tüpü konuşlandırılarak yapılan ölçümlerle sonuçlar alınmıştır.

111 MBq (3 mCi), 148 MBq (4 mCi), 185 MBq (5 mCi), 222 MBq (6 mCi) aktivitelerdeki Tc-99m için karaciğer-gonad geometrisinde gonadda absorblanmış doz değerleri Tablo 5.6’da ve karşılaştırmalı grafikler ise Şekil 5.3’de görülmektedir.

Tablo 5.6

G-M Dedektörü ile Karaciğer-Gonad Geometrisinde Gonadda Zaman İçerisindeki Absorblanmış Doz Değerleri

Zaman (saat)	Absorblanmış Doz Değerleri (μGy)			
	Uygulanan Aktivite			
	111 MBq	148 MBq	185 MBq	222 MBq
1	1.57	2.046	2.46	2.88
2	2.96	3.945	4.66	5.35
3	4.28	5.643	6.68	7.47
4	5.45	7.290	8.50	9.44
5	6.49	8.748	10.10	11.23
6	7.46	10.10	11.52	12.81

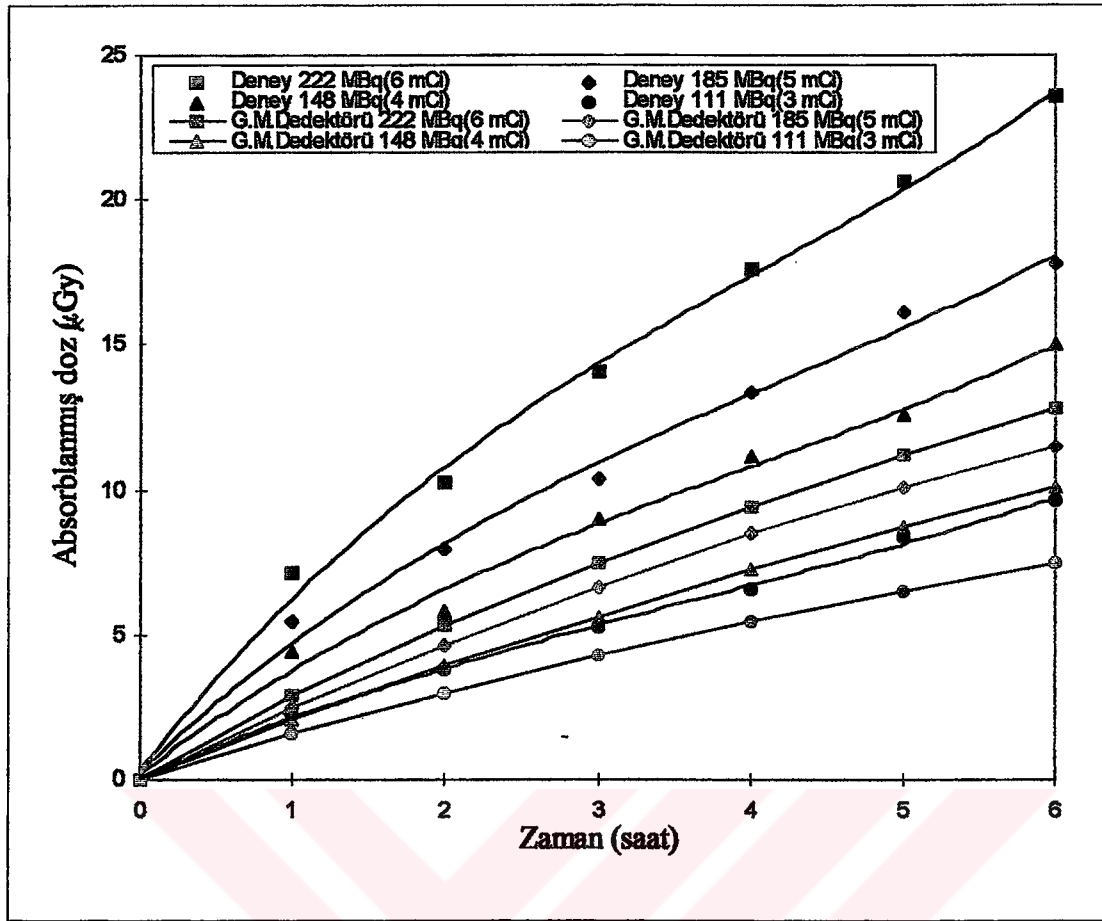


Şekil 5.3 : G-M Detektörüyle Kaynak Organ Karaciğer İle Hedef Organ Gonad Arasındaki Farklı Aktivitelerdeki Doz-Zaman Değişim Eğrisi

G-M detektörleriyle yapılan ölçümler dozimetrik deney için kaba olarak nitelenen ölçümler olup, doz hakkında fikir edinmek için düşünülebilecek deneylerdir. Nitekim burada elde ettiğimiz sonuçlar da bu savı doğrulamıştır. Bir başka deyişle G-M tüplerinin ölçtü zaman problemi ve verimlerinin düşük olması nedeniyle ölçülen dozlar TLD ile elde edilen değerlere göre düşük olmuştur. Ancak, absorblanmış doz değerlerinin farklı aktiviteler için zamana göre değişimi benzerlik göstermektedir.

Bu durum TLD ile yapılan deneylerin güvenilir olduğunu göstermektedir. Bir başka deyişle, TLD dozimetrelerle konservatif ve uygun deney sonuçları elde edildiği bu kıyaslama ile görülmektedir.

Elde edilen iki deneysel tekniğin ölçüm sonuçlarının karşılaştırmalı grafiği Şekil 5.4'de görülmektedir



Şekil 5.4 : Deney ve G-M Detektörüyle Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırması

5.3. KRİTİK ORGAN İÇİN HESAPLANAN DOZİMETRİK ABSORBLANMIŞ DOZ DEĞERLERİ

Bugüne kadar esas itibariyle MIRD modeli kullanılarak nükleer tıp uygulamalarında, vücuda uygulanan bir radyoizotopun vücuttaki diğer dokular üzerindeki absorblanmış doz hesaplamaları yapılarak, dokulardaki olumsuz etkileri üzerinde yorumlar yapılmıştır (Robertson, 1982). Atkins ve diğ. (1975) tarafından yapılan bir çalışmada çeşitli karaciğer şartlarında karaciğerin ve diğer organların absorbladığı radyasyon doz tahmini yapılmıştır. Tc-99m-sodyum perteknetat uygulanarak, radyoizotopun vücuttaki dağılımı ve atılımı gibi biyolojik fonksiyonları göz önüne alınmak suretiyle radyasyon doz tahminleri yapılmıştır (Lathrop, 1976). Burada hem MIRD ve hem de Klasik Geometri Faktörü Metodu (Marinelli Metodu) ile kritik organ için dozimetrik

absorblanmış doz değerlerini yorumlama yoluna gidilmiştir. Bir başka deyişle, nükleer tıp uygulamalarında yaygın kullanılan birden fazla dozimetrik absorblanmış doz yöntemi ile çalışılması amaçlanmıştır.

5.3.1. MIRD Modeli ile Absorblanmış Doz Değeri Hesaplamaları

MIRD modelinde, vücuda enjekte edilen Teknesyum-99m radyoizotopunun vücut içerisindeki dağılımının belirli oranlarda olduğu kabulleri yapılmaktadır. MIRD modeli uygulamasında, deneysel çalışmada uygulanan aktivite düzeylerinde hesaplamalar yapılmıştır. MIRD modeline göre absorblanmış doz Böl. 3.3.2’de verilen Dk:3.14 formülüyle hesaplanmıştır (Coffey ve Watson, 1979).

Referans insan fantomunda bulunan 20 kaynak organ ve 20 hedef organ için, 110 kadar farklı radyoizotopa ilişkin olarak birim aktivitedeki absorblanmış doz değerleri (S), tablolar halinde hazırlanmıştır. Bu tablolara göre Teknesyum-99m radyoizotopu için üç farklı kaynak organa karşılık gelen beş farklı hedef organın “ S ” değerleri Tablo 5.7’de verilmektedir (Synder ve diğ. 1975).

Tablo 5.7

MIRD Modeli Çerçevesinde Birim Aktivitede Tc-99m İçin, Kaynak Organ-Hedef Organ Geometrisinde Hesaplanan Absorblanmış Doz Değerleri

Hedef Organlar	Birim Aktivitede Absorblanmış Doz Değerleri (S) rad / μ Ci-h		
	Kaynak Organlar		
	Karaciğer	Dalak	Kırmızı Kemik İliği
Karaciğer	4.60E-05	9.80 E-07	9.20 E-07
Dalak	9.20E-07	3.30 E-04	9.20 E-07
Kırmızı Kemik İliği	1.60E-06	1.70 E-06	3.10 E-05
Yumurtalıklar	4.50E-07	4.00 E-07	3.20 E-06
Testisler	6.20E-08	4.80 E-08	4.50 E-07

Karaciğer görüntülenmesinde vücuda enjekte edilen radyoizotop, kaynak organ olarak karaciğere ve diğer bulunabileceği organlara belirli oranlarda nüfuz etmektedir. Hesaplama kullanılan bu oranlar Tablo 5.8’de verilmektedir (NCRP 70, 1982).

Tablo 5.8
^{99m}Tc-kükürt kolloid Uygulamaları İçin Kaynak Organlarda Bulunma Oranları

Karaciğer Görüntülenmesindeki Kaynak Organlar	Tc-99m Bulunma Oranı %
Karaciğer	85
Dalak	7
Kırmızı Kemik İliği	5
Vücudun diğer kısımları	3

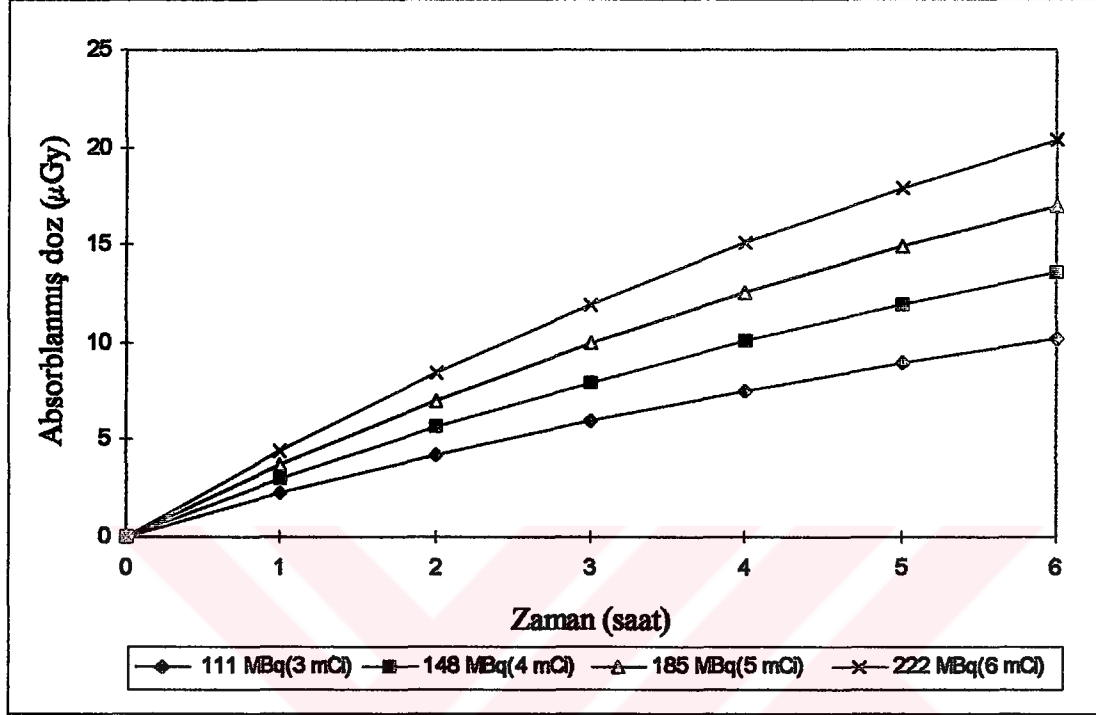
5.3.1.1. MIRD Metodu ile Karaciğer-Gonad Geometrisinde Gonadda Hesaplanan Absorblanmış Doz Değerleri

Bu verilerden hareketle karaciğer görüntülemesi amacıyla vücuda enjekte edilen ^{99m}Tc-sülfür kolloid radyofarmasötüğü, kaynak organ olan karaciğerde homojen bir şekilde dağıldığı kabulü ile 111 MBq (3 mCi), 148 MBq (4 mCi), 185 MBq (5 mCi) ve 222 MBq (6 mCi) lik aktivitelerde hesaplanan değerlerin belirli zamanlardaki absorblanmış doz değerleri Tablo 5.9’da çalışılan aktiviteler için bir arada verilmiştir.

Tablo 5.9
MIRD Yöntemi ile Karaciğer-Gonad Geometrisinde Gonadda Zaman İçerisindeki Absorblanmış Doz Değerleri

Zaman (saat)	Absorblanmış Doz Değerleri (μGy)			
	Uygulanan Aktivite			
	111 MBq	148 MBq	185 MBq	222 MBq
1	2.23	2.97	3.71	4.45
2	4.21	5.61	7.02	8.42
3	5.98	7.97	9.96	11.96
4	7.55	10.07	12.59	15.11
5	8.96	11.95	14.93	17.92
6	10.21	13.62	17.02	20.42

Karaciğer-gonad geometrisinde hesaplanan bu verilerden hareketle MIRD absorblanmış doz değerlerinin zamanla değişim grafiği Şekil 5.5’de görülmektedir.



Şekil 5.5 : MIRD Yöntemiyle Kaynak Organ Karaciğer İle Hedef Organ Gonad Arasındaki Farklı Aktivitelerdeki Doz-Zaman Değişim Eğrisi

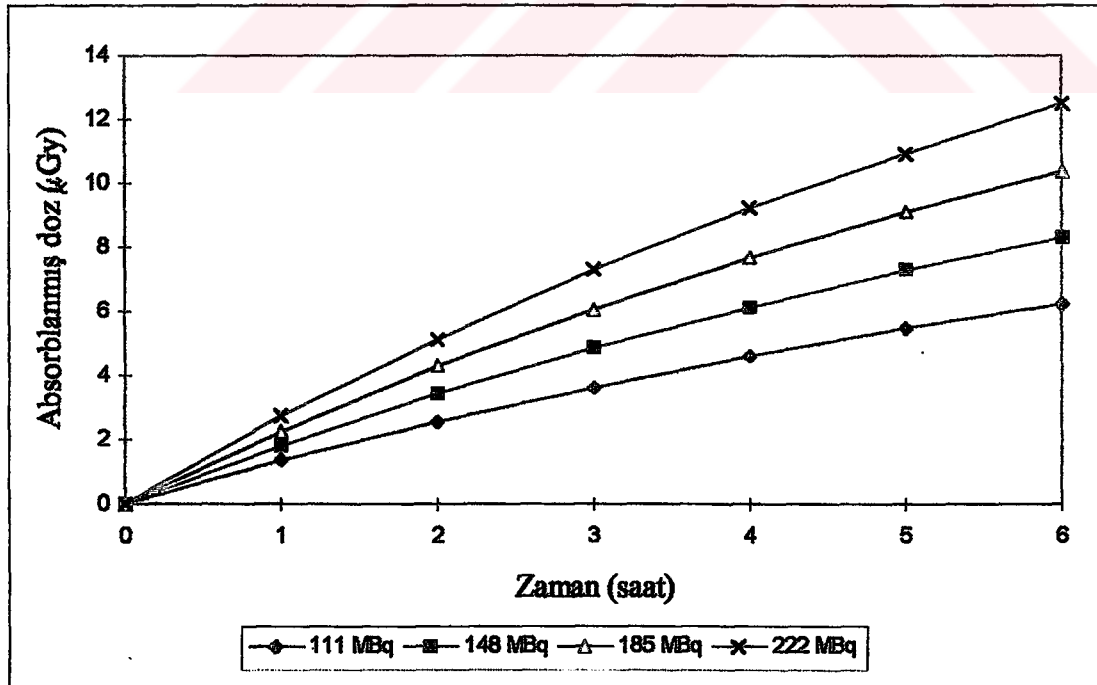
5.3.1.2. MIRD Metodu ile Dalak-Gonad Geometrisinde Gonadda Hesaplanan Absorblanmış Doz Değerleri

MIRD modeli ile dalak görüntülemesinde uygulanan Teknesyum-99m'den gonadın absorbladığı doz değerlerinin hesaplanması, Böl.: 5.3.1'de anlatıldığı üzere dalak için yapılmıştır. Kaynak organ olarak dalak ve hedef organ olarak gonad için “ S “ birim kümülatif aktivite başına absorblanmış doz değerleri Tablo 5.7'den elde edilerek gonadın absorbladığı doz değerlerinin zaman içerisindeki değişimleri, çalışılan aktiviteler için bir arada Tablo 5.10'da verilmiştir.

Tablo 5.10
MIRD Yöntemi İle Dalak-Gonad Geometrisinde Gonadda Zaman İçerisindeki
Absorblanmış Doz Değerleri

Zaman (saat)	Absorblanmış Doz Değerleri(μGy)			
	Uygulanan Aktivite			
	111 MBq	148 MBq	185 MBq	222 MBq
1	1.36	1.81	2.27	2.72
2	2.57	3.43	4.29	5.15
3	3.65	4.87	6.09	7.31
4	4.62	6.15	7.69	9.23
5	5.47	7.30	9.12	10.95
6	6.24	8.32	10.40	12.48

Dalak-gonad geometrisinde hesaplanan bu verilerden hareketle MIRD absorblanmış doz değerlerinin zamanla değişim grafiği Şekil 5.6'da görülmektedir.



Şekil 5.6 : MIRD Yöntemiyle Kaynak Organ Dalak İle Hedef Organ Gonad Arasındaki Farklı Aktivitelerdeki Doz-Zaman Değişim Eğrisi

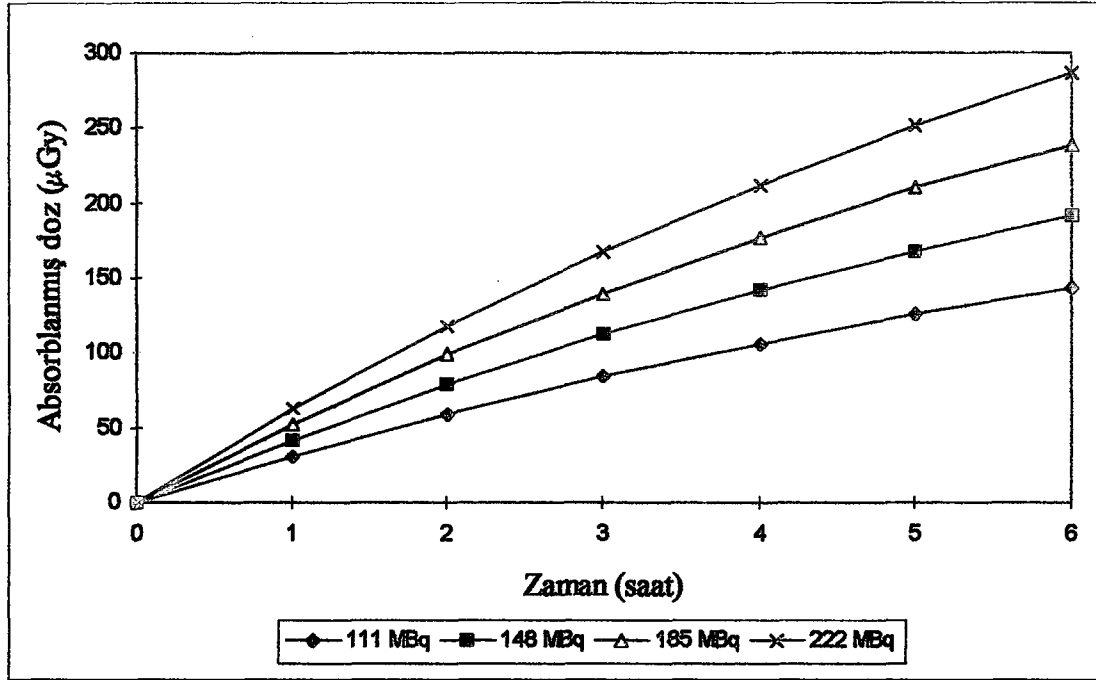
5.3.2. Klasik Geometri Faktörü (Marinelli) Metodu ile Absorblanmış Doz Hesabı

Kaynak organ ile hedef organ arasındaki geometrik ilişkiye bağlı olarak ortaya atılan absorblanmış doz hesaplama yöntemi, uygulamada kullanılan radyoizotopun gama doz sabiti ve hedef organın kütlesi ile ilişkili olduğu Böl. 3.3.1’de ifade edilmiştir. Bu metot burada Bl: 6 içinde yapılacak çalışmalardan ayırmak üzere “Klasik Geometri Faktörü” olarak nitelenmiştir. Hine ve Brownel (1956) tarafından tüm vücut için, farklı ağırlık ve boy uzunluğuna bağlı olarak geometri faktörlerini tablo halinde verilmiştir. Bu tabloya göre 70 kg ağırlığında ve 170 cm boyundaki bir insan için tüm vücut geometri faktörü $g = 126 \text{ cm}$ olarak alınmıştır. Böl. 3’de verilen, Dk: 3.5’de tüm vücut için hesaplanmış geometri faktörü uygulanmıştır.

Dk: 3.5 uyarınca tüm vücut için absorblanmış doz değerleri Tablo 5.11’de verilmektedir. Grafik olarak sonuçlar ise Şekil 5.7’de görülmektedir

Tablo 5.11
Klasik Geometri Faktörü Metodu İle Tüm Vücut İçin Zaman İçerisindeki
Absorblanmış Doz Değerleri

Zaman (saat)	Absorblanmış Doz Değerleri(μGy)			
	Uygulanan aktivite			
	111 MBq	148 MBq	185 MBq	222 MBq
1	31.2	41.7	52.1	62.5
2	59.1	78.8	98.5	118.2
3	83.9	111.9	139.9	167.8
4	106.0	141.4	176.7	212.1
5	125.8	167.7	209.6	251.5
6	143.3	191.1	238.9	286.7



Şekil 5.7 : Klasik Geometri Faktörü Metodu İle Tüm Vücut için Farklı Aktivitelerdeki Absorblanmış Doz-Zaman Değişim Eğrisi

5.4. DENEYSEL VE TEORİK HESAPLAMALARIN KARŞILAŞTIRMASI

Deneysel çalışma sonuçları ile dozimetrik modellerle hesaplanan absorblanmış doz değerlerinin kıyaslanması için öncelikle aynı aktivite uygulamalarından elde edilen sonuçları karşılaştırmak gerekmektedir. Burada deney sonuçlarımız iki farklı dozimetrik hesaplama yöntemi sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

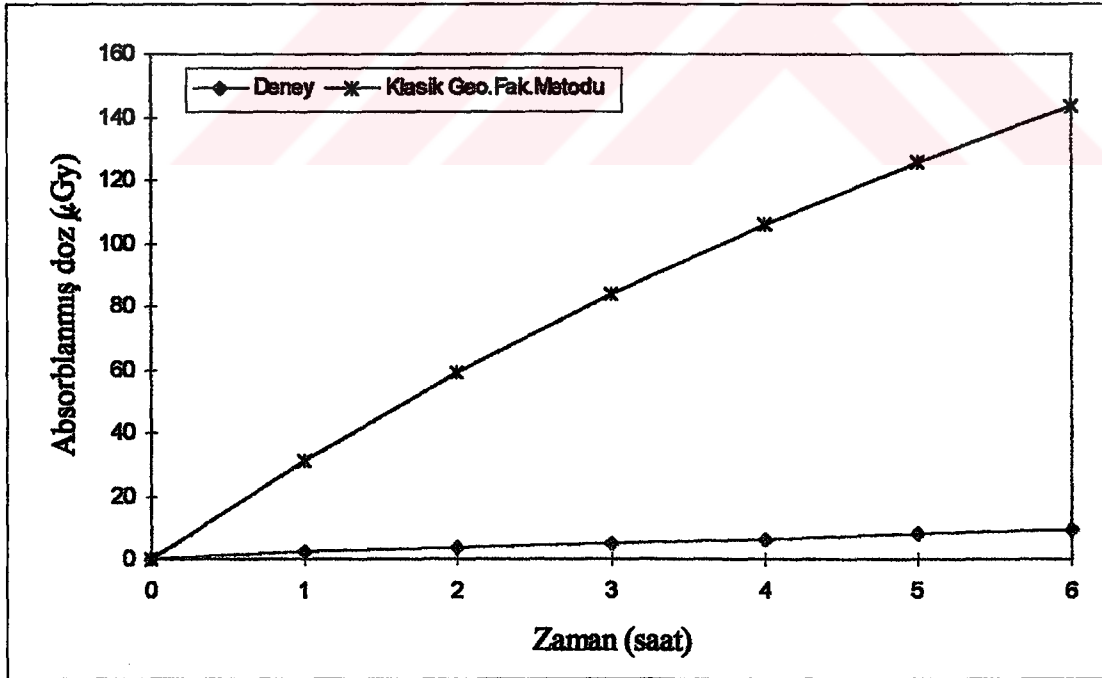
5.4.1. Karaciğer-Gonad Geometrisinde Absorblanmış Doz Karşılaştırması

Karaciğer görüntülenmesi amacıyla vücuda enjekte edilen belirli aktivitelerdeki Teknesyum-99m radyoizotopundan gonadın absorbladığı radyasyon dozları, deneysel çalışma ve teorik dozimetrik metodlarla hesaplanmıştır. Deneysel çalışma sonucu elde edilen değerler ile MIRD metoduyla hesaplanan değerlerin birbirlerine nispeten yakın olduğu görülmektedir. Buna karşın geometri faktörü ile hesaplamasıyla elde edilen absorblanmış doz değerleri, deneysel ve MIRD metodu ile elde edilen değerlerden hayli farklılık göstermektedir.

111 MBq(3 mCi) aktiviteyle gonadın absorbladığı radyasyon dozunun saptanması için yapılan deney ve teorik hesaplamaların neticeleri Tablo 5.12’de verilmekte, deney ve klasik geometri faktörü metodunun doz-zaman değişim eğrisi ise Şekil 5.8’de görülmektedir.

Tablo 5.12
111 MBq Aktivite İçin Deneysel ve Teorik Dozimetrik Modellerle Elde Edilen Sonuçlar

Zaman Saat	Deneysel Sonuçlar (μGy)	MIRD Metodu Sonuçları (μGy)	Klasik Geometri Faktör Metodu Sonuçları (μGy)
1	2.3	2.23	31.2
2	3.82	4.21	59.1
3	5.25	5.98	83.9
4	6.58	7.55	106.0
5	8.40	8.96	125.8
6	9.63	10.21	143.3

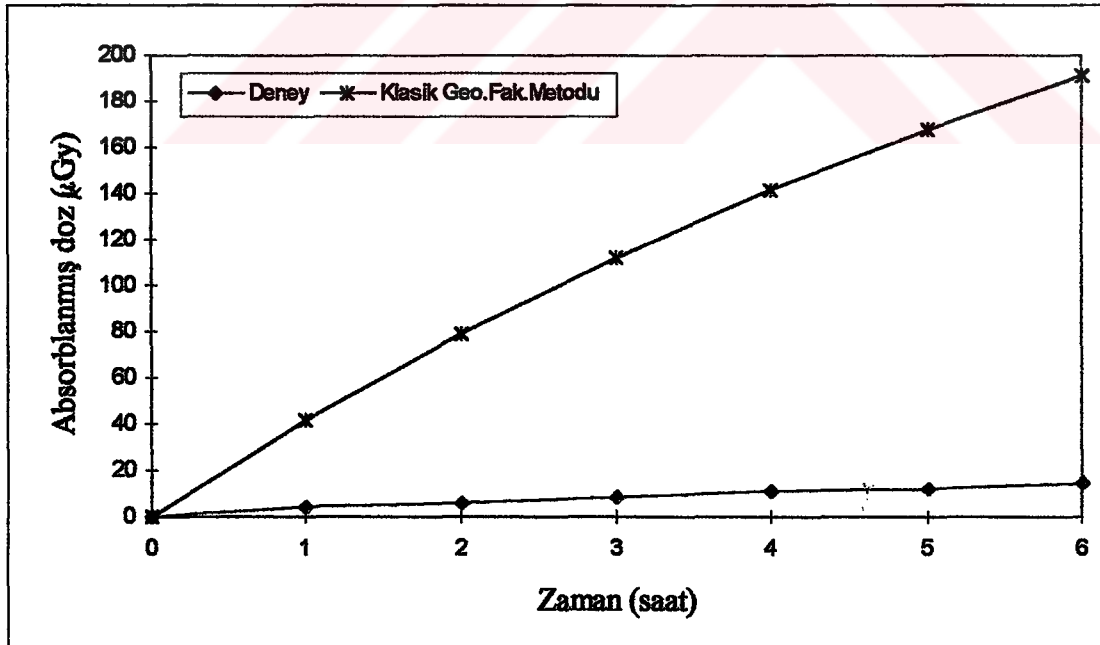


Şekil 5.8 : Karaciğerde Tutulan 111 MBq (3 mCi) Aktivitedeki Tc-99m'den Gonada Absorblanmış Doz Değerlerinin, Deney ve Klasik Geometri Faktörü Metoduyla Elde Edilen Sonuçlarının Karşılaştırması

148 MBq (4 mCi) aktiviteyle gonadın absorbladığı radyasyon dozunun saptanması için yapılan deney ve teorik hesaplamaların neticeleri Tablo 5.13’de verilmekte, deney ve Klasik geometri faktörü metodunun doz-zaman değişim eğrisi ise Şekil 5.9’da görülmektedir.

Tablo 5.13
148 MBq Aktivite İçin Deneysel ve Teorik Dozimetrik Modellerle Elde Edilen Sonuçlar

Zaman (saat)	Deneysel Sonuçlar (μGy)	MIRD Metodu Sonuçları (μGy)	Klasik Geometri Faktör Metodu Sonuçları (μGy)
1	4.46	2.97	41.7
2	5.80	5.61	78.8
3	8.98	7.97	111.9
4	11.15	10.07	141.4
5	12.57	11.95	167.7
6	15.02	13.62	191.1

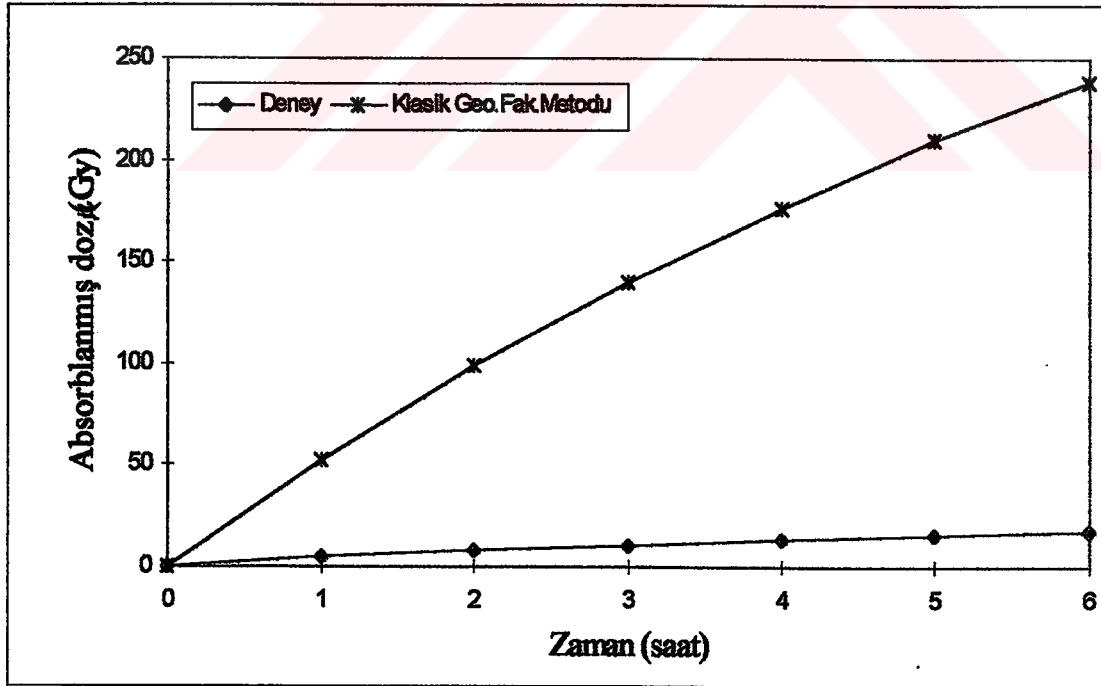


Şekil 5.9 : Karaciğerde Tutulan 148 MBq (4 mCi) Aktivitedeki Tc-99m'den Gonadda Absorblanmış Doz Değerlerinin, Deney ve Klasik Geometri Faktörü Metoduyla Elde Edilen Sonuçların Karşılaştırması

185 MBq (5 mCi) aktiviteyle gonadın absorbladığı radyasyon dozunun saptanması için yapılan deney ve teorik hesaplamaların neticeleri Tablo 5.14’de verilmekte, deney ve Klasik geometri faktörü metodunun doz-zaman değişim eğrisi ise Şekil 5.10’da görülmektedir.

Tablo 5.14
185 MBq Aktivite İçin Deneysel ve Teorik Dozimetrik Modellerle Elde Edilen Sonuçlar

Zaman (saat)	Deneysel Sonuçlar (μGy)	MIRD Metodu Sonuçları (μGy)	Klasik Geometri Faktör Metodu Sonuçları (μGy)
1	5.49	3.71	52.1
2	7.95	7.02	98.5
3	10.39	9.96	139.9
4	13.34	12.59	176.7
5	16.17	14.93	209.6
6	17.82	17.02	238.9

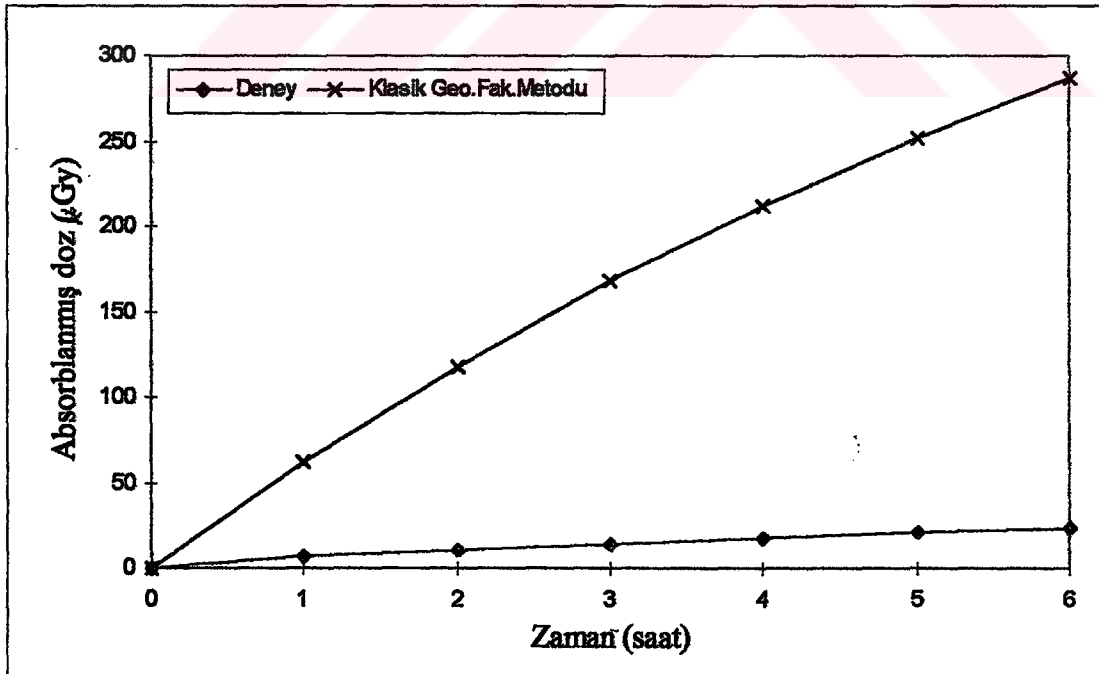


Şekil 5.10 : Karaciğerde Tutulan 185 MBq (5 mCi) Aktivitedeki Tc-99m'den Gonadda Absorblanmış Doz Değerlerinin, Deney ve Klasik Geometri Faktörü Metoduyla Elde Edilen Sonuçların Karşılaştırması

222 MBq (6 mCi) aktiviteyle gonadın absorbladığı radyasyon dozunun saptanması için yapılan deney ve teorik hesaplamaların neticeleri Tablo 5.15’de verilmekte, deney ve Klasik geometri faktörü metodunun doz-zaman değişim eğrisi ise Şekil 5.11’de görülmektedir.

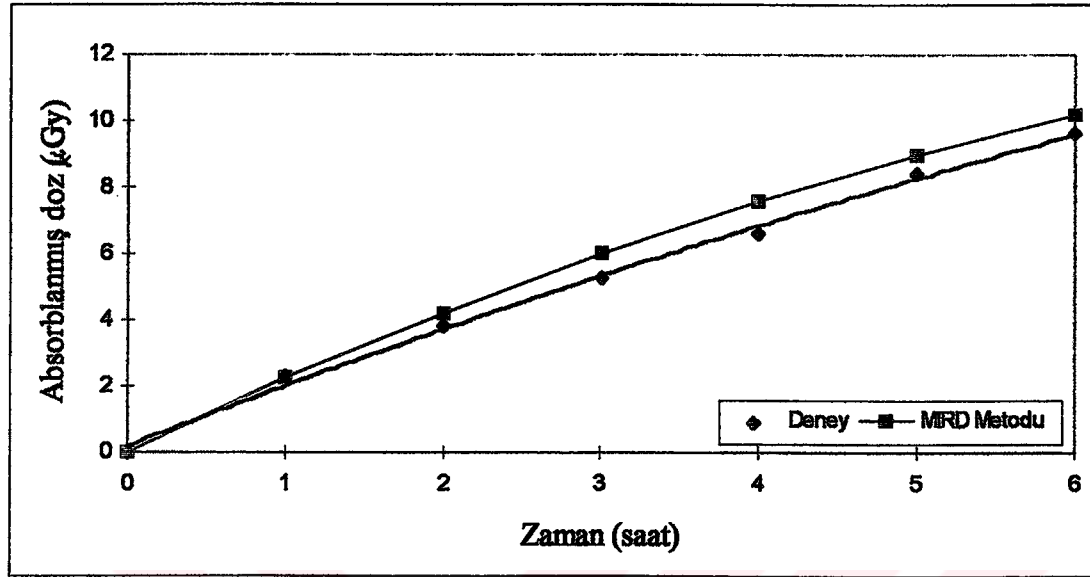
Tablo 5.15
222 MBq Aktivite İçin Deneysel ve Teorik Dozimetrik Modellerle Elde Edilen Sonuçlar

Zaman (saat)	Deneysel Sonuçlar (μGy)	MIRD Metodu Sonuçları (μGy)	Klasik Geometri Faktör Metodu Sonuçları (μGy)
1	7.16	4.45	62.4
2	10.23	8.42	118.2
3	14.05	11.96	167.8
4	17.59	15.11	212.1
5	20.63	17.92	251.5
6	23.57	20.42	286.7



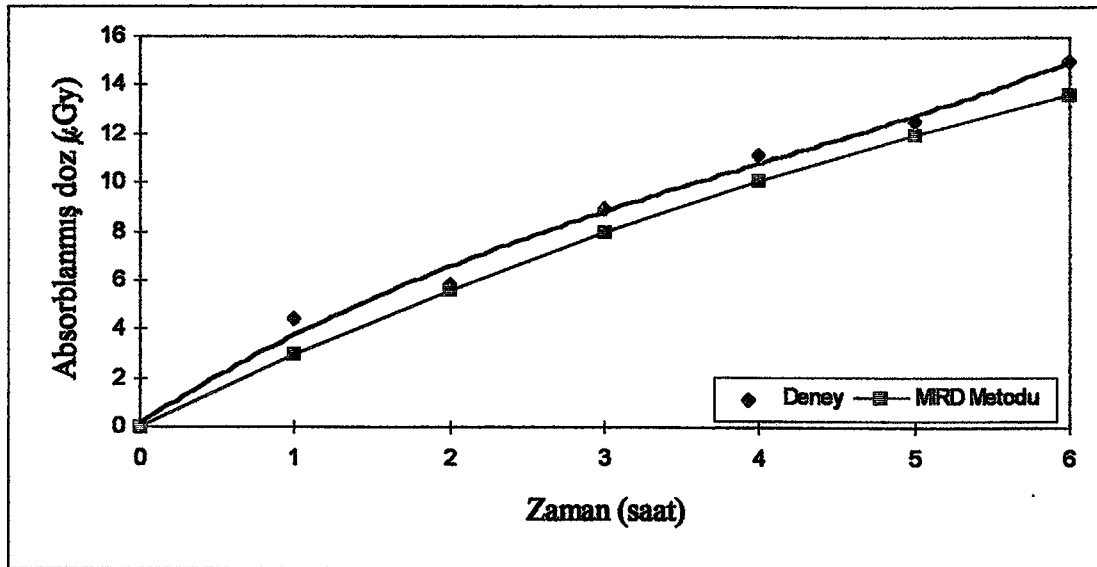
Şekil 5.11 : Karaciğerde Tutulan 222 MBq(6 mCi) Aktivitedeki Tc-99m'dan Gonadda Absorblanmış Doz Değerlerinin, Deney ve Klasik Geometri Faktörü Metoduyla Elde Edilen Sonuçların Karşılaştırması

Deney ve MIRD metodunun değerlendirilebilmesi amacıyla 111 MBq (3mCi) aktivite uygulamasında elde edilen sonuçların eğrisi Şekil 5.12’de verilmektedir.



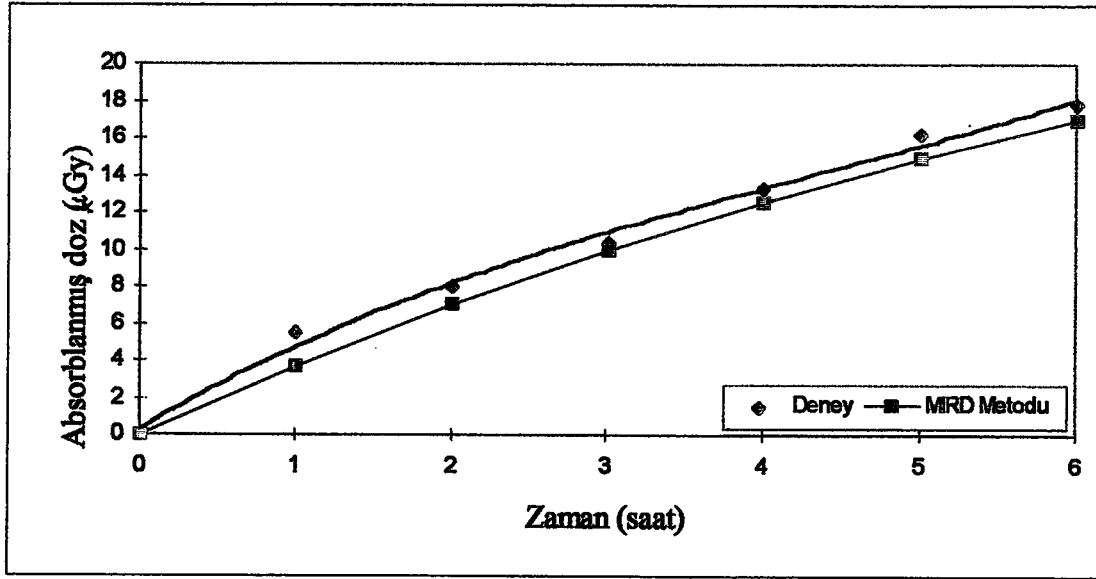
Şekil 5.12 : Karaciğerde Tutulan 111 MBq (3 mCi) Aktivitedeki Tc-99m'dan Deney ve MIRD Metodu İçin Gonadda Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırması

Karaciğer-Gonad geometrisinde Deney ve MIRD metodu için 148 MBq (4 mCi) aktivite uygulamasında elde edilen sonuçların eğrisi Şekil 5.13’de verilmektedir.



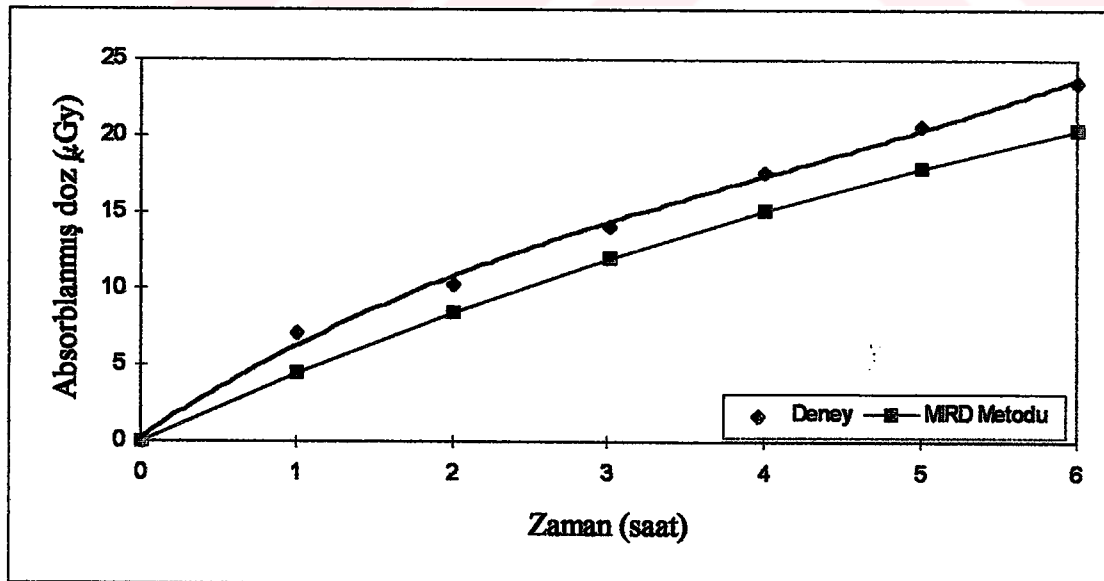
Şekil 5.13 : Karaciğerde Tutulan 148 MBq (4 mCi) Aktivitedeki Tc-99m'dan Deney ve MIRD Metodu İçin Gonadda Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırması

Karaciğer-Gonad geometrisinde Deney ve MIRD metodu için 185 MBq (5 mCi) aktivite uygulamasında elde edilen sonuçların eğrisi Şekil 5.14’de verilmektedir.



Şekil 5.14 : Karaciğerde Tutulan 185 MBq (5 mCi) Aktivitedeki Tc-99m'dan Deney ve MIRD Metodu İçin Gonadda Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırması

Karaciğer-Gonad geometrisinde Deney ve MIRD metodu için 222 MBq (6 mCi) aktivite uygulamasında elde edilen sonuçların eğrisi Şekil 5.15’de verilmektedir.



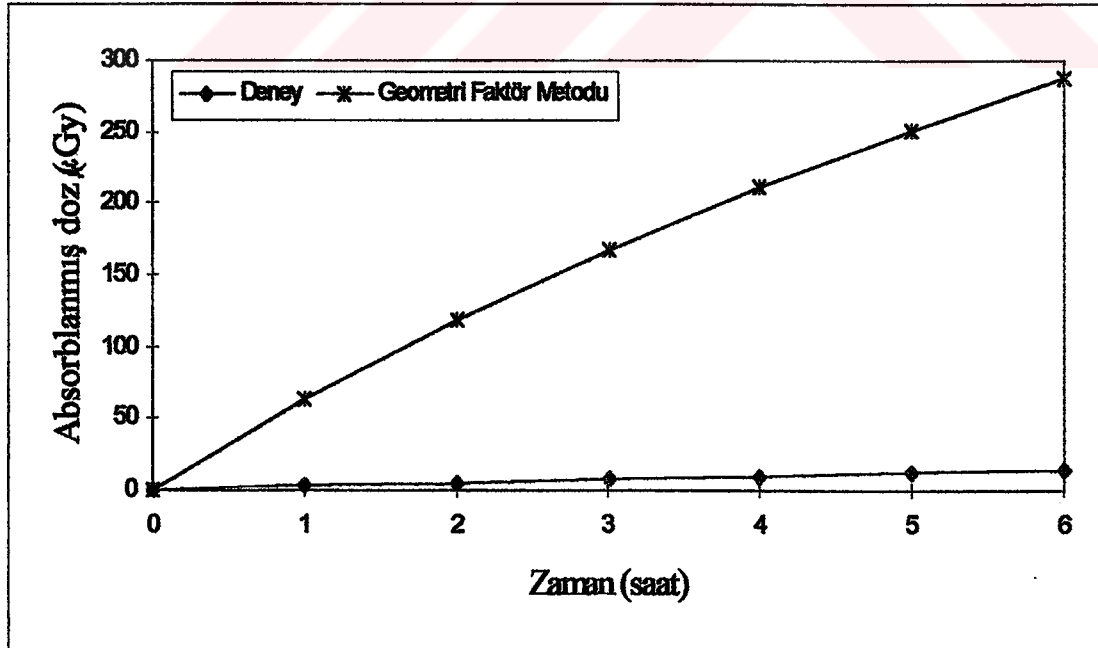
Şekil 5.15 : Karaciğerde Tutulan 222 MBq (6 mCi) Aktivitedeki Tc-99m'dan Deney ve MIRD Modeli İçin Gonadda Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırması

5.4.2. Dalak-Gonad Geometrisinde Absorblanmış Doz Karşılaştırması

Dalak görüntülemesi amacıyla vücuda enjekte edilen 222 MBq (6 mCi) aktivitedeki Tc-99m radyoizotopundan gonadın absorbladığı radyasyon dozu deney, MIRD ve geometri faktörü metoduyla hesaplanarak Tablo 5.16'da verilmekte, deney ve klasik geometri faktörü metodunun doz-zaman değişim eğrisi ise Şekil 5.16'da görülmektedir

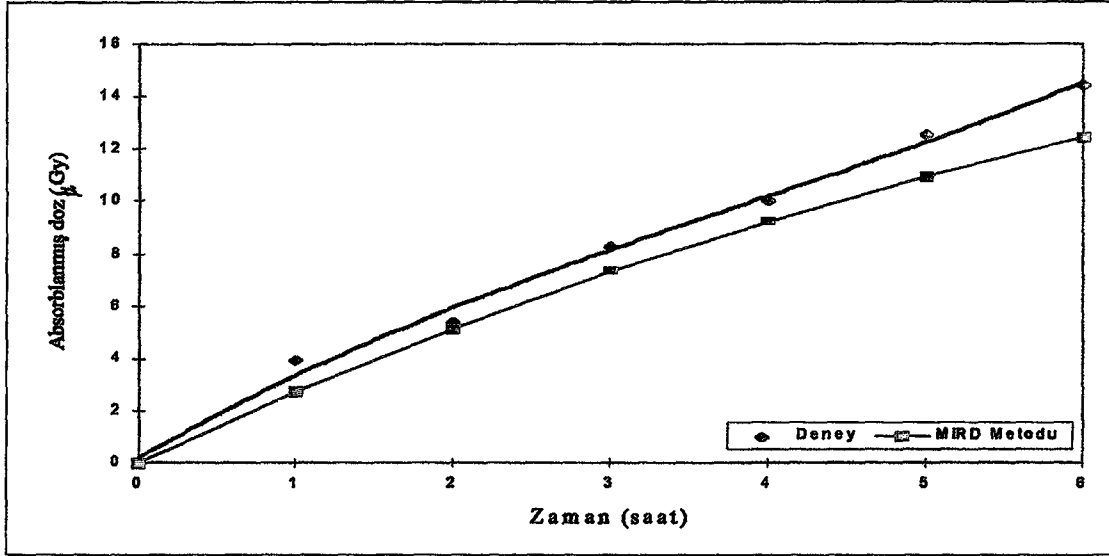
Tablo 5.16
Dalak-Gonad Geometrisinde 222 MBq (6 mCi) Aktivite İçin Deneysel ve Teorik
Dozimetrik Modellerle Elde Edilen Sonuçlar

Zaman (saat)	Deneysel Sonuçlar (μGy)	MIRD Modeli Sonuçları (μGy)	Klasik Geometri Faktör Metodu Sonuçları (μGy)
1	3.93	2.72	62.5
2	5.40	5.15	118.2
3	8.28	7.31	167.8
4	10.03	9.23	212.1
5	12.56	10.95	251.5
6	14.42	12.48	286.7



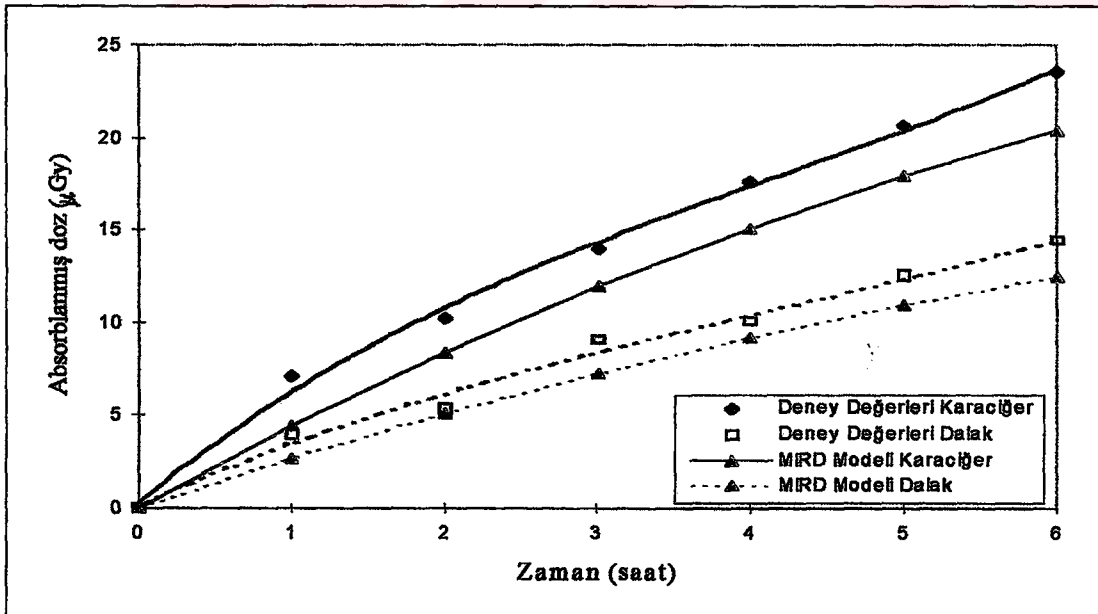
Şekil 5.16 : Dalakta Tutulan 222 MBq (6 mCi) Aktivitedeki Tc-99m'dan Gonadda Absorblanmış Doz Değerlerinin, Deney ve Klasik Geometri Faktörü Metoduyla Elde Edilen Sonuçlarının Karşılaştırması

MIRD ve deneysel sonuçların daha iyi değerlendirilebilmesi amacıyla 222 MBq (6 mCi) aktivite uygulamasında elde edilen sonuçların eğrisi Şekil 5.17’de verilmektedir.



Şekil 5.17 : Dalakta tutulan 222 MBq (6 mCi) Aktivitedeki Tc-99m'in Gonadda Absorblanmış Doz Değerleri İçin Deney ve MIRD Metodunun Karşılaştırması.

Karaciğer ve dalak için 222 MBq (6 mCi) aktiviteli Tc-99m uygulanması sonucu gonad tarafından absorblanmış doz değerleri için deneysel ve teorik sonuçlar bir arada Şekil 5.18’de grafik olarak görülmektedir.



Şekil 5.18 : 222 MBq (6 mCi) Aktivitedeki Tc-99m Uygulamasında MIRD Metodu ve Deney Değerlerinin Karaciğer ve Dalak İçin Karşılaştırması

BÖLÜM 6

DOZİMETRİK HESAPLAMALAR İÇİN YENİ BİR GEOMETRİ FAKTÖRÜ UYGULAMASI

Radyoaktif kaynak; nokta kaynak olarak düşünülmesi durumunda, kaynak etrafına 4π katı açıda iyonizan radyasyon yaymaktadır. Nükleer tıp uygulamalarında vücuda enjekte edilen radyofarmasötiklerin tutuldukları organın kaynak organ olarak düşünülmesi nedeniyle bu kaynak organın her noktası vücut içerisinde, 4π katı açıda iyonizan radyasyon yayınlayacaktır. Bununla birlikte, hedef doku kaynak organın yayınlamış olduğu iyonizan radyasyonun tamamına değil, ancak kendi boyutu ve radyasyon kaynağına göre sahip olduğu geometrik pozisyonuna bağlı olarak iyonizan radyasyona maruz kalacaktır.

Hine ve Brownell (1956) farklı boyutlardaki insan ve küresel fantomlar için geometri faktörleri türetmişlerdir. Fakat bu faktörlerle elde edilen tüm vücut için absorblanmış doz değerleri, deneylerle hayli farklı sonuçlar vermektedir. Oysa MIRD modeli ile elde edilen sonuçlar deney sonuçlarıyla çoğunlukla uyumlu görülmektedir. Bu çalışmadaki deneylerle (Bölüm 5'den) görüldüğü gibi MIRD modelinin deneylerle olan uyumluluğu, bu metodu; bugünkü uygulamasıyla klasik geometri faktörü modeline göre tercih edilir yapmaktadır.

Nükleer tıpta tanı ve tedavide kullanılan radyoizotoplar tarafından etkilenen sağlıklı dokuların absorblanma düzeylerini geometri faktörü modeli ile hesaplanmak istenirse, şimdiye kadar kullanılanlardan daha sağlıklı bir modelle hesaplamak gereği ortaya çıkmaktadır.

Nükleer tıpta absorblanmış doz hesabı ve kritik organ dozu hesabında tüm vücut için genel bir geometri faktörü değeri verilmektedir. Işınlamaya neden olan kaynak organ söz konusu ise, Bl: 3 içinde de belirtildiği üzere yine bu genel faktör alınmakta, ancak hedef organın ağırlığı göz önüne alınarak doz hesabında bir düzeltme yapılmaktadır. Bu hesaplama “kaba” olarak nitelenebilecek bir hesaplama olması nedeniyle’de, deneylerle önemli ölçüde farklı sonuç vermektedir.

Oysa, geometri faktörü ile hesaplamalarda genellikle bir elemanın diğer elemanı görme durumu göz önüne alınmaktadır. Bu durumda burada da geometrik parametrelerle geliştirilen geometri faktörü ile işlem yapılmalıdır.

Hacimsel olarak iki elemanın birbirini etkilemesine ilişkin geometri faktörü karmaşa içermektedir. Bu nedenle geometri faktörü geliştirilirken çoğu kez noktasal veya düzlemsel elemanlar tanımlanmaktadır.

Şekil 6.1 geometrisindeki düzlemsel kaynak ve kaynağa paralel düzlemsel dedektör göz önüne alınması halinde. Matematiksel (Ω) genel şekil bağıntısı Dk 6.1’deki gibi ifade edilmektedir (Tsoulfanidis, 1983).

$$\Omega = \frac{\int_{A_s} \int_{A_d} (S_o dA_s / 4 \pi r^2) dA_d (\tilde{n} \cdot r / r)}{S_o A_s} \quad (6.1)$$

Burada,

A_s : Radyoaktif kaynağın alanı

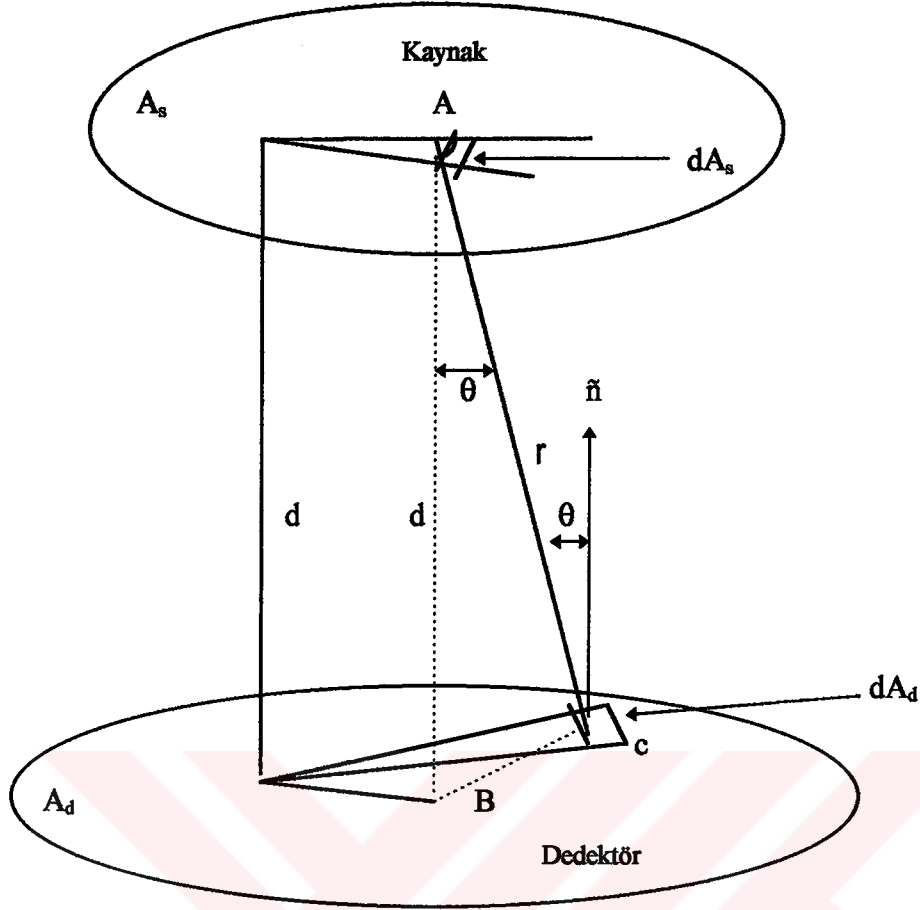
A_d : Dedektör alanı

S_o : Birim alandan saniyede yayınlanan parçacık sayısı (A_k)

d : Kaynak ile dedektör arasındaki mesafe

dA_d : Dedektör birim elemanı

dA_s : Kaynak birim elemanını ifade etmektedir.



Şekil 6.1: Birbirine Paralel Düzlem Kaynak ve Düzlem Dedektör Geometrisi

$\hat{n}$, A_d yüzeyinin birim normal vektörü, r , dA_d birim elemanın dA_s birim elemanına olan mesafesi ve θ , $\hat{n}$ birim normal vektör ile r arasındaki açı olarak tanımlanırsa (Şekil:6.1).

$$\cos \theta = \hat{n} \cdot r/r \quad (6.2)$$

Dk 6.1 genel ifadesi

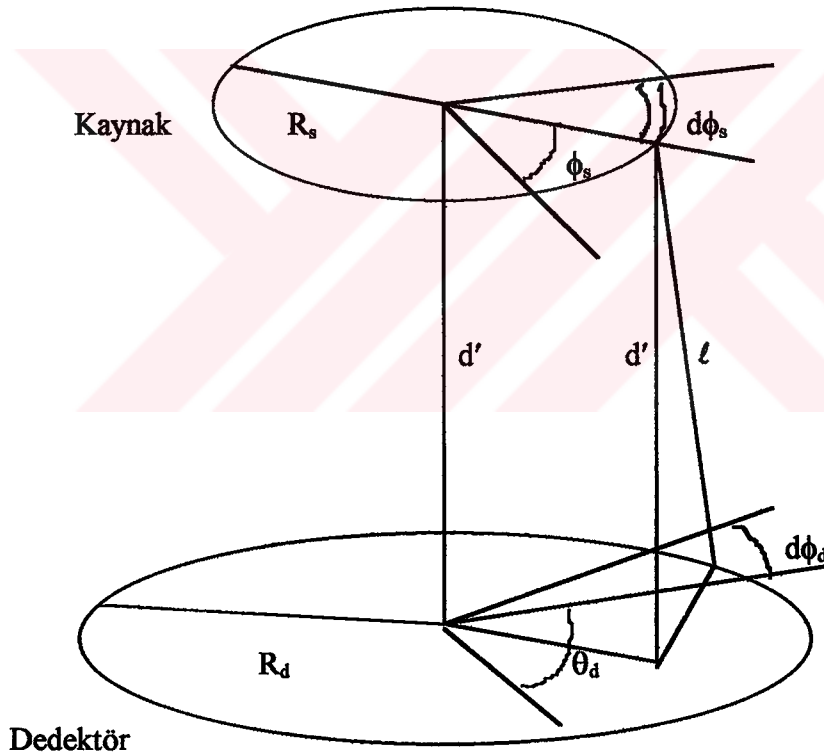
$$\Omega = \frac{1}{4\pi A_s} \int_{A_s} dA_s \int_{A_d} dA_d \frac{\cos \theta}{r^2} \quad (6.3)$$

olmaktadır (Tsoulfanidis, 1983).

6.1. KRİTİK ORGAN DOZU HESABI İÇİN DİSK-DİSK ŞEKİL GEOMETRİ FAKTÖRÜ UYGULAMASI

Radyasyon ölçümlerinde kullanılan bir geometri faktörü uygulaması disk-disk geometri faktörüdür (Tsoulfanidis, 1983). Ancak nükleer tıpta kritik organ için absorblanmış doz hesabı ile ilgili bu tip bir geometri faktörü uygulaması yapıldığına ilişkin bir yayına literatürde rastlanmamıştır. Kaynak ve hedef organ düzlemsel olarak temsil edilmek istendiğinde en uygun geometrik şekillerden biri dairesel disk geometrisidir ve bu geometri Şekil 6.2’de gösterilmektedir.

Bu çalışmada da hedef ve kaynak organın birer düzlemsel elemanla temsil edilmesi genel olarak benimsenmiştir.



Şekil 6.2: Disk-Disk Paralel Geometri Pozisyonu

Burada,

R_s : Disk-disk geometrisinde kaynak diskin yarıçapı

R_d : Disk-disk geometrisinde dedektör diskin yarıçapı

- d' : Disk-disk geometrisinde kaynak disk ile dedektör disk arası mesafedir
 l : Disk-disk geometrisinde birim açılar arası uzaklık
 ϕ_s : Disk-disk geometrisinde kaynak disk için değişken açı
 θ_d : Disk-disk geometrisinde dedektör disk için değişken açı
 $d\phi_d$: Disk-disk geometrisinde dedektör disk için birim açı
 $d\phi_s$: Disk-disk geometrisinde kaynak disk için birim açı

$$\Omega = s \int dx e^{-xz} J_1(x)/x J_1(xs) \quad (6.4)$$

$$s = R_d/R_s, \quad z = d'/R_s$$

olmaktadır. Burada, s , dedektör yarıçapının kaynak yarıçapına oranı, z , kaynak dedektör mesafesinin kaynak yarıçapına oranı ve $J_1(x)$, birinci mertebeden birinci cins Bessel fonksiyonudur.

Disk-disk geometrisi için Dk. 6.1' den hareketle elde edilen Dk. 6.3 göz önüne alınarak yada Dk 6.4'deki Bessel fonksiyonu ifadesinden hareketle ve şayet R_d/d ve R_s/d 1'den küçük ise katı açı ifadesi aşağıdaki şekil geometri faktörünün cebirsel ifadesi elde edilir.

$$g_d = \Omega = \frac{\omega^2}{4} \left\{ 1 - \frac{3}{4} (\psi^2 + \omega^2) + \frac{15}{8} \left(\frac{\psi^4 + \omega^4}{3} + \psi^2 \omega^2 \right) - \frac{35}{16} \left[\frac{\psi^6 + \omega^6}{4} + \frac{3}{2} \psi^2 \omega^2 (\psi^2 + \omega^2) \right] \right\} \quad (6.5)$$

şeklinde bulunmaktadır (Tsoulfanidis, 1983). Burada,

$$\psi = R_s/d' \text{ (kaynak yarıçapının kaynak dedektör mesafesine oranı)}$$

$$\omega = R_d/d' \text{ (dedektör yarıçapının kaynak dedektör mesafesine oranı)}$$

olarak ifade edilmektedir.

Deneyler açısından disk-disk geometrisi uygulaması hem kaynak organın hem de hedef organın bir disk ile temsili ile mümkündür. Bu durumda Şekil: 4.1'deki anatomik yapı incelenirse kaynak organ olarak çalıştığımız karaciğer ve dalak ile kritik organın merkezleri vücut eksenini üzerinde olmamakla beraber buradaki kaçıklığın ihmal edilebileceği kabulü yapılarak $D_k: 6.5$ ile elde edilen disk-disk geometri faktörü uygulaması yapılmıştır.

6.1.1. Karaciğer-Gonad Geometrisindeki Disk-Disk Şekil Geometri Faktörü

Hesabı

Deneyler için rando fantom kullanılarak Bölüm 4'de belirtildiği gibi karaciğerin vücut içerisindeki koordinatları saptanmıştır (Golikov ve Nikitin, 1989). Karaciğer rando fantomun 19, 20, 21, 22, 23 ve 24 nolu dilimlerinde belirli oranlarda bulunmaktadır. Her bir dilimde bulunan oranların boyutları belirlenmiştir ve $D_k: 6.5$ kullanılarak geometri faktörü hesaplanmıştır.

Tablo 6.1

Rando Fantom Yardımıyla Karaciğer-Gonad Geometrisinde Elde Edilen Her Fantom Dilimi İçin Şekil Geometri Faktörü Hesabı

d' (cm)	R_d (cm)	R_s (cm)	g_d
42.5	2	2.7	5.5 E-04
40.0	2	6.1	6.1 E-04
37.5	2	6.2	7.0 E-04
35.0	2	6.4	7.9 E-04
32.5	2	4.7	9.3 E-04
30.0	2	3.3	1.1 E-03

6.1.2. Dalak-Gonad Geometrisindeki Disk-Disk Şekil Geometri Faktörü Hesabı

Bölüm 6.1.1 de karaciğer için belirtilenlere benzer olarak, dalak için de yine rando fantom kullanılarak Tablo: 4.2 yardımıyla dalağın vücut içerisindeki koordinatları saptanmıştır (Golikov ve Nikitin, 1989). Dalak rando fantomun 20, 21 ve 22 nolu

dilimlerinde belirli oranlarda bulunmaktadır. Her bir dilimde bulunan oranların boyutları çıkarılmış ve Dk: 6.5 uygulanarak şekil geometri faktörü hesaplanmıştır.

Tablo 6.2
Rando Fantom Yardımıyla Dalak-Gonad Geometrisinde Elde Edilen Her Fantom Dilimi İçin Şekil Geometri Faktörü Hesabı

d' (cm)	R _d (cm)	R _s (cm)	g _d
40.0	2	2	6.2 E-04
37.5	2	2	7.1 E-04
35.0	2	3	8.1 E-04

6.1.3. Disk-Disk Şekil Geometri Faktörü Kullanılarak Absorblanmış Doz Değerlerinin Hesaplanması

Bir absorblayıcı içerisinde yol alan gama ışınlarının absorblayıcıda etkileşme yapmadan önce kat ettikleri ortalama bir mesafe olarak, ortalama serbest yol (λ_1) betimlenmekte ve basit olarak $1/m_{att}$ olarak tanımlanmaktadır (Knoll, 1979). Bu çalışmada, kaynak organdan yayınlanan gama ışınlarının hedef organda absorblanmadan önce bir etkileşme olmadığı, gama ışınları enerjilerini hedef organ üzerinde bıraktığı kabul edilmektedir.

Dolayısıyla Bölüm 3.3.1'de ifade edilen Dk: 3.7 yeniden düzenlenerek hesaplanan Dk 6.6 ifadesinde (D_d) disk-disk şekil geometri faktörü uygulanmıştır.

$$D_d = \frac{A_o}{m_h} \cdot \frac{\rho}{m_{att}} \cdot \Gamma \cdot g_d \cdot T_{eff} \cdot (1 - e^{-\lambda t}) \quad (6.6)$$

olarak bulunmuştur. Burada,

A_o : Uygulanan aktivite (mCi)

Γ : Gama doz sabiti [(rad-cm²)/(mCi-saat)]

- ρ : Ortam yoğunluğu (g/cm^3)
 m_{att} : Zayıflama katsayısı ($1/\text{cm}$)
 m_h : Hedef organın kütlesi (g)
 T_{eff} : Ortalama efektif yarı ömür (saat)
 g_d : Disk-disk geometrisi için geometri faktörü
 λ : Bozunma sabiti
 t : Zaman (saat)

İyonlaştırıcı radyasyon; enerjilerine bağlı olarak, içinden geçtikleri ortamlarda farklı oranlarda absorblanmaktadır. Bununla birlikte nükleer tıp alanında uygulanan radyoizotoplar için daha önce de ifade edildiği gibi faydalı enerji aralığı 100 - 300 keV dir. Yapılan araştırmalar neticesinde farklı enerjilere sahip iyonlaştırıcı radyasyon farklı ortamlardaki zayıflama katsayıları hesaplanarak Tablo 6.3'de verildiği gibi yayınlanmıştır. Bu çalışmada kullanılan 140.2 keV gamma enerjisine sahip Tc-99m radyoizotopu için (m_{att}) zayıflama katsayısı olarak, Tablo: 6.3'den 0.15 MeV enerjili iyonlayıcı radyasyonun 1 g/cm^3 yoğunluğa sahip su içerisindeki zayıflama katsayısı alınmıştır ($m_{\text{att}} = 0.149$) (Cember, 1992).

Tablo 6.3
 Farklı Enerjilerdeki Fotonların Lineer Zayıflama Katsayıları (Attenuation Coefficients)
 (Cember, 1992)

	ρ g/cm^3	Enerjisi, MeV					
		0.1	0.15	0.2	0.3	0.5	0.8
C	2.25	0.335	0.301	0.274	0.238	0.196	0.159
Al	2.7	0.435	0.362	0.324	0.278	0.227	0.185
Cu	8.9	3.80	1.830	1.309	0.960	0.730	0.581
Pb	11.3	59.7	20.8	10.15	4.02	1.64	0.945
Hava	0.00129	1.94×10^{-4}	1.73×10^{-4}	1.59×10^{-4}	1.37×10^{-4}	1.12×10^{-4}	9.12×10^{-5}
Su	1	0.167	0.149	0.136	0.118	0.097	0.079
Beton	2.35	0.397	0.326	0.291	0.251	0.204	0.166

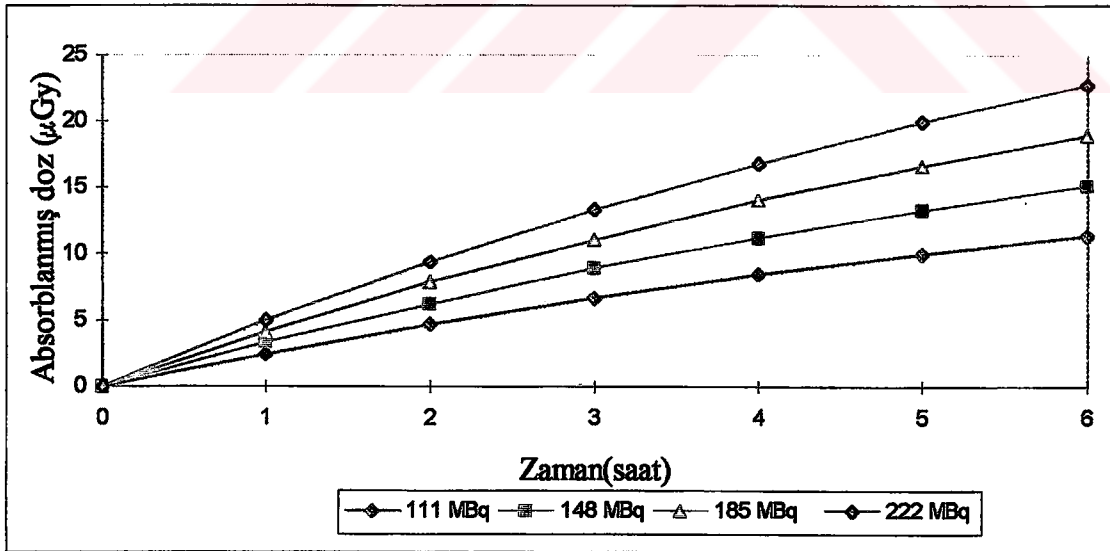
National Bureau of Standards Report No, 1003 (1952)

6.1.4. Disk-Disk Şekil Geometri Faktörü ile Karaciğer-Gonad Geometrisinde Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerleri

Bu formüle göre Bölüm: 6.1.1 de hesaplanan geometri faktörünün uygulanmasıyla karaciğer-gonad geometrisinde gonadda hesap edilen absorblanmış doz değerleri Tablo: 6.4' de verilmekte, doz-zaman değişim eğrisi ise Şekil: 6.3 de görülmektedir.

Tablo 6.4
Disk-Disk Geometri Faktörü İle Karaciğer-Gonad Geometrisi İçin Gonadda Absorblanmış Doz Değerleri

Zaman (saat)	Absorblanmış Doz Değerleri (μGy)			
	Uygulanan Aktivite			
	111 MBq	148 MBq	185 MBq	222 MBq
1	2.48	3.31	4.13	4.96
2	4.69	6.26	7.82	9.38
3	6.66	8.88	11.1	13.33
4	8.42	11.23	14.03	16.84
5	9.98	13.31	16.64	19.97
6	11.38	15.17	18.97	22.76



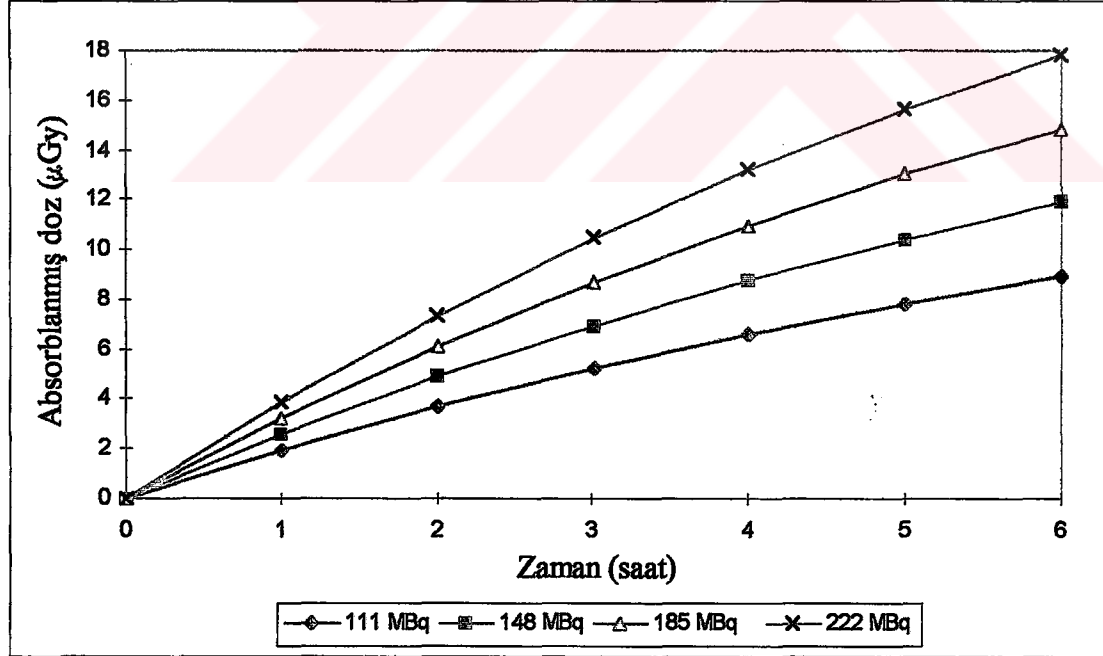
Şekil 6.3 : Disk-Disk Şekil Geometri Faktörü İle Karaciğer-Gonad Geometrisinde Gonadda Elde Edilen Doz Değerlerinin Zamanla Değişimi

6.1.5. Disk-Disk Şekil Geometri Faktörü ile Dalak-Gonad Geometrisinde Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerleri

Bu formüle göre Bölüm:6.1.2’de hesaplanan şekil geometri faktörünün uygulanmasıyla dalak-gonad geometrisinde gonadda hesap edilen absorblanmış doz değerleri Tablo: 6.5’de verilmektedir, doz-zaman değişim eğrisi ise Şekil: 6.4’de görülmektedir.

Tablo 6.5
Disk-Disk Geometri Faktörü İle Dalak-Gonad Geometrisi İçin Gonadda Absorblanmış Doz Değerleri

Zaman (saat)	Absorblanmış Doz Değerleri μGy			
	111 MBq	148 MBq	185 MBq	222 MBq
1	1.95	2.6	3.25	3.89
2	3.68	4.91	6.14	7.39
3	5.23	6.97	8.72	10.46
4	6.61	8.81	11.01	13.22
5	7.84	10.45	13.06	15.67
6	8.93	11.91	14.89	17.86



Şekil 6.4 : Disk-Disk Şekil Geometri Faktörü ile Dalak-Gonad Geometrisinde Gonadda Elde Edilen Doz Değerlerinin Zamanla Değişimi

6.1.6. Karaciğer-Gonad Geometrisinde Disk-Disk Şekil Geometri Faktörü

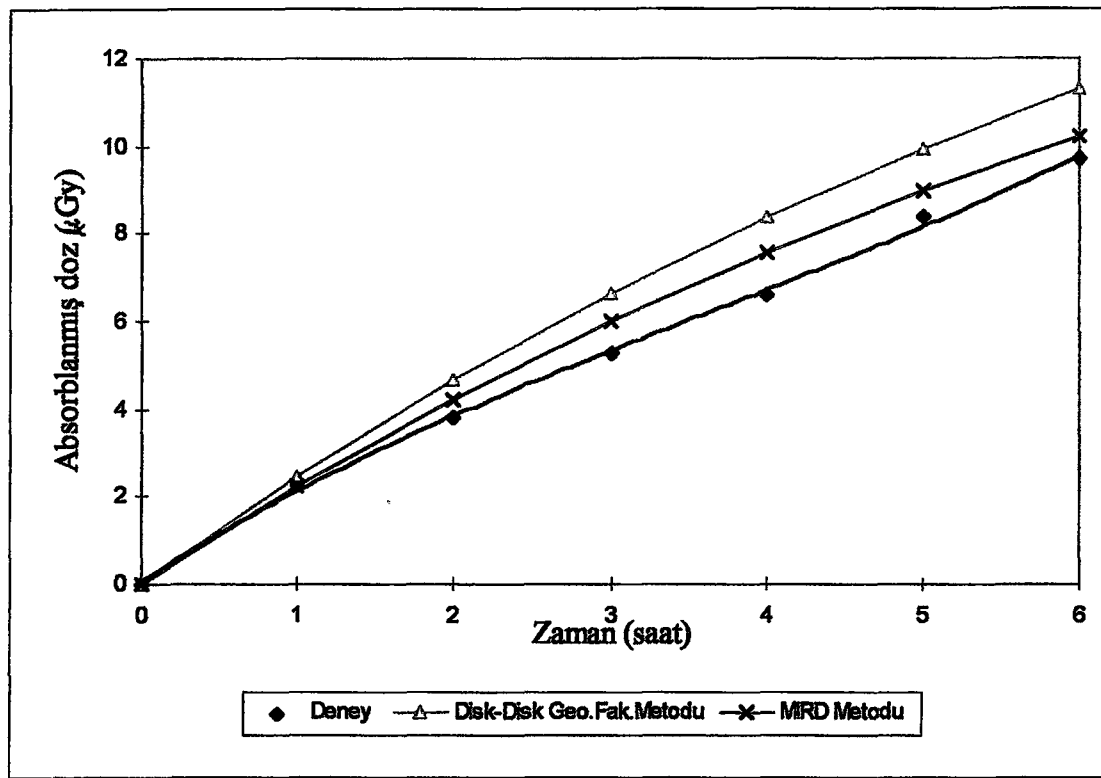
Uygulaması ile Deney ve MIRD Metodunun Karşılaştırılması

Disk-disk şekil geometri faktörü kullanılarak karaciğer-gonad geometrisinde hesaplanan absorblanmış doz değerleri, deney ve MIRD Metodu sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Deneysel olarak elde edilen değerler ve diğer hesaplama metotlarıyla hesaplanan değerler farklı Tc-99m aktiviteleri için sırasıyla Tablo:6.6, Tablo:6.7, Tablo:6.8 ve Tablo:6.9’da toplu olarak verilmektedir. Şekil: 6.5, Şekil: 6.6, Şekil 6.7 ve Şekil 6.8’de her aktivite için mukayese grafikleri verilmektedir.

Tablo 6.6

111 MBq (3 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Zaman saat	Deney Sonuçları μGy	Disk-Disk Geo. Fak. Met. μGy	MIRD Metodu μGy	Deney ile Disk Disk Geo.Fak. % Değişimi	Deney ile MIRD Metodu % Değişimi
1	2.3	2.47	2.23	7.4	-3.0
2	3.82	4.66	4.21	22.0	10.2
3	5.25	6.62	5.98	26.1	13.9
4	6.58	8.37	7.55	27.2	14.7
5	8.40	9.92	8.96	18.1	6.7
6	9.63	11.31	10.21	16.7	5.4
Ortalama % Değişimler				19.58	8.0

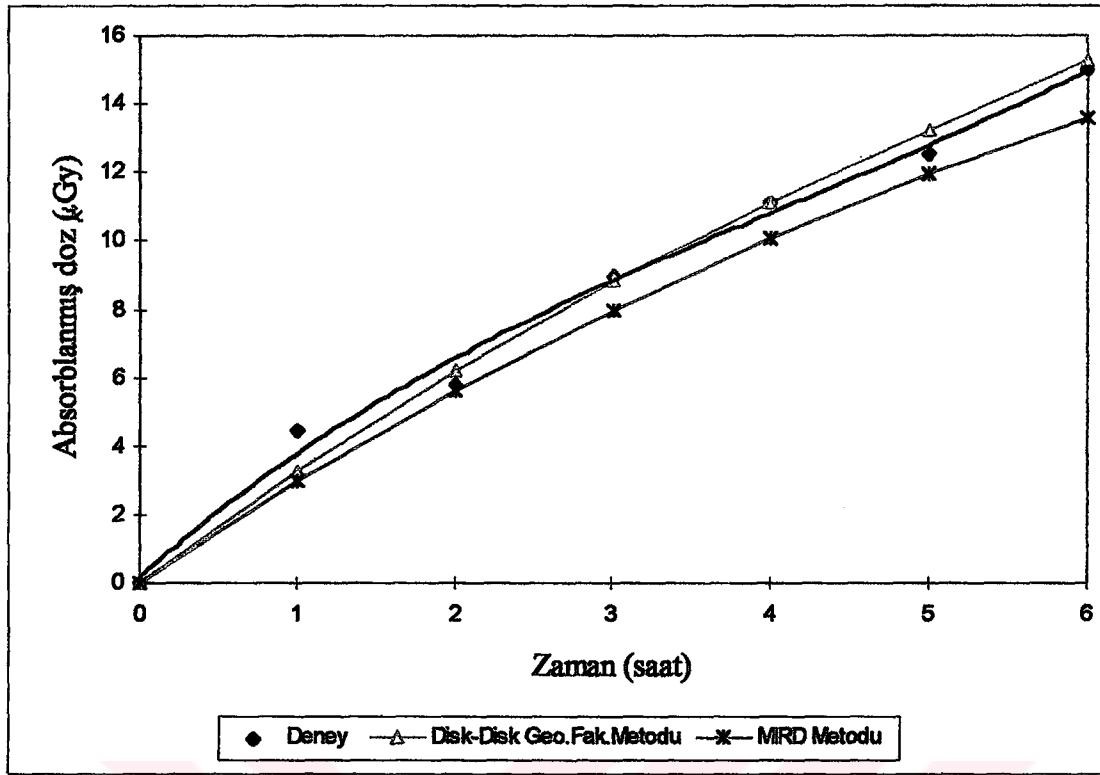


Şekil 6.5 : 111 MBq (3 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Disk-Disk, DeneySEL ve MIRD Metodu ile Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 6.7

148 MBq (4 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Zaman saat	Deney Sonuçları μGy	Disk-Disk Geo. Fak. Met. μGy	MIRD Metodu μGy	Deney ile Disk Disk Geo.Fak. % Değişimi	Deney ile MIRD Metodu % Değişimi
1	4.46	3.29	2.97	-26.2	-33.4
2	5.80	6.22	5.61	7.2	-3.3
3	8.98	8.83	7.97	-1.7	-11.2
4	11.15	11.16	10.07	0.1	-9.7
5	12.57	13.23	11.95	5.3	-4.9
6	15.02	15.28	13.62	1.7	-9.3
Ortalama % Değişimler				-2.3	-12.0

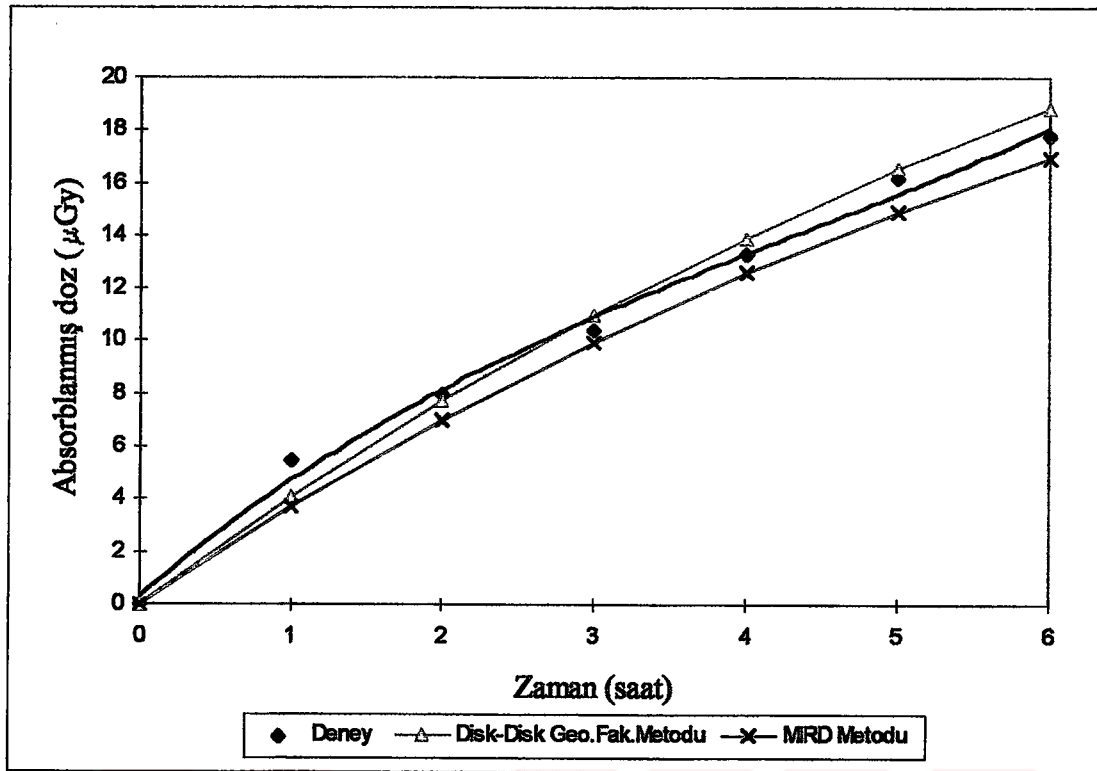


Şekil 6.6 : 148 MBq (4 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Disk-Disk, Deneysel ve MIRD Metodu ile Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 6.8

185 MBq (5 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Zaman saat	Deney Sonuçları μGy	Disk-Disk Geo. Fak. Met. μGy	MIRD Metodu μGy	Deney ile Disk Disk Geo.Fak. % Değişimi	Deney ile MIRD Metodu % Değişimi
1	5.49	4.11	3.71	-25.1	-32.4
2	7.95	7.77	7.02	-2.3	-11.7
3	10.39	11.04	9.96	6.3	-4.1
4	13.34	13.95	12.59	4.6	-5.6
5	16.17	16.54	14.93	2.3	-7.7
6	17.82	18.85	16.96	5.8	-4.8
Ortalama % Değişimler				-1.4	-11.1

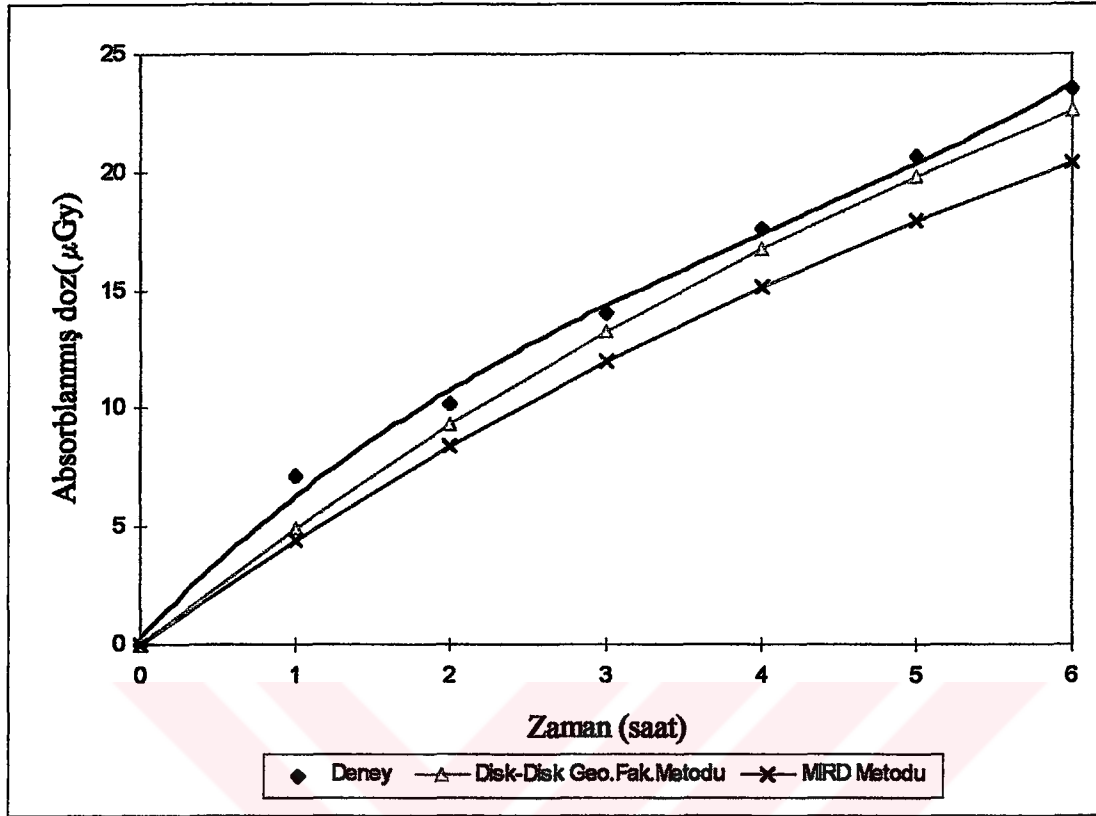


Şekil 6.7 : 185 MBq(5 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Disk-Disk, Deneysel ve MIRD Metodu ile Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 6.9

222 MBq (6 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Zaman saat	Deney Sonuçları μGy	Disk-Disk Geo. Fak. Met. μGy	MIRD Metodu μGy	Deney ile Disk Disk Geo.Fak. % Değişimi	Deney ile MIRD Metodu % Değişimi
1	7.16	4.93	4.46	-31.1	-37.7
2	10.23	9.33	8.42	-8.8	-17.7
3	14.05	13.25	11.96	-5.7	-14.9
4	17.59	16.74	15.11	-4.8	-14.1
5	20.63	19.85	17.92	-3.8	-13.1
6	23.57	22.62	20.42	-4.0	-13.4
Ortalama % Değişimler				-9.7	-18.5



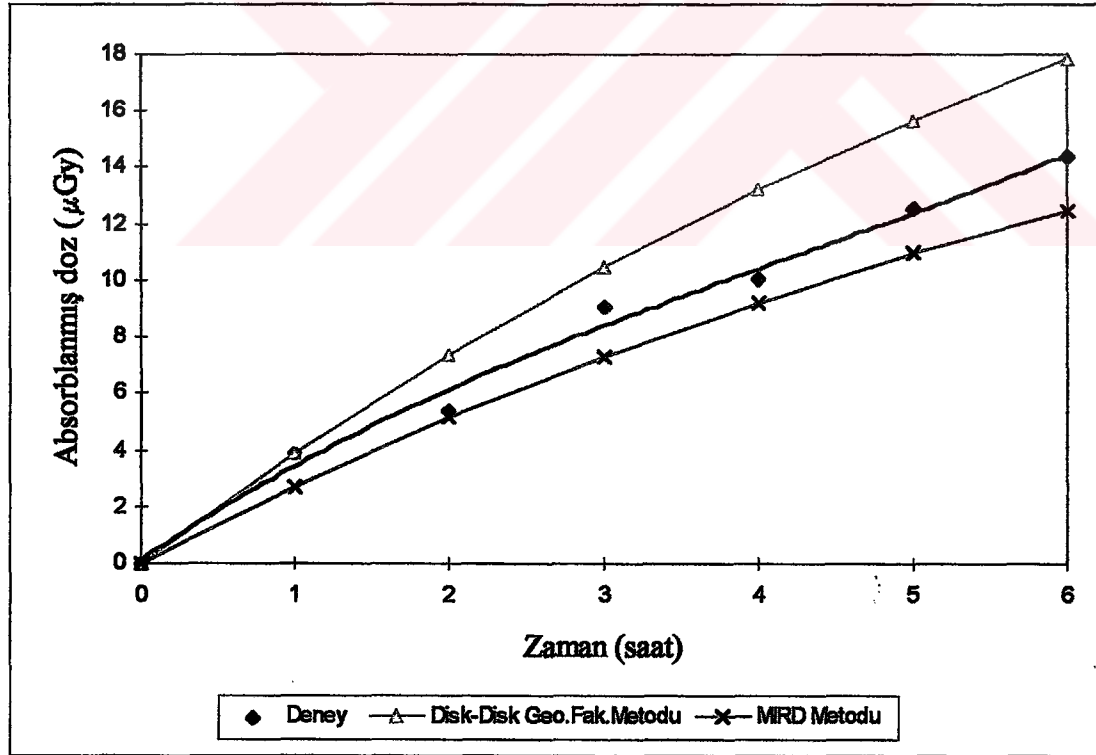
Şekil 6.8 : 222 MBq (6 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Disk-Disk, Deneysel ve MIRD Metodu ile Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

6.1.7. Dalak-Gonad Geometrisinde Disk-Disk Şekil Geometri Faktörü Uygulaması ile Deney ve MIRD Metodunun Karşılaştırılması

Disk-disk şekil geometri faktörü kullanılarak hesaplanan absorblanmış doz değerleri, deney ve MIRD Metodu sonuçları, 222 MBq (6 mCi) aktivitedeki Tc-99m için Tablo 6.10'da verilmekte, mukayese grafiği ise Şekil: 6.9'da görülmektedir.

Tablo 6.10
222 MBq (6 mCi) Aktivite İçin Dalak-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla
Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Zaman saat	Deney Sonuçları μGy	Disk-Disk Geo. Fak. Met. μGy	MIRD Metodu μGy	Deney ile Disk Disk Geo.Fak. % Değişimi	Deney ile MIRD Metodu % Değişimi
1	3.93	3.89	2.72	-1	-30.8
2	5.40	7.36	5.15	36.3	-4.6
3	9.04	10.46	7.31	15.7	-19.1
4	10.03	13.22	9.23	31.8	-8.0
5	12.56	15.67	10.95	24.8	-12.8
6	14.42	17.86	12.48	23.9	-13.5
Ortalama % Değişimler				21.9	-14.8



Şekil 6.9: 222 MBq (6 mCi) Aktivite İçin Dalak-Gonad Geometrisinde Disk-Disk,
Deney ve MIRD Metodu ile Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin
Karşılaştırılması

BÖLÜM 7

KRİTİK ORGAN DOZU HESAPLAMASI İÇİN YENİ BİR GEOMETRİ FAKTÖRÜ ÖNERİSİ VE UYGULAMASI

Disk-disk şekil geometri faktörü, merkezleri aynı dikey doğru üzerinde olan model olarak geliştirilmiştir. Nitekim geometri faktörü ile çalışmada benimsenen yol da esas itibarıyla merkezlerin aynı dikey doğru üzerinde olmasıdır. Oysa vücuttaki kaynak ve hedef organların merkezleri genellikle aynı dik doğru üzerinde olmamaktadır. Bunun ise, geometri faktörü modelinin nükleer tıp uygulamalarında absorblanmış doz değerlendirmesi için kullanılmasında kimi zaman “önemli” hatalar getirebileceği düşünülmüştür. Bu bakımdan, özellikle merkezleri aynı dik doğru üzerinde olmayan, yeni geometri faktörü ile çalışmak yerinde olacağı kanaatine varılmıştır.

7.1. KRİTİK ORGAN DOZU HESABI İÇİN YENİ BİR ŞEKİL GEOMETRİ FAKTÖRÜ UYGULAMASI

Deneylerdeki hedef organ olarak incelenen kritik organ göz önüne alınarak, kaynak organ tarafından yayımlanan iyonizan radyasyondan etkilenme düzeyini saptamak amacıyla yeni bir geometri faktörü ile nükleer tıp uygulamalarında absorblanmış doz hesaplanması önerilmektedir. Önerilen bu geometri faktörü normal boyutlara sahip insan vücudunda organların özellikle kaynak-hedef organlarının birbirlerine olan mesafelerini, vücut içerisindeki pozisyonlarını ve boyutunu hesaba katabilmektedir.

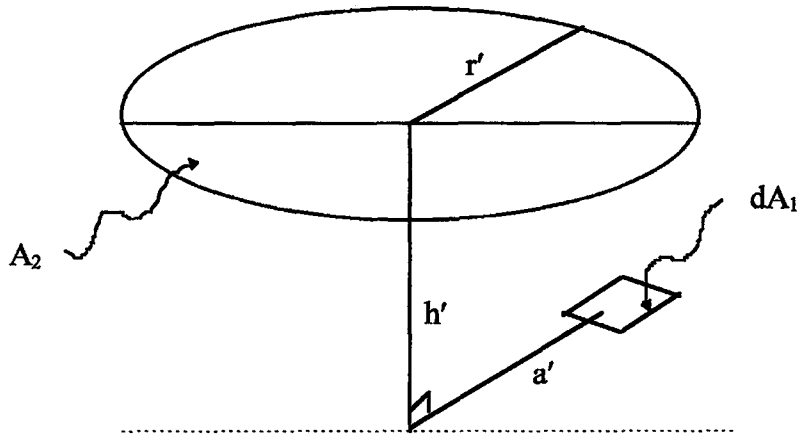
Deneyleerde hedef organ olarak seçtiğimiz kritik organ (gonad), kaynak organa göre “hayli “ küçüktür ve tek bir elemanla temsil edilmek istenirse yeterince küçük bir dA_1 düzlemi ile temsil edilmesi uygun olabilecektir. Örneğin; hedef organın diferansiyel düzlemsel bir eleman olarak seçilmesi uygun olacaktır.

Hedef organ gonad olduğu için ve gonadda somatik etki yanında genetik etki de söz konusu olduğundan hücresel boyutta etkilenme önem kazanmaktadır. Bu nedenle de hedef organ temsili, konservatif olarak diferansiyel elemanla yapılması tercih edilmiştir.

Kaynak ve hedef organı temsil edebilecek düzlemleri belirledikten sonra bu düzlemlerin birbirine göre durumlarının belirlenmesi gerekmektedir.

Kaynak organ ve hedef organ birbirine göre paralel durumda olarak düşünülebilirse de merkezleri aynı dik doğru üzerinde değildir. Bu bakımdan göz önüne alınması önerilen kaynak organ için disk geometrisi ve hedef organ için diferansiyel yüzey elemanının birbirine paralel ve fakat merkezleri aynı dik doğru üzerinde olmayacak şekilde geometri faktörü modeli oluşturulmuştur.

Deney göz önüne alındığında absorblanmış dozun hesabı için uygulanması düşünülen şekil geometri faktörü modeli Şekil 7.1’de görülmektedir (Modest, 1994).



Şekil 7.1: Dairesel Diskin, Diferansiyel Yüzey Elemanına Paralel Geometrik Pozisyonu

Şekil 7.1’de verilen geometride, bizim önerilen şekil geometri faktörü için Dk: 6.6 düzenlenirse,

$$F_{d1-2} = \frac{1}{2} \left[1 - \frac{Z-2R^2}{\sqrt{(Z^2-4R^2)}} \right] \quad (7.1)$$

elde edilir (Modest, 1994).

F_{d1-2} ,dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde birinci bölgenin ikinci bölge üzerindeki şekil geometri faktörüdür.

$$H' = \frac{h'}{a'} \quad (7.2)$$

$$R = \frac{r'}{a'} \quad (7.3)$$

$$Z = 1 + H'^2 + R^2 \quad (7.4)$$

olarak tanımlanmıştır. Burada,

H' : Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde, disk ile diferansiyel yüzey elemanı arası mesafenin a' ne oranı

R : Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde, disk ile diferansiyel yüzey elemanı arası mesafenin a' ne oranı

r' : Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde disk yarıçapı (cm)

a' : Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde yüksekliğe olan dik mesafesi

h' : Dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde, disk yüzeyi ile diferansiyel yüzey elemanı düzlemi arası mesafesi (cm)

dA_1 : Önerilen geometri faktörü geometrisinde hedef diferansiyel yüzey elemanı

A_2 : Önerilen geometri faktörü geometrisinde disk alanı

Geometri faktörüne ilişkin Dk: 7.1, dA_1 düzleminin A_2 düzlemini etkilemesini ifade etmektedir. Oysa, deneyimizde A_2 düzlemi, kaynak organı temsil etmektedir.

Bu durumda Dk: 7.1'in

$$dA_1 F_{d1-2} = A_2 F_{2-d1} \quad (7.5)$$

şeklinde düzenlenmesi gerekmektedir (Incropera ve De Witt, 1985).

Buna göre dairesel disk-diferansiyel yüzey elemanı geometrisinde, ikinci bölgenin birinci bölge üzerindeki şekil geometri faktörünü F_{2-d1} temsil etmektedir.

$$F_{2-d1} = \frac{dA_1}{2A_2} \left[1 - \frac{Z-2R^2}{\sqrt{(Z^2-4R^2)}} \right] \quad (7.6)$$

olmaktadır. Bu durumda absorblanmış doz hesabı için önerilen şekil geometri faktörü uygulanması Dk: 7.6 olmaktadır.

7.1.1. Karaciğer-Gonad Geometrisinde Gonad İçin Önerilen Şekil Geometri Faktörü Hesabı

Öncelikle kaynak-hedef organ için Dk: 7.1'de belirtilen parametrelerin nümerik olarak belirlenmesi gerekmektedir. Deneylerimiz için rando fantom kullanılarak Bölüm 4'de belirtildiği gibi karaciğerin vücut içerisindeki koordinatları saptanmıştır (Golikov ve Nikitin, 1989). Karaciğer rando fantomun 19, 20, 21, 22, 23 ve 24 nolu dilimlerinde belirli oranlarda bulunmaktadır. Her bir dilim için parametreler belirlenmiştir ve Dk: 7.6 kullanılarak önerilen şekil geometri faktörü hesaplanmıştır.

Tablo 7.1
Rando Fantom Yardımıyla Karaciğer-Gonad Geometrisinde Elde Edilen Her Fantom Dilimi İçin Önerilen Şekil Geometri Faktörü Hesabı

h' (cm)	a' (cm)	r' (cm)	F_{2-d1}
42.5	7.0	2.7	5.2 E-04
40.0	6.0	6.1	5.9 E-04
37.5	6.0	6.2	6.6 E-04
35.0	6.0	6.4	7.5 E-04
32.5	9.0	4.7	8.0 E-04
30.0	10.0	3.3	8.9 E-04

7.1.2. Dalak-Gonad Geometrisinde Gonad için Önerilen Şekil Geometri Faktörü Hesabı

Bölüm 7.1.1'de karaciğer için belirtilenlere benzer olarak, dalak için de yine rando fantom kullanılarak Tablo: 4.2 yardımıyla dalağın vücut içerisindeki koordinatları saptanmıştır (Golikov ve Nikitin, 1989). Dalak rando fantomun 20, 21 ve 22 nolu dilimlerinde belirli oranlarda bulunmaktadır. Her bir dilim için parametreler belirlenmiş ve Dk: 7.6'da uygulanarak şekil geometri faktörü hesaplanmıştır.

Tablo 7.2
Rando Fantom Yardımıyla Dalak-Gonad Geometrisinde Elde Edilen Her Fantom Dilimi İçin Önerilen Şekil Geometri Faktörü Hesabı

h' (cm)	a' (cm)	r' (cm)	F_{2-d1}
40.0	9	2	5.7 E-04
37.5	12	2	5.8 E-04
35.0	12	3	6.5 E-04

7.1.3. Önerilen Şekil Geometri Faktörü İle Karaciğer-Gonad Geometrisinde

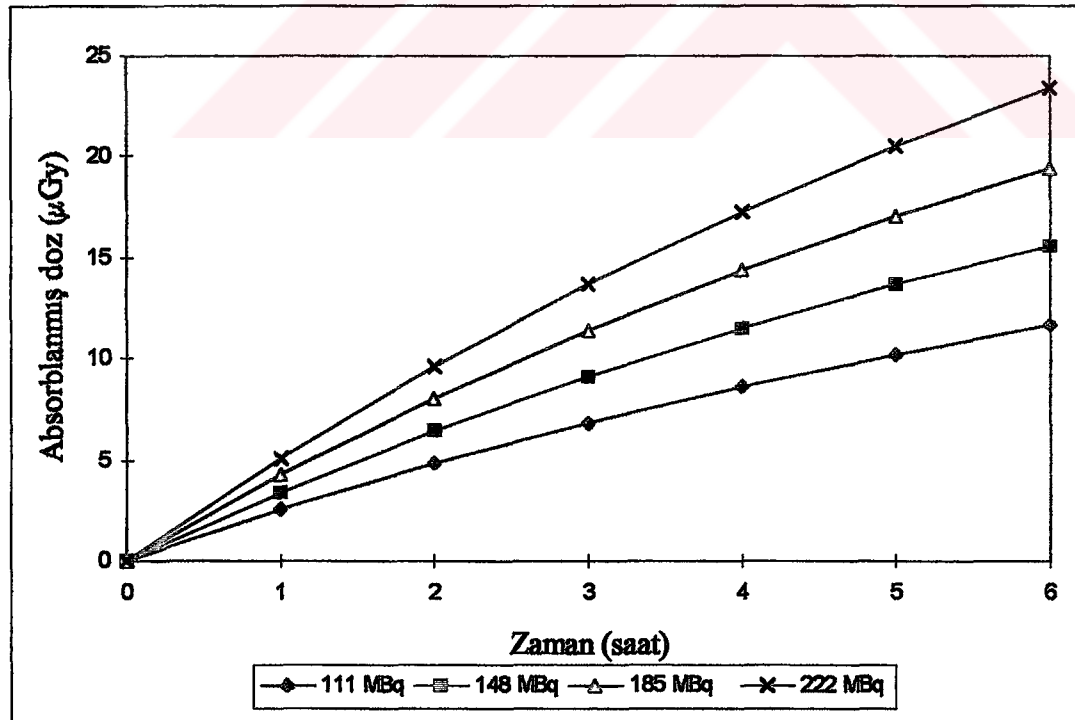
Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerleri

Dk:6.6'da " g_d " yerine Tablo 7.2'de hesaplanan F_{2-d1} şekil geometri faktörü uygulandı. Karaciğer-gonad geometrisinde gonadda hesap edilen absorblanmış doz değerleri Tablo: 7.3'de verilmekte, doz-zaman değişim eğrisi ise Şekil: 7.2'de görülmektedir.

Tablo7.3

Önerilen Şekil Geometri Faktörü İle Karaciğer-Gonad Geometrisi İçin Gonadda Absorblanmış Doz Değerleri

Zaman (saat)	Absorblanmış Doz Değerleri (μGy)			
	111 MBq	148 MBq	185 MBq	222 MBq
1	2.55	3.40	4.25	5.10
2	4.82	6.43	8.04	9.64
3	6.85	9.13	11.41	13.69
4	8.65	11.53	14.42	17.30
5	10.26	13.68	17.10	20.52
6	11.69	15.59	19.49	23.39



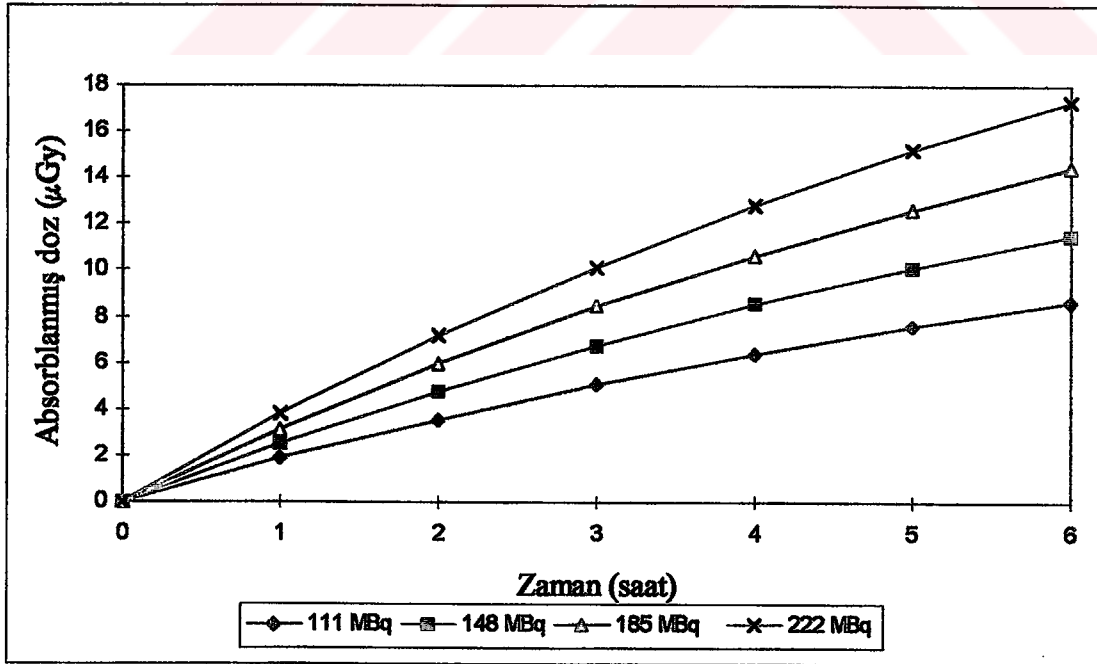
Şekil 7.2 : Önerilen Şekil Geometri Faktörü İle Karaciğer-Gonad Geometrisinde Gonaddaki Doz Değerlerinin Zamanla Değişimi

7.1.4. Önerilen Şekil Geometri Faktörü ile Dalak-Gonad Geometrisinde Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerleri

Dk:6.6'da "g_d" yerine Tablo 7.2'de hesaplanan F_{2-d1} şekil geometri faktörü uygulandı. Dalak-gonad geometrisinde gonadda hesap edilen absorblanmış doz değerleri Tablo: 7.4'de verilmekte, doz-zaman değişim eğrisi Şekil:7.3'de verilmektedir.

Tablo 7.4
Önerilen Şekil Geometri Faktörü İle Dalak-Gonad Geometrisi İçin Gonadda Absorblanmış Doz Değerleri

Zaman (saat)	Absorblanmış Doz Değerleri (μGy)			
	111 MBq	148 MBq	185 MBq	222 MBq
1	1.89	2.52	3.15	3.78
2	3.57	4.76	5.95	7.14
3	5.07	6.76	8.45	10.14
4	6.41	8.54	10.68	12.82
5	7.60	10.13	12.67	15.20
6	8.66	11.55	14.44	17.32



Şekil 7.3 : Önerilen Şekil Geometri Faktörü İle Dalak-Gonad Geometrisinde Gonaddaki Doz Değerlerinin Zamanla Değişimi

7.2. ÖNERİLEN ŞEKİL GEOMETRİ FAKTÖRÜ VE UYGULAMALARIYLA DENEY SONUÇLARININ DİĞER HESAPLAMA METODLARI SONUÇLARI İLE KARŞILAŞTIRILMASI

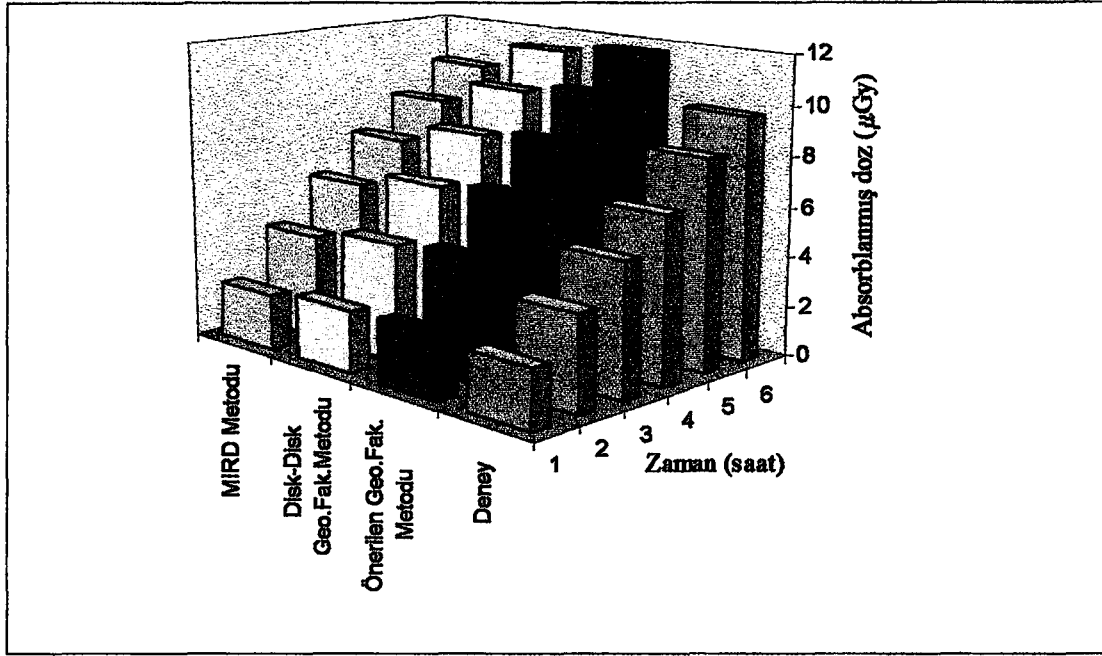
Uygulanması tarafımızdan önerilen şekil geometri faktörü modeli ile disk disk şekil geometri faktörü metodunun sınanması için öncelikle deney sonuçlarımızla ve günümüzde yaygın olarak absorblanmış doz hesaplamasında kullanılan MIRD metodu karşılaştırılmıştır.

7.2.1. Karaciğer-Gonad Geometrisinde Metotların Karşılaştırılması

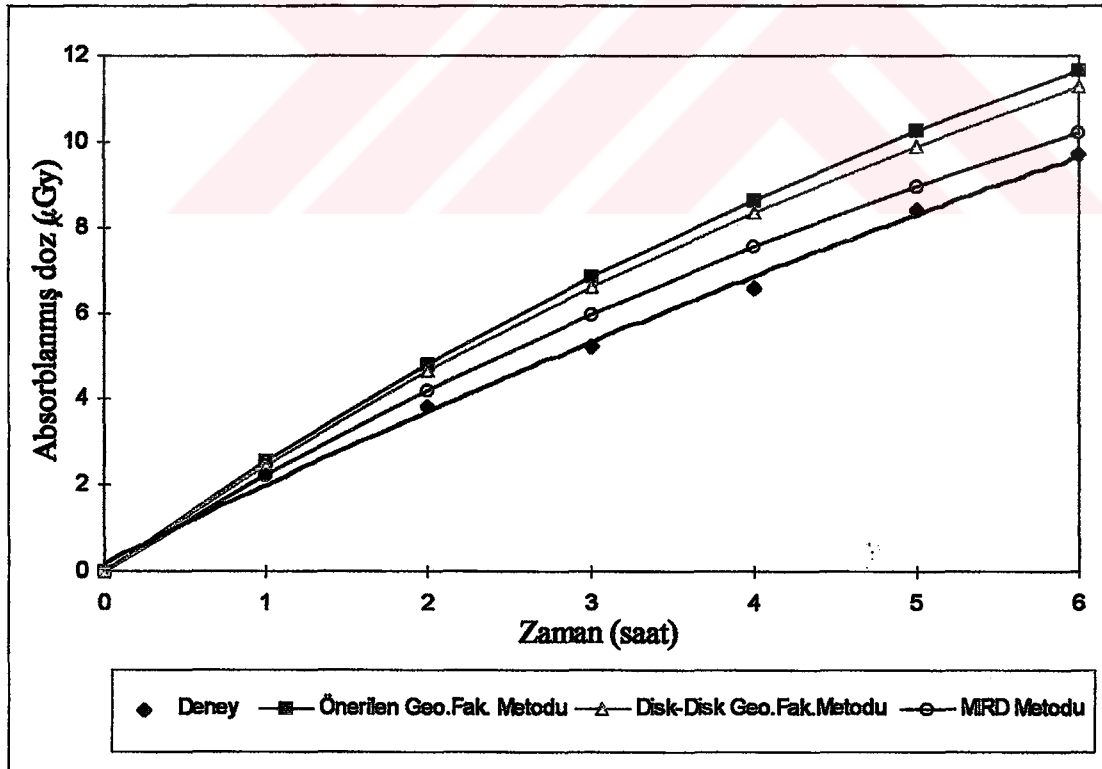
Uygulanması önerilen şekil geometri faktörü kullanılarak; vücuda enjekte edilerek karaciğerde biriken radyoizotoptan gonad için hesaplanan absorblanmış doz değerleri, deney sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Deneysel olarak elde edilen değerler ve diğer hesaplama metotlarıyla hesaplanan değerler farklı Tc-99m aktiviteleri için sırasıyla Tablo:7.5, Tablo:7.6, Tablo:7.7 ve Tablo:7.8’de toplu olarak verilmektedir. Şekil: 7.5, Şekil: 7.7, Şekil 7.9 ve Şekil 7.11’de her aktivite için mukayese grafikleri verilmektedir. Deneysel ve Teorik metotların karşılaştırması ise her aktivite değeri için Şekil 7.4, Şekil 7.6, Şekil 7.8 ve Şekil 6.10’da mukayeseli olarak görülmektedir.

Tablo 7.5
111 MBq (3 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla
Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Zaman saat	Deney Sonuçları µGy	Önerilen Geometri Fak. Met. µGy	Disk-Disk Geo. Fak. Met.(DDGF) µGy	MIRD Metodu µGy	Deney ile Ön. Geo. Fak. % Değişimi	Deney ile D.D.G. Fak. % Değişimi	Deney ile MIRD Met. % Değişimi
1	2.3	2.55	2.47	2.23	10.9	7.4	-3.0
2	3.82	4.82	4.66	4.21	26.2	22.0	10.2
3	5.25	6.85	6.62	5.98	30.5	26.1	13.9
4	6.58	8.65	8.37	7.55	31.5	27.2	14.7
5	8.40	10.26	9.92	8.96	22.1	18.1	6.7
6	9.63	11.69	11.31	10.21	20.6	16.7	5.4
Ortalama % Değişimler					23.63	19.58	8.0



Şekil 7.4 : 111 MBq (3 mCi) Aktivitede Karaciğer Gonad Geometrisinde Farklı Metotların Mukayese Grafiği

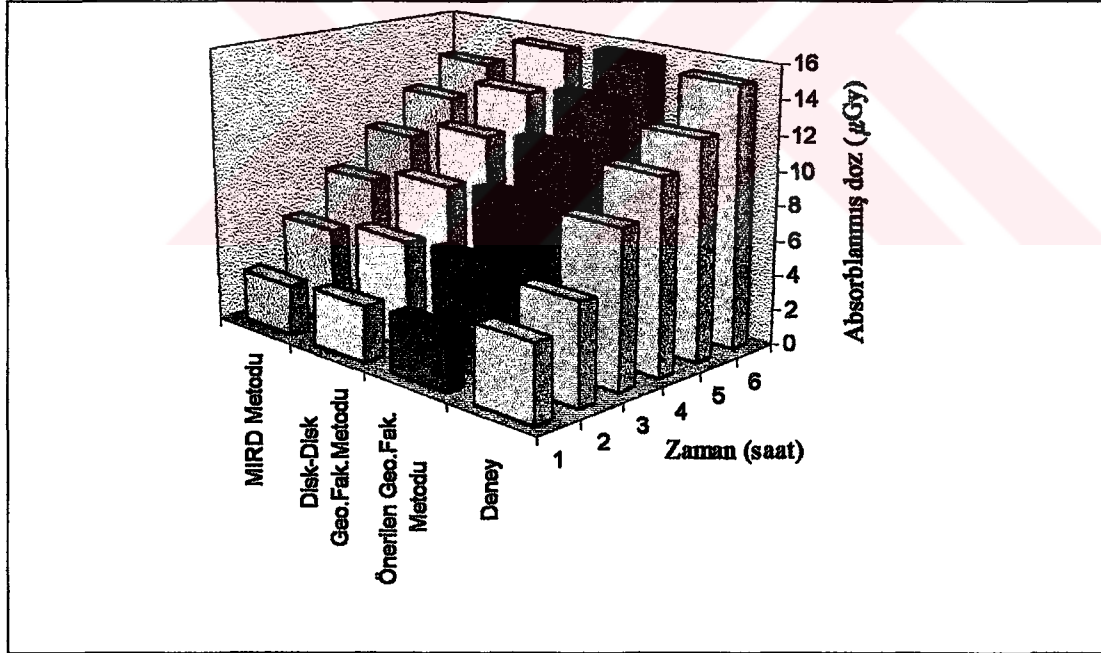


Şekil 7.5 : 111 MBq (3 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

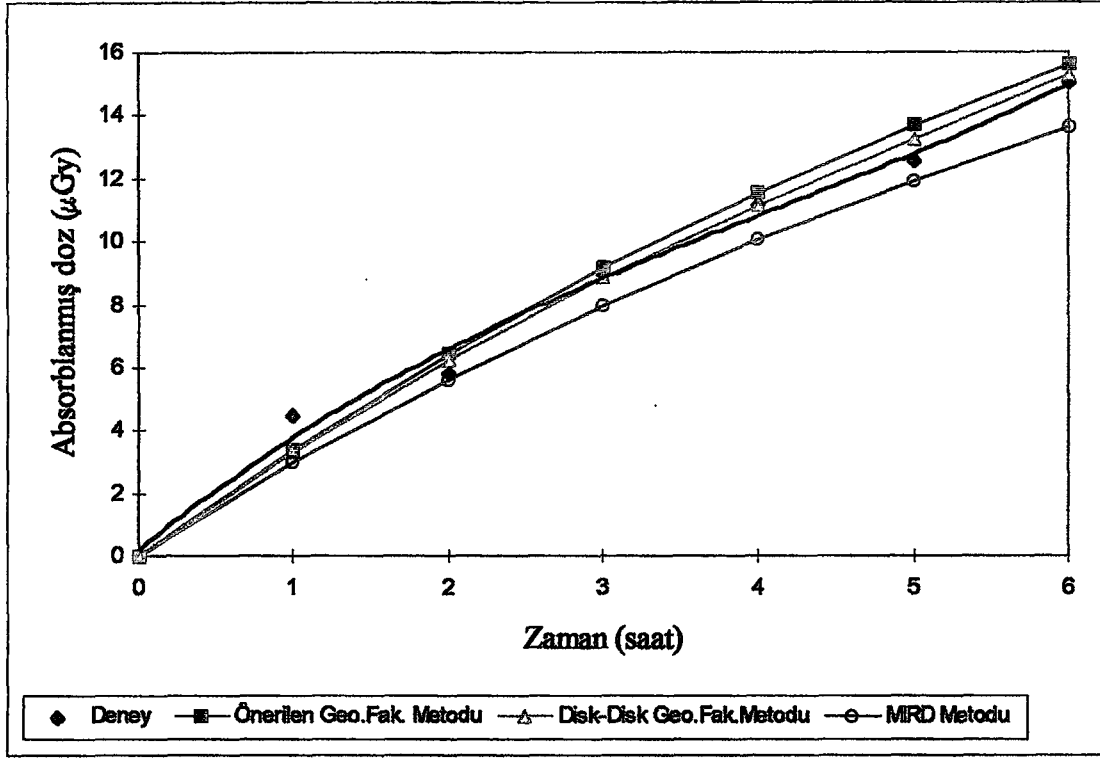
Tablo 7.6

148 MBq (4 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla
Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Zaman saat	Deney Sonuçları μGy	Önerilen Geometri Fak. Met. μGy	Disk-Disk Geo. Fak. Met.(DDGF) μGy	MIRD Metodu μGy	Deney ile Ön. Geo. Fak. % Değişimi	Deney ile D.D.G. Fak. % Değişimi	Deney ile MIRD Met. % Değişimi
1	4.46	3.4	3.29	2.97	-23.8	-26.2	-33.4
2	5.80	6.43	6.22	5.61	10.9	7.2	-3.3
3	8.98	9.2	8.83	7.97	2.4	-1.7	-11.2
4	11.15	11.53	11.16	10.07	3.4	0.1	-9.7
5	12.57	13.68	13.23	11.95	8.8	5.3	-4.9
6	15.02	15.59	15.28	13.62	3.8	1.7	-9.3
Ortalama % Değişimler					0.92	-2.3	-12.0



Şekil 7.6 : 148 MBq (4 mCi) Aktivitede Karaciğer Gonad Geometrisinde Farklı
Metotların Mukayese Grafiği

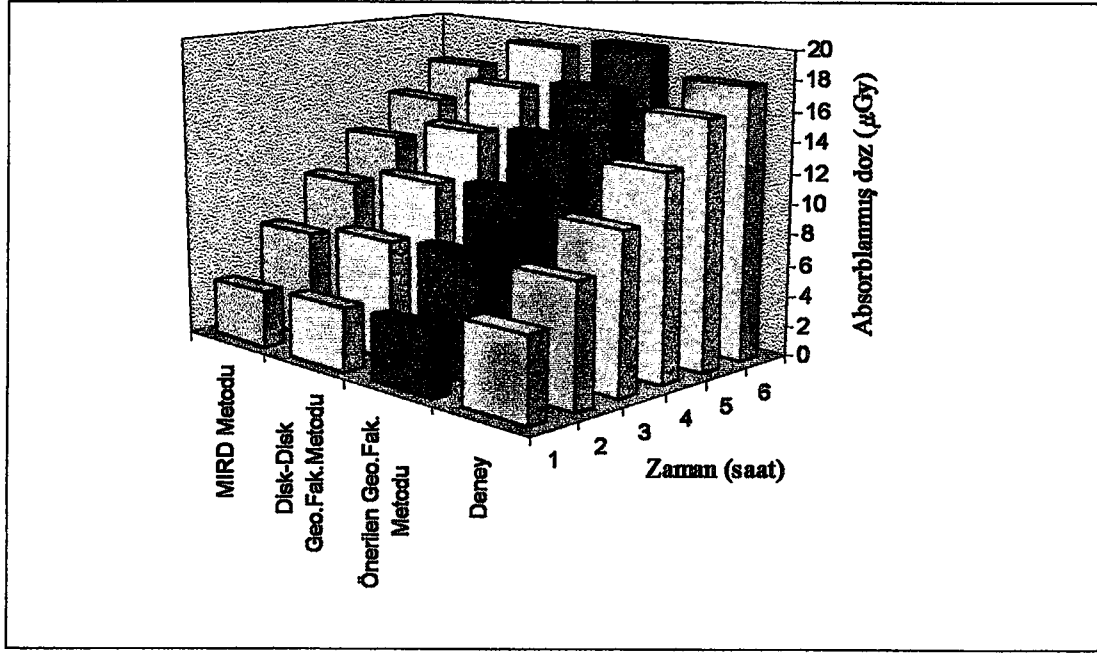


Şekil 7.7 : 148 MBq (4 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

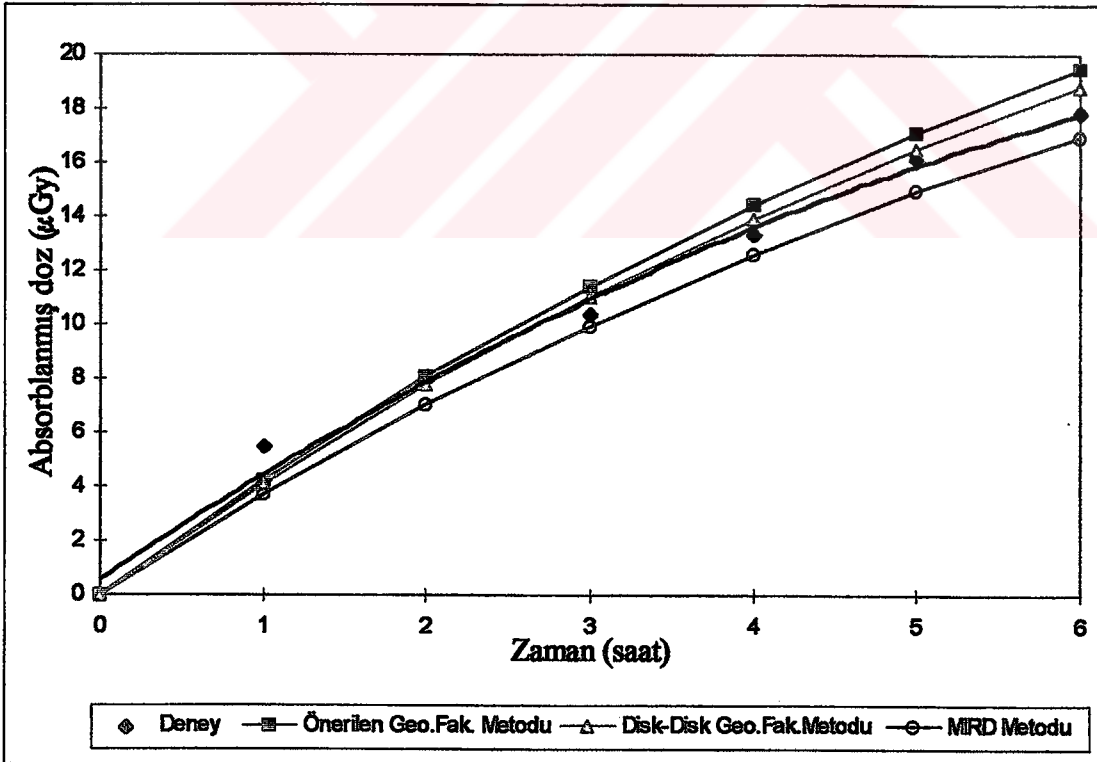
Tablo 7.7

185 MBq (5 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Zaman saat	Deney Sonuçları μGy	Önerilen Geometri Fak. Met. μGy	Disk-Disk Geo. Fak. Met.(DDGF) μGy	MIRD Metodu μGy	Deney ile Ön. Geo. Fak. % Değişimi	Deney ile D.D.G. Fak. % Değişimi	Deney ile MIRD Met. % Değişimi
1	5.49	4.25	4.11	3.71	-22.6	-25.1	-32.4
2	7.95	8.04	7.77	7.02	1.1	-2.3	-11.7
3	10.39	11.41	11.04	9.96	9.8	6.3	-4.1
4	13.34	14.42	13.95	12.59	8.1	4.6	-5.6
5	16.17	17.1	16.54	14.93	5.8	2.3	-7.7
6	17.82	19.49	18.85	16.96	9.4	5.8	-4.8
Ortalama % Değişimler					1.9	-1.4	-11.1



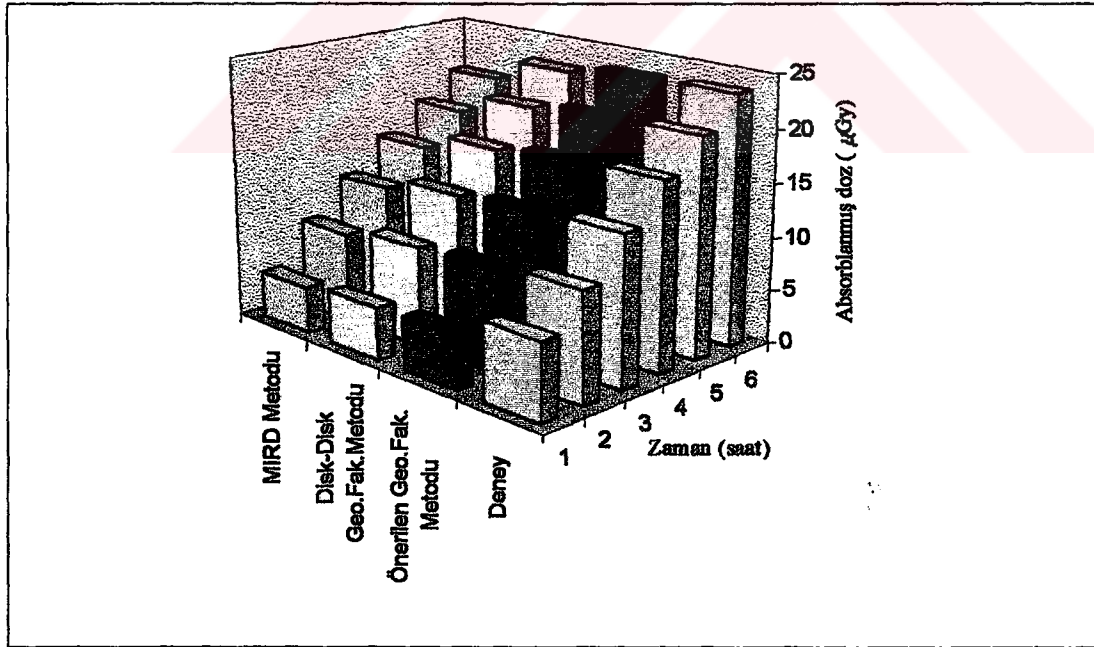
Şekil 7.8 : 185 MBq (5 mCi) Aktivitede Karaciğer Gonad Geometrisinde Farklı Modellerin Mukayese Grafiği



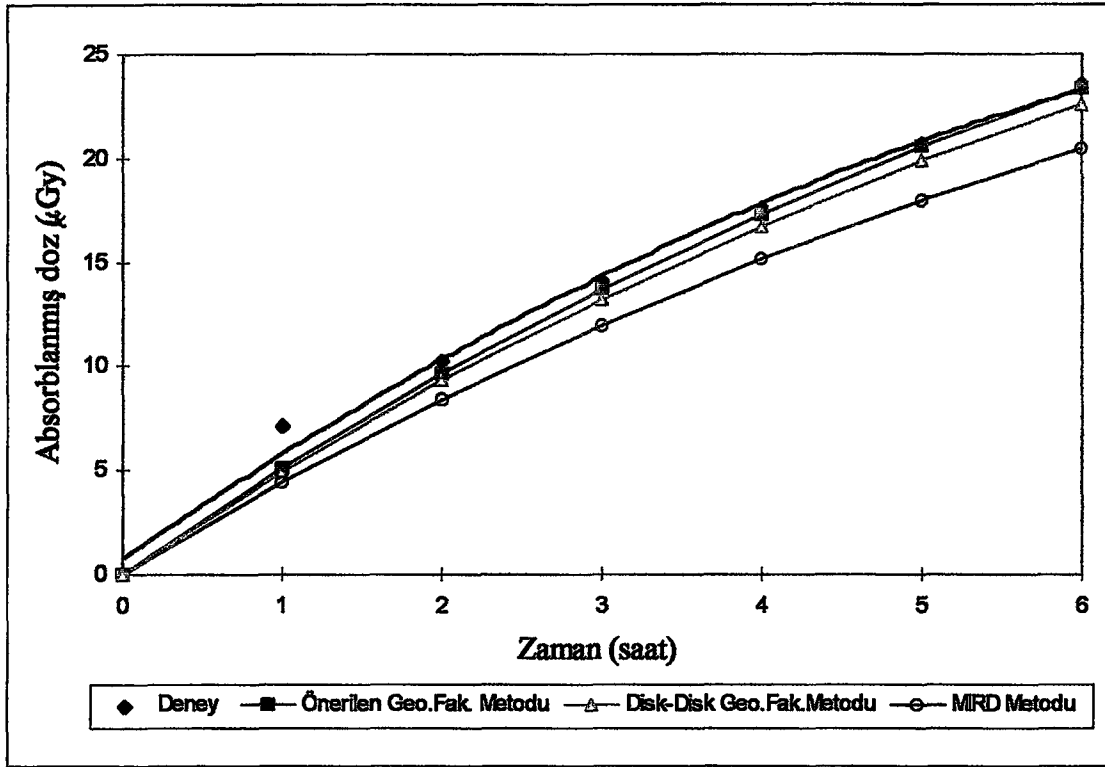
Şekil 7.9 : 185 MBq (5 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 7.8
222 MBq (6 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla
Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Zaman saat	Deney Sonuçları μGy	Önerilen Geometri Fak. Met. μGy	Disk-Disk Geo. Fak. Met.(DDGF) μGy	MIRD Metodu μGy	Deney ile Ön. Geo. Fak. % Değişimi	Deney ile D.D.G. Fak. % Değişimi	Deney ile MIRD Met. % Değişimi
1	7.16	5.1	4.93	4.46	-28.8	-31.1	-37.7
2	10.23	9.64	9.33	8.42	-5.8	-8.8	-17.7
3	14.05	13.69	13.25	11.96	-2.6	-5.7	-14.9
4	17.59	17.3	16.74	15.11	-1.6	-4.8	-14.1
5	20.63	20.53	19.85	17.92	-0.5	-3.8	-13.1
6	23.57	23.39	22.62	20.42	-0.8	-4.0	-13.4
Ortalama % Değişimler					-6.7	-9.7	-18.5



Şekil 7.10 : 222 MBq (6 mCi) Aktivitede Karaciğer Gonad Geometrisinde Farklı
Modellerin Mukayese Grafiği



Şekil 7.11 : 222 MBq (6 mCi) Aktivite İçin Karaciğer-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

7.2.2. Dalak-Gonad geometrisinde Metotların Karşılaştırılması

Uygulanması önerilen şekil geometri faktörü kullanılarak; vücuda enjekte edilerek dalakta biriken radyoizotoptan gonad için hesaplanan absorblanmış doz değerleri, deney sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

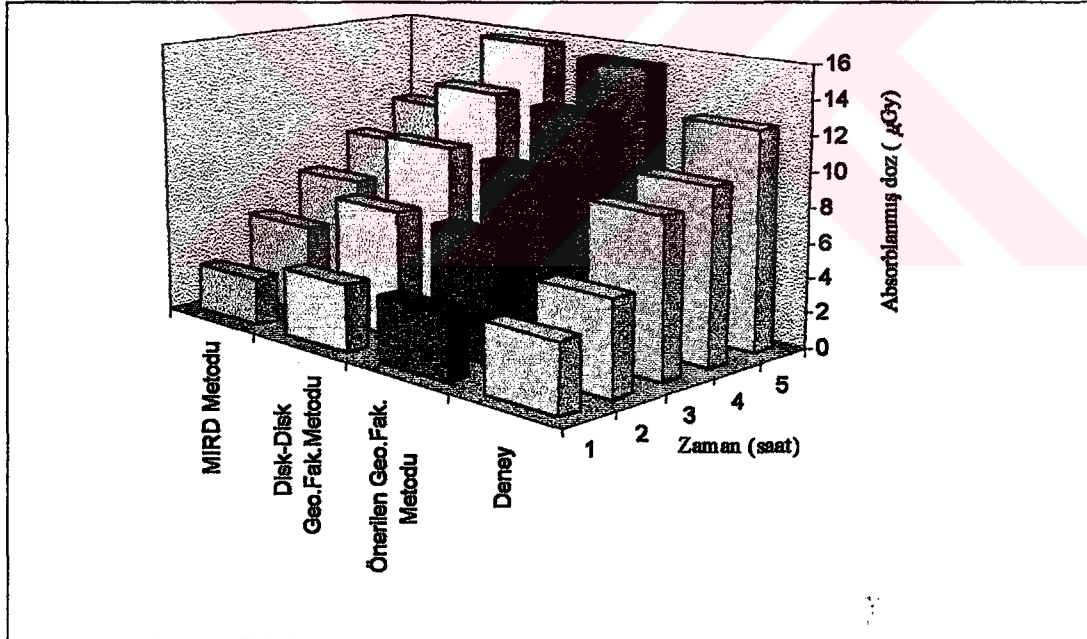
Absorblanmış dozun deneysel değerleri, önerilen şekil geometri faktörü metodu ve MIRD metoduyla elde edilen değerleri Tablo:7.9'da verilmektedir.

Önerilen şekil geometri faktörü metodu ve MIRD metodu ile elde edilen sonuçlar aynı aktivite değeri için Şekil: 6.12'de mukayeseli olarak görülmektedir. 222 MBq (6 mCi) aktivitedeki Teknesyum-99m için Şekil: 7.13'de mukayese grafiği olarak görülmektedir.

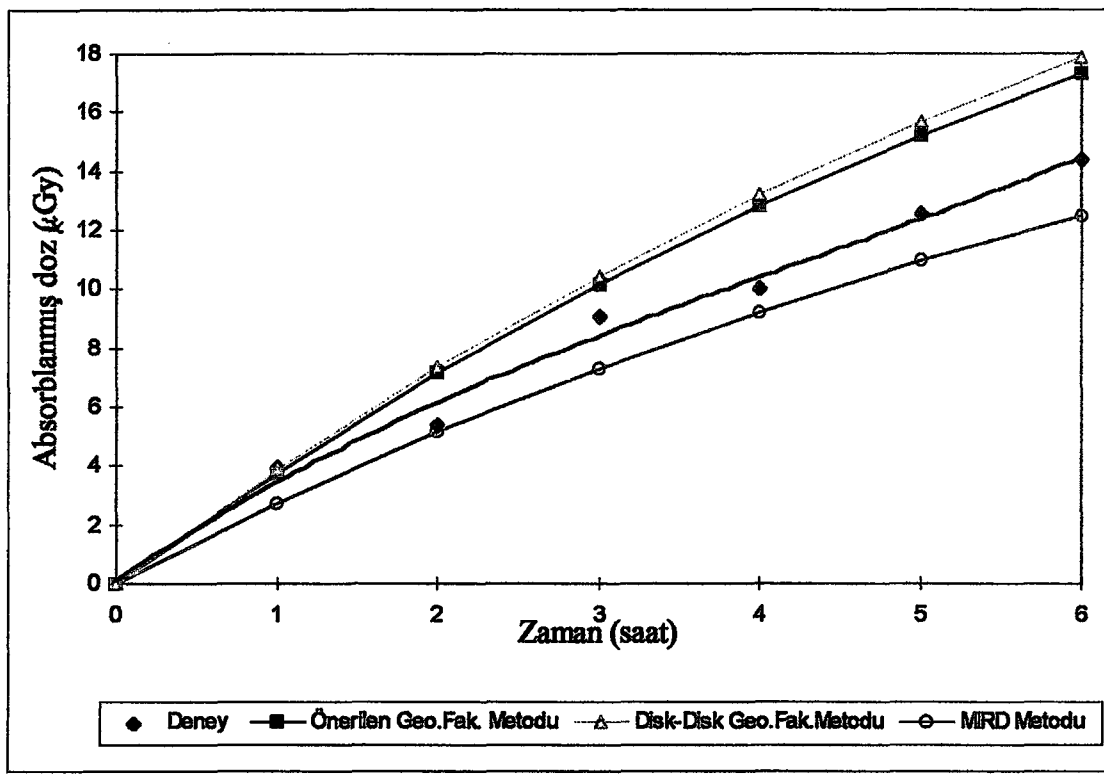
Tablo 7.9

222 MBq (6 mCi) Aktivite İçin Dalak-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla
Gonadda Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

Zaman saat	Deney Sonuçları μGy	Önerilen Geometri Fak. Met. μGy	Disk-Disk Geo. Fak. Met.(DDGF) μGy	MIRD Metodu μGy	Deney ile Ön. Geo. Fak. % Değişimi	Deney ile D.D.G. Fak. % Değişimi	Deney ile MIRD Met. % Değişimi
1	3.93	3.78	3.89	2.72	-3.8	-1	-30.8
2	5.40	7.14	7.36	5.15	32.2	36.3	-4.6
3	9.04	10.14	10.46	7.31	12.2	15.7	-19.1
4	10.03	12.82	13.22	9.23	27.8	31.8	-8.0
5	12.56	15.20	15.67	10.95	21.0	24.8	-12.8
6	14.42	17.32	17.86	12.48	20.1	23.9	-13.5
Ortalama % Değişimler					18.3	21.9	-14.8



Şekil 7.12 : 222 MBq (6 mCi) Aktivitede Dalak-Gonad Geometrisinde Farklı
Modellerin Mukayese Grafiği

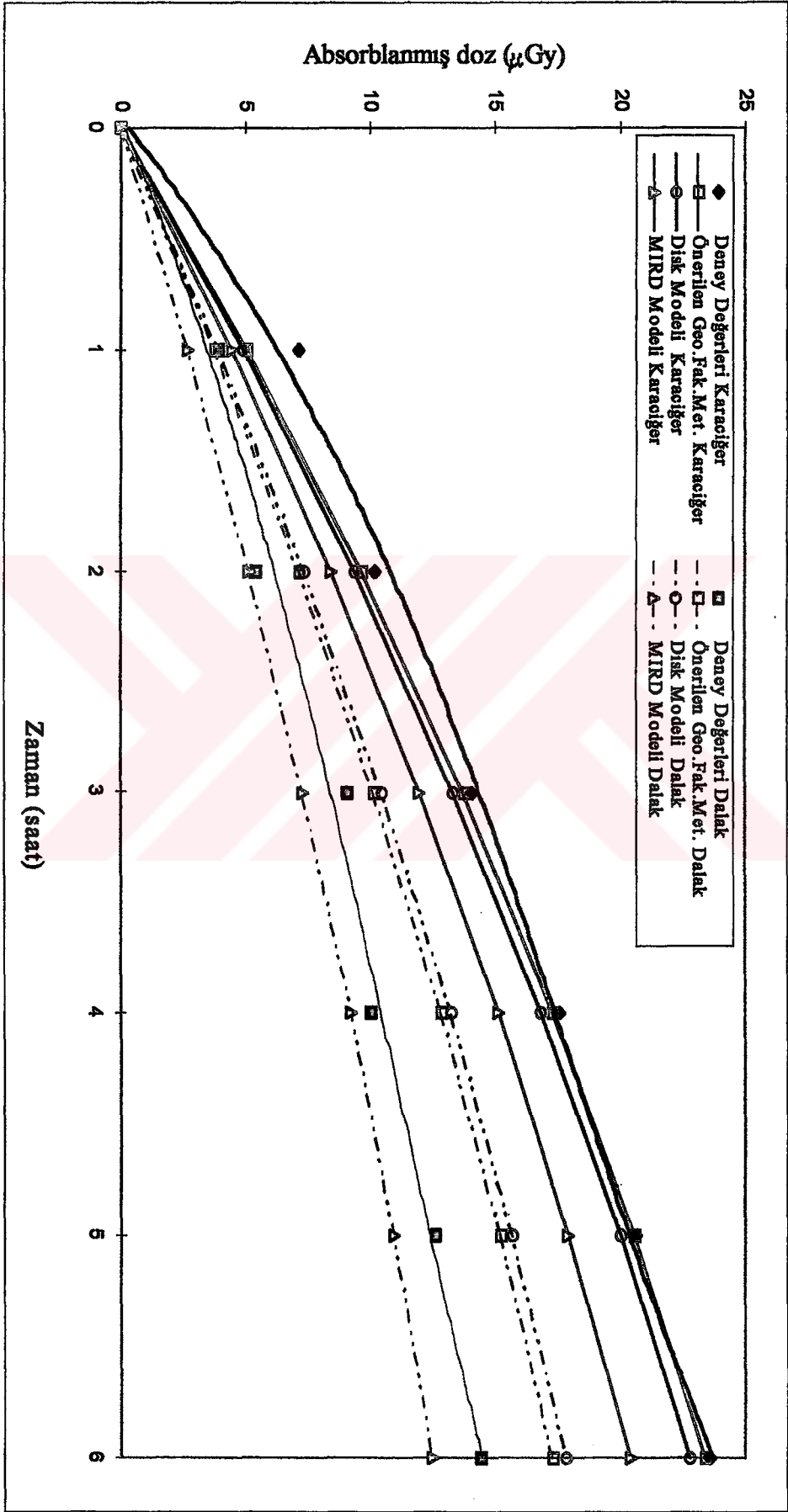


Şekil 7.13 : 222 MBq (6 mCi) Aktivite İçin Dalak-Gonad Geometrisinde Farklı Metotlarla Gonada Elde Edilen Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırılması

7.3. KARACİĞER VE DALAK İÇİN FARKLI METODLARIN KARŞILAŞTIRILMASI

Bölüm 7 içinde yapılan çalışmalar kaynak organ (çalışmamızda karaciğer ve dalak), hedef organ (çalışmamızda gonad) etkilemesi çerçevesinde elde edilen kritik organ absorblanması hesaplamaları gerçekleştirilmiştir. Nükleer tıpta bu konudaki ilk uygulama olan disk-disk şekil geometri faktörü ve tarafımızdan yeni önerilen şekil geometri faktörü ile kritik organ için absorblanmış doz hesabı uygulamasının, MIRD metodu ve deneysel sonuçlarla karşılaştırmasının karaciğer ve dalak kaynak organları için toplu halde mukayesesi yapılmasının yerinde olacağı düşünülmüştür. Bu amaçla, Şekil: 7.14 çizilmiştir.

Şekil : 7.14'den görüldüğü üzere sonuçlar birbirine uyumludur. Ancak önerilen şekil geometri faktörü ile hesaplanan kritik organ için absorblanmış doz değerleri, bu eğriler içinde en "uygun" olanı olarak kendini göstermektedir.



Şekil 7.14 : Kaynak Organ Olarak Karaciğer ve Dalakta Bulunan 222 MBq Aktivitedeki Tc-99m İçin Hedef Organ Olan Gonada Farklı Metotlar İçin Absorblanmış Doz Değerlerinin Karşılaştırması

SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu doktora tez çalışması ile, nükleer tıp uygulamaları ve dozimetrik değerlendirmeler açısından önemli olan kritik organ absorblanmış doz değerlerinin tayininin; deneysel orijinaliteyle ölçümlenerek belirlenmesi ve teorik orijinalite ile hesaplanması ve değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bunun için, klasik çalışmaların yanı sıra, farklı deneysel ve teorik çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

Öncelikle, amacımıza uygun bir deney düzeneği oluşturulmuştur. Deneyleerin fantom kullanılarak yapılması benimsenmiş ve dozimetrik deneyler için gelişkin ve güvenilir bir fantom tipi olarak bilinen “Rando fantom” ile çalışılması tercih edilmiştir. Dilimli yapısı ve insan eşdeğeri geometrisi ve malzemesi ile rando fantom kullanımı, deneylere versiyonel çalışma imkanı kazandırmaktadır.

İnsan vücudu için genetik ve somatik etkilenme açısından önemli bir organ olan erkek üreme organı, kritik organ olarak seçilmiş ve dolayısı ile deneylerimiz için hedef organ olarak belirlenmiştir. Bu organın, radyoizotoplarla gerçekleştirilen çeşitli nükleer tıp uygulamaları çerçevesinde, farklı uygulamalarda farklı organlarda biriken radyoaktiviteden etkilenmesi söz konusu olabilmektedir.

Bu uygulamalar açısından, kritik organa geometrik olarak yakın ve nükleer tıpta sıkça radyoizotoplar kullanılarak incelenmesi istenen organların, batin içinde bulunduğu göz önüne alınarak, kaynak organın batin içinde olması tercih edilmiş ve kaynak organ olarak karaciğer ve dalak seçilmiştir. Her iki kaynak organ ile birbirinden ayrı olarak deneylerimiz yapılmıştır.

Deneylerimizde iki organın kaynak organ olarak seçilmesinin nedeni ise, sonuçların birbiriyle sınanmasının yapılabilmesi olanağının olabilmesi içindir. Böylesi, kaynak-hedef organ ikilisi ile yapılan detay deneysel çalışma literatürde rastlanmamıştır.

Çalışmalarımızda, radyoizotop olarak, özellikle teşhis amaçlı sintigrafik uygulamalarda yaygın kullanımı olan Tc-99m radyoizotopu seçilmiş ve nükleer tıp uygulamalarındaki aktiviteler ile deneyler gerçekleştirilmiştir. Böylelikle, nükleer tıp uygulamaları için yaygın kullanım şartları, deney şartı olarak seçilmiş olmaktadır.

Araştırmamızda ölçüm dedektörü olarak, bu çalışma için belirlenen aktivite seviyeleri ve deney şartları göz önüne alınarak, uygun olan thermoluminesans dozimetrelerin (TLD) kullanılması tercih edilmiştir. TLD dozimetreler için uygun ve gelişkin sayım sistemleri ile çalışılmış ve kalibrasyon işlemleri titizlikle yapılmıştır.

Deneyler; rando fantomda, kaynak organ olarak seçilen karaciğer ve dalak bölgesinde belirlenen dilimler arasına, radyoizotop kaynak düzlemsel şekilde, özel olarak hazırlanmış radyoizotop emdirilmiş poşetlenmiş kağıtların yerleştirilmesi ve TLD dozimetrelerin kritik organ bölgesine konuşturılmasıyla gerçekleştirilmiştir. Deneylerimizde hem radyoizotop ve hem de TLD dozimetreler fantom ile doğrudan ilintili durumdadır. Bu haliyle, deney düzenimiz orijinalite içermektedir. Zira, literatürde hem kaynak ve hem de dedektörün fantom ile doğrudan ilintili olarak nükleer tıpta deney yapıldığı bir düzene rastlanmamıştır. Genellikle benimsenen yol, bunlardan birinin fantom ile doğrudan ilintili olmasıdır (**Thamasz ve diğ. 1985; Huda ve Sandison, 1984; Hui ve diğ. 1993**). Oysa, deneyimizde hem kaynak ve hem de dedektör fantom ile doğrudan ilintilidir. Deneyimiz bu açıdan orijinalite içermektedir. Ayrıca, literatürde yapılan deneylerin daha çok nokta kaynak ile yapıldığı görülmektedir. Oysa, deneylerimizde, kaynak organın kesitine uyumlu bir düzlem kaynak ile çalışılmıştır. Böylelikle, gerçeğe “hayli yakın” şartlarla ve orijinallik içeren şekilde deneylerimiz yapılmış olmaktadır.

Deneylerimizle elde edilen sonuçlara bakıldığında (Şekil:5.1 ve Şekil:5.2), farklı aktiviteler için zamana bağlı olarak doz değerlerinin arta gittiği eğriler olarak sonuçlar

görülmektedir. Çalışılan aktivitelerin değişmesi halinde, benzer değişimli, ancak daha yüksek doz değerleri için artan ötelenmiş sonuçlarla karşılaşıldığı gözlenmiştir. Bu durum, beklenen bir sonuç olup, deneylerimizin uygunluğunu ifade etmektedir.

Deneylerin kabaca sınanması için, deney geometrisine uygunluğu nedeniyle G-M tüpü ile de deneyler tekrarlanmış ve alınan sonuçların, TLD dozimetrelerle alınan sonuçlara göre daha düşük olduğu görülmüştür. Bu durum beklenen bir sonuçtur. Zira G-M dedektörlerinin verimi düşük olup, özellikle yüksek aktivitelerde ölü zaman sorunu olması nedeniyle ölçümleme hatalarının büyümesi söz konusu olmaktadır.

Nitekim, Tablo: 5.1-5.4 ile Tablo: 5.6'deki ölçümlenen doz değerleri karşılaştırıldığında (Şekil:5.4) G-M tüpü ile elde edilen sonuçların daima daha düşük olduğu görülmektedir. Deneylerimizde kullanılan aktivite seviyeleri, ölçümleme şartları için "yüksek aktivite" olarak nitelenebilecek aktivite seviyeleri olmaktadır. Bu deney şartlarında, TLD'lerle elde edilen sonuçların daha az hata ile ve uygun olarak ve de G-M tüplerine oranla daha yüksek doz seviyeleri elde edilmesi beklenmekteydi. Bu durum, G-M tüpü ile yapılan deney sonuçlarıyla yaptığımız kıyaslamada net olarak görülmüş ve TLD ile yapılan deneylerimizin daha güvenilir ve konservatif olduğu ortaya konmuştur.

Literatürde, deneylerimizle, deney şartı olarak tam uyuşan bir deney bulunmamaktadır. Bu durum, deneyimizin orijinalite içermesinden de önemli ölçüde kaynaklanmaktadır. Ayrıca, dozimetrik deney içeren yayınlar, literatürde hayli azdır. Onlar da, zaten, bizim kaynak-hedef organ çiftimiz için yapılmış deneyler değildir.

Deneylerimizde çalışılan aktivite seviyeleri için, dozimetrik absorblanmış doz seviyelerinin tayini için literatürde daha çok benimsendiği üzere, hesaplama yöntemi ile de absorblanmış doz tespiti yapılmıştır. Bu amaçla, iki farklı absorblanmış doz hesaplama yöntemi ile çalışılmıştır. Bunlar, bu konuda en yaygın kullanılan MIRD Metodu ile, literatürde daha az kullanılan Geometri Faktörü (Marinelli) Metodudur. Her ikisi ile de hesaplamalar yapılmış ve her iki metotla elde edilen sonuçlar da bu çalışmadaki deneylerimizle karşılaştırılmıştır.

Deneylerimiz, iki farklı kaynak organ için ayrı ayrı yapılmıştır ve bu organlar karaciğer ile dalak olarak seçilmişlerdir. Her iki kaynak organ için ayrı ayrı elde edilen sonuçlar (Şekil: 5.1 ve Şekil: 5.2) birbirine benzer ve uyumludur. Fazla olarak, dalak karaciğere göre daha küçük bir organ olması nedeniyle, kritik organda ölçümlenen doz değerlerinin dalağın kaynak organ olması halinde daha düşük olması beklenirdi.

Nitekim, deney sonuçları (Tablo: 5.4 ve Tablo:5.5) bu beklentimizi doğrulamaktadır. Ayrıca en yaygın kullanılan MIRD metodu da aynı yönde sonuç vermektedir. Bu durumda, deneylerimizin uygunluğunu, birbirine uyumluluğunu ve literatür bilgilerini doğrular niteliğini göstermektedir.

Yapılan karşılaştırmalar sonucunda, MIRD Metodu ile deney şartlarımız için elde edilen absorblanmış doz değerlerinin, deneylerimizle “hayli uyumlu” olduğu görülmüştür. MIRD Metoduyla ortalama olarak % 15 dolayında bir yaklaşımla deneylerimize yaklaşılmıştır. Buna karşın klasik geometri faktörü ile deney şartlarımız için yapılan hesaplamalarla elde edilen absorblanmış doz değerlerinin, deneylerimizle hayli farklı olduğu ve misliyle hata verdiği gözlenmiştir. Bu durum da, hesaplama metodları için literatürde belirtilen husus olup Shapiro (1989), bir başka deyişle beklentimiz doğrultusundadır.

Bu çalışmayla elde edilen deney sonuçlarının MIRD metodu ile hesaplanan absorblanmış doz değerlerinin karşılaştırılmasında görülmektedir ki; sonuçlar birbirine uyumludur ve deney ve hesaplama yöntemi arasındaki farklılık ortalama olarak “kabul edilebilir” mertebelerde (Tablo: 7.5-7.9) olmakla beraber, bazı şartlarda farklılıklar da arz edebilmektedir.

Daha uygun absorblanmış doz değerleri hesaplaması yapılabilirliğinin araştırılması da, bu doktora tez çalışmasının kapsamı içinde ele alınmış ve incelenmiştir. İlk olarak, konservatif yönde olsa da deney sonuçlarıyla önemli farklı sonuçlar veren Geometri Faktörü (Marinelli) Metodu ile çalışılması ve durum değerlendirmesi yapılması yoluna gidilmiştir. Bu bağlamda, nükleer tıp uygulamalarında ve dozimetrik değerlendirmeler için kullanılmamış olduğu görülen, ancak radyasyon ölçümlerinde sıkça kullanılmış

olan disk-disk geometrisi uygulamasının bu konuya uygulanması düşünülmüş ve bu konuda alt yapı hesaplamaları yapılarak, absorblanmış doz hesabı gerçekleştirilmiştir. Burada, kaynak organ olarak aldığımız karaciğer ve hedef organ olarak seçtiğimiz gonad'ın, bir başka deyişle, kaynak ve hedef organın her ikisinin de düzlemsel ve disk olarak temsil edilmesi ve aynı eksen üzerinde oldukları kabulü ile sonuçlar elde edilmiştir. Bu uygulama, orijinal bir uygulama olup, bu doktora tezinin orijinalitesi içindedir.

Elde edilen sonuçlar “hayli tatminkardır” (Tablo: 6.6-6.10). Şöyle ki; disk-disk geometri faktörü uygulaması, MIRD Metoduna göre daha iyi sonuçlar vermektedir. Bir başka deyişle, disk-disk geometrisi ile elde edilen absorblanmış doz değerlerinin deneylere göre ortalama hataları; MIRD Metodu ile hesaplanan absorblanmış doz değerlerine göre daha düşüktür. (ortalama hata % 10'un altına düşmüştür). Böylelikle, bu doktora tez çalışması ile yapılan bu orijinal uygulama ile, ileri bir sonuca ulaşılabilmektedir.

Ancak, bu doktora tez çalışmasında bu çalışma ile de yetinilmemiş ve daha ileri çalışma ve araştırmalar yapılması yoluna gidilmiştir. Şöyle ki; kritik organ olarak seçilen erkek üreme organının radyasyondan etkilenmesi sadece organ olarak düşünülmemeli, hücresel olarak etkilenmesi de göz önüne alınmalıdır. Bir başka deyişle, genetik etki açısından, tek bir hücrenin etkilenmesi önemli olabilmektedir. Bu bakımdan, tek bir hücrenin etkilenmesine yönelik bir geometri faktörü modeli geliştirilmesi tasarlanmış ve hedef organın diferansiyel eleman olarak temsil edilmesinin uygun olabileceği düşünülmüştür. Fazla olarak, çalıştığımız karaciğer ve dalak kaynak organları ile gonadın vücut anatomisi içinde aynı dik ekseninde olmadığı göz önüne alınarak “kaçık eksen” şartlarını temsil edebilecek bir geometri faktörü ile çalışılmanın daha uygun olacağı kanaatine varılmıştır. Bu bağlamda olmak üzere, Şekil: 7.1'de görülen ve kaynak organın disk ve hedef organın diferansiyel elemanla temsil edildiği, ancak bu elemanların merkezlerinin aynı dik doğru üzerinde bulunmadığı bir geometri faktörü önerilmiş ve bu geometri faktörü ile absorblanmış doz değerleri hesaplanmıştır.

Söz konusu bu geometri faktörü tümüyle yeni bir geometri faktörü uygulamasıdır. Bir başka deyişle, önerilen bu geometri faktörüne ilişkin olarak uygulama yapıp sonuca

ulaşıldığına ilişkin literatürde yayına rastlanmamıştır. Böylelikle, sadece nükleer tıp uygulamaları veya dozimetrik hesaplamalar için değil, nükleer uygulamalar açısından geometri faktörü uygulamaları için de “yeni” bir geometri faktörü uygulaması yapılmıştır. Bu husus, bu doktora tez çalışmasının önemli orijinalitesini oluşturmaktadır.

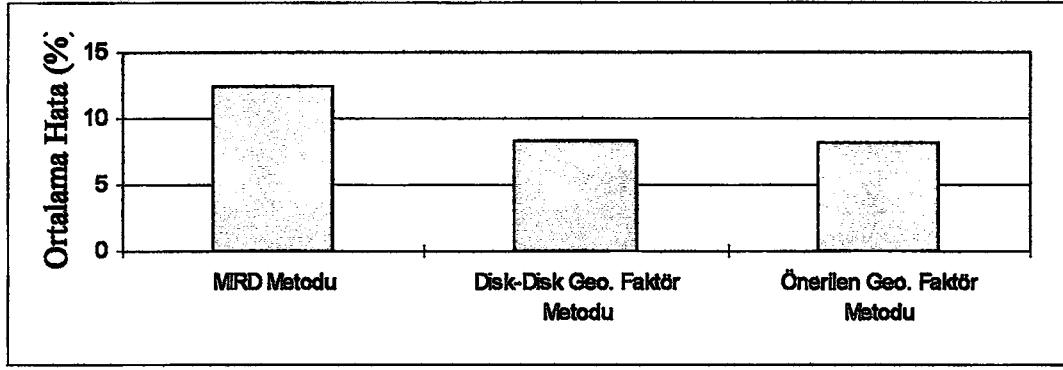
Yeni önerilen, bu geometri faktörü ile yapılan hesaplamalarla elde edilen sonuçlar, deneylerimizle karşılaştırıldığında (Tablo: 7.5-7.8) son derece uyumlu olduğu görülmektedir. Karaciğer-gonad geometrisi için önerilen geometri faktörü ile elde edilen sonuçlar, deneylere ortalama % 5’in altında bir hata ile yaklaşmıştır Tablo:8.1. Fazla olarak, bu yeni geometri faktörü önerisi ile kritik organ için hesaplanan absorblanmış doz değerlerinin, MIRD Metodu ve disk-disk geometri faktörü ile yapılan hesaplamalarla elde edilen kritik organ için absorblanmış doz değerlerinden daha ileri seviyede, deneylerle uyum içinde olduğu görülmüştür, Şekil:8.1.

Böylelikle, somatik ve genetik etki çerçevesinde kritik organ absorblanmış doz değerlerinin ortalama olarak % 10’un altında bir hata ile deneylere yaklaştığı bir dozimetrik hesaplama yöntemi oluşturulmuştur.

Tablo: 8.1

Karaciğer-Gonad Geometrisinde Hesaplama Metotlarının Deneylerle Mukayesesi ve Değerlendirilmesi

Aktivite MBq (mCi)	Ortalama Hata %		
	MIRD Metodu	Disk-Disk Geo. Faktör Metodu	Önerdiğimiz Geo. Faktör Metodu
111 (3)	8.0	19.58	23.63
148 (4)	-11.96	-2.3	0.92
185 (5)	-11.05	-1.4	1.9
222 (6)	-18.48	-9.7	-6.7
Ortalama (±)	12.4	8.4	8.2

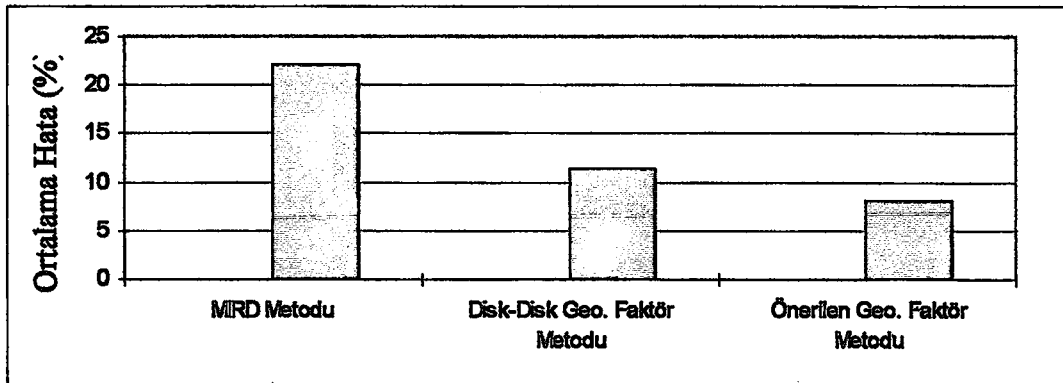


Şekil 8.1 : Karaciğer-Gonad Geometrisinde Gonad İçin Absorblanmış Dozun Deneylere Göre Hata Mertebeleri

Aynı şekilde dalak-gonad geometrisi için önerilen geometri faktörü ile elde edilen sonuçlar ise, deneylere ortalama % 10'un altında bir hata ile yaklaşmıştır, Tablo:8.2. Geometri faktörü önerisi ile kritik organ için hesaplanan absorblanmış doz değerlerinin, MIRD Metodu ve disk-disk geometri faktörü ile yapılan hesaplamalarla elde edilen kritik organ için absorblanmış doz değerlerinden daha ileri seviyede, deneylerle uyum içinde olduğu görülmüştür, Şekil:8.2.

Tablo: 8.2
Dalak-Gonad Geometrisinde Hesaplama Metotlarının Deneylerle Mukayesesi ve Değerlendirilmesi

Aktivite MBq (mCi)	Ortalama Hata %		
	MIRD Metodu	Disk-Disk Geo. Faktör Metodu	Önerdiğimiz Geo. Faktör Metodu
222 (6)	22.1	11.41	8.1



Şekil 8.2 : Dalak-Gonad Geometrisinde Gonad İçin Absorblanmış Dozun Deneylere Göre Hata Mertebeleri

Alınan tüm sonuçlar, bir başka deyişle, karaciğer ve dalak kaynak organları için hedef organ olan kritik organda farklı metotlarla hesaplanmış absorblanmış doz değerlerinin deneylerle toplu halde de karşılaştırması (Şekil:7.14) yapılmıştır. Bu karşılaştırma da göstermiştir ki; deneylerimize en uygun hesaplanan absorblanmış doz değeri sonuçları, hem karaciğer ve hem de dalağın kaynak organ olması durumunda tarafımızdan önerilen yeni geometri faktörü ile alınmaktadır.

Bu doktora çalışması ile önerilen geometri faktörü için bu çalışmayla bir ilk araştırma yapılmış olmaktadır. Bu çalışmanın uzantısında, farklı kaynak organlar için yine kritik organ olarak erkek üreme organı seçilerek çalışmalar yapılabilir ve bu çalışma sonuçları ile karşılaştırılarak irdelenebilir. Fazla olarak, kadın üreme organı (yumurtalıklar) da kritik organ olarak seçilerek benzer çalışmalar yapılabilir.

Ancak, bu doktora tez çalışması ile hem deneysel ve hem de dozimetrik olarak absorblanmış doz hesabı için orijinal çalışmalar yapılmıştır. Bir başka deyişle, orijinal deney düzeni ile ve yeni bir uygulama ve yeni bir geometri faktörü önerisi ile orijinal bir çalışma yapılmış olmaktadır. Sonuç olarak; bu doktora tez çalışmasıyla deney orijinalitesi, nükleer tıpta disk-disk geometri faktörü uygulaması orijinalitesi ve yeni önerilen geometri faktörü ile çalışmayla getirilen orijinaliteyle birlikte en az üç farklı yönden orijinallik içeren bir araştırma gerçekleştirilmiş ve ileri, uygun sonuçlara ulaşılabilmektedir.

KAYNAKLAR

- Akin, A., 1987 :** I-131 ile Tiroid Kanserleri Tedavisi ; Nükleer Tıp Yıllığı I İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp A.B.D. Yayınları No 13-1 İstanbul
- Armas, R., Thakur, M.L., Gattschalk, A., 1979:** A Simple Method of Spleen Imaging with Tc-99m Labelled Erythrocytes. Radiology Vol. 132 pp.215-216
- Atkins, H.L., Cloutier, R.J., Lathrop, K.A., Freeman, L.M., McAfee, J.G., Nelp, W.B., Patton, D.D., Smith, E.M., 1975 :** Summary of Current Radiation Dose Estimates to Human with various liver conditions from ^{99m}Tc-sülfür kolloid Pertecnat. MIRD Dose Estimate Report No: 3, J. Nucl. Med. Vol. 6: 108A-108B
- Banu, H., Alan, M.N., Chowdhury, M.I., Kamal, M., Birdhan, D.K. and Chakraborty, D., 1998 :** Assessment of Occupational and Patient Dose from Diagnostic and Therapeutic Radiation Exposure Using Thermoluminescent Dosimetry. Health Physics 74(4) : 478-480
- Blau, M., Wicks, R., Stephan, R.T. and Lathrop, K. A., 1982 :** Radiation Absorbed Dose from Albumin Microspheres Labelled with Technetium-99m, MIRD Dose Estimate Report No. 10, J. Nucl. Med. Vol 23 pp. 915-917
- Bremer, K.H., Molter, M., 1985:** Radiopharmaceuticals in Kriegel, H. Fundamentals of Nuclear Medicine, 1st Ed. Gustav Fisher Verlag Stuttgart, pp. 41-81
- Cember, H., 1992 :** Introduction to Health Physics Northwestern University Second Edition. McGraw-Hill, INC New York
- Christensen, P., Botter-Jensen, L. and Majborn, B., 1982:** Thermoluminescence Dosimetry Applied to Radiation Protection Int. J. Appl. Rad. Isot. Vol. 33: 1035-1050.
- Cloutier, J.R., Watson, E.E., Coffey, J.I., 1984:** Radiopharmaceutical Dose Calculation Textbook of Nuclear Medicine Volum I Basic Science Second Edition Philadelphia .

- Coffey, J.L. and Watson, E.E., 1979 :** Calculating Dose From Remaining Body Activity : A Comparision of Two Methods. Med. Phys. Vol 6 No 4 pp. 307-308.
- Conte, L., Mombelli, L., Cloutier, D.J.R., Watson, E.E., Coffey, J.L., 1984 :** Radiopharmaceutical Dose Calculation Textbook of Nuclear Medicine Volum I Basic Science Second Edition Philadephia
- Driscoll, C.M.H., 1984 :** Fundamental Aspects of TLD Materials Practical Aspects of Thermoluminescence Dosimetry, The Hospital Physicst's Association London
- Ercan, M.T., 1987 :** Radyofarmasötikler ; Nükleer Tıp Yıllığı I İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp A.B.D. Yayınları No 13-1 İstanbul
- Gardin, I., Linhart, N.C., Petiet, A., Bok, B., 1992 :** Dosimetry at the Cellular Level of Kupffer Cells After Technetium-99m -Sulfur Colloid Injection. J. Nucl. Med. Vol. 33 pp. 380-384
- Göksel, S., 1973 :** Radyasyonların Biyolojik Etkileri ve Radyasyon Korunması İstanbul Teknik Üniversitesi Yayınları
- Golikov, V.Y. and Nikitin V.V., 1989 :** Estimation of The Mean Organ Doses and The Effective Dose Equivalent from Rando Phantom Measurements. Health Physics Vol: 56, No.1 pp.111-115.
- Greening, J.R., 1981:** Fundamentals of Radiation Dosimetry,. Medical Physics Handbooks 15 Second Edition. Adam Hilger Ltd Bristol.
- Helus, F., 1983:** Radionuclides Productions. Vol I, II CRC Press Inc Boca Radon, Florida.
- Hine, G.J. and Brownell, G.L., 1956:** Radiation Dosimetry. New York:Academic Press.
- Hirning, C. R., 1992 :** Detection and Determination Limits for Thermoluminescence Dosimetry. Health Physics Vol. 62 No. 3 pp. 223-227.
- Huda, W. and Sandison, G.A., 1984 :** Estimation of Mean Organ Doses in Diagnostic Radiology from Rando Phantom Measurements, Health Physics Vol 47, No.3 pp.463-467
- Hui, T.E., Nichols, L.L., Olsen, P.C., McDonalds, J.J., 1993 :** Measurement of Activity in Anthropomorphic Organ Phantoms, Health Physics Vol 64, No.3 pp.311-317

- IAEA 260, 1986 : Biological Dosimetry Chromosomal Aberration Analysis for Dose Assessment, Technical Report Series No: 260, Vienna**
- IAEA 277, 1997 : Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams an International Code of Practice, Second Edition, Technical Report Series No: 277, Vienna**
- ICRP 31, 1980 : International Commission on Radiological Protection; Biological Effects of Inhaled Radionuclides. Annals of the ICRP 4 (1/2) Oxford Pergamon press, ICRP Publication 31.**
- ICRP 41, 1984 : International Commission on Radiological Protection; Non-stochastic Effects of Ionizing Radiation. Annals of the ICRP 14(3), Pergamon Press, ICRP Publication 41**
- ICRP 53, 1987 : International Commission on Radiological Protection; Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals, Pergamon Press, ICRP Publication 53**
- ICRP 60, 1991 : International Commission on Radiological Protection; 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection Oxford Pergamon press, ICRP Publication 60,**
- ICRU 36, 1983 : International Commission on Radiation Units and Measurements; Microdosimetry, (ICRU, Bethesda, MD) USA**
- ICRU 51, 1993 : International Commission on Radiation Units and Measurements; Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry, (ICRU, Bethesda, MD) USA**
- Incropera, F. P. and David, P. De Witt, 1985 : Fundamentals of Heat and Mass Transfer Second Edition.**
- Jankowski, J., 1984 : Organ Doses in Diagnostic X-ray Procedures, Health Physics Vol. 46 No. 1 pp.228-34**
- Kenneth, L. M., 1984 : Radiation Effects in Nuclear Medicine, Textbook of Nuclear Medicine Volum I Basic Science Second Edition Philadelphia**
- Kitis, G., Hasan, F., Tsakiri, M., Charalambous, S., 1985: The Influence of Regenerated Thermoluminescence on Low-Dose Dosimetry. Health Physics Vol 49 No.6 1193-1196**
- Kirby, T.H., 1992 : Uncertainty Analysis of Absorbed Dose Calculations From Thermoluminescence Dosimeters. Med. Phys. Vol 19 (6) 1427-1433.**

- Knoll, G., 1979: Radiation Detection and Measurement, John Wiley and Sons New York**
- Kramer, H.G., Burns, L. and Noel L., 1991 : The BRMD BOMAB Phantom Family Health Physics Vol. 61 No.6 pp. 895-902**
- Kuran, O., 1983 : Sistematik Anatomi. İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Morfoloji A.B.D. İstanbul.**
- Lanzl, L.H., 1973 : The Rando-Phantom and its Medical Applications ; Department of Radiology The University of Chicago, Illinois-Chicago**
- Lathrop, K.A., Atkins, H.L., Berman, M., Hays, M.T., Smith, E.M., 1976 : Summary of Current Radiation Dose Estimates to Normal Humans from Tc-99m as Sodium Pertecnatat. MIRL Report No: 8, J. Nucl. Med. Vol. 17 (1): 74-77**
- Lebowitz, E., Greene, M.W., Fairchild, R., Bradley-Moore, P. R., Atkins, H. L., Anseri, A.N., Richards, P., Belgrave, E., 1975: Thallium-201 for Medical Use J.Nucl. Med. Vol. 16 pp.151-155**
- McKinlay, A.F., 1980: Thermoluminescence Dosimetry ; Medical Physics Handbooks 5 Adam Hilger Ltd Bristol.**
- McLaughlin, W.L., Boyd, A.W., Chadwick, K.H., McDonald, J.C., Miller, A., 1989 : Dosimetry for Radiation Processing. Taylor and Francis, London.**
- Modest, M.F.,1994: Radiation Heat Transfer, Mc-Gray-Hill International Editions, New York**
- Nariyama N., Tanaka S., Nakane Y., Namito Y., Hirayama H., Ban S. and Nakashima H., 1995 : Absorbed Dose Measurements and Calculations in Phantoms for 1.5 to 50 keV Photons. Health Physics Vol. 68, No.2, pp. 253-260.**
- NCRP 70, 1982 : National Council on Radiation Protection and Measurements; Nuclear Medicine-Factors Influencing the Choice and Use of Radionuclides in Diagnosis and Therapy, NCRP Report No:70**
- NCRP 73, 1983 : National Council on Radiation Protection and Measurements; Protection in Nuclear Medicine and Ultrasound Diagnostic Procedure in Children, NCRP Report No:73**
- NCRP 83, 1985 : National Council on Radiation Protection and Measurements; The Experimental Basis for Absorbed-Dose Calculations in Medical Uses of Radionuclids, NCRP Report No:83**

- Özker, K.,** 1987: Nükleer Tanı Araçları: Radyofarmasötikler, Nükleer Tıp Yıllığı I İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp A.B.D. Yayınları No 13-1 İstanbul
- Paul, J.E. and Bruce, D.S.,** 1995 : Principles and Practice of Nuclear Medicine Second Edition
- Planque, Gail de and Thomas, F. G.,** 1982 : Thermoluminescence Dosimetry-Environmental Applications. Int. J. Appl. Rad. Isot. Vol. 33: 1015-1034.
- Povel, D.G., Zimmer, A.M., Patterson, V.N.,** 1977 : In Vivo Labelling of Red Blood Cells with Tc-99m ; A New Approach to Blood Pool Visualization J. Nucl. Med. Vol. 18 pp.305-308
- Richard, A. N.,** 1995 : Radiopharmaceuticals ; Principles and Practice of Nuclear Medicine Second Edition, pp:94-117.
- Robert, A. F.,** 1968: Dose and Photon Energy Measurements for Bone Marrow in a Human Phantom by TLD . Health Physics . Vol. 14 557-568
- Robertson, J.S.,** 1982 : Radiation Absorbed Dose Calculations in Diagnostic Nuclear Medicine Int. J. Appl. Rad. Isot. Vol. 33: 981-990
- Roedler, H.D., Kaul A.,** 1975 : Radiation Absorbed Dose from Medically Administered Radiopharmaceuticals, Proceedings of a Symposium Vienna, 10-14 March, Biomedical Dosimetry. : 655-663
- Ronald, J. S.,** 1995 : Biological Effects of Ionizing Radiation ; Principles and Practice of Nuclear Medicine Second Edition, pp:118-129.
- Rosenstein, M.,** 1982: Dose Equivalent Conversion Factors for Human Organs and Tissues from External Radiation, Int. J. Appl. Rad. Isot. Vol. 33: 1051-1060.
- Safety Series, No.114** 1996 : Direct Methods for Measuring Radionuclides in the Human Body, IAEA Safety Series No.114, Vienna.
- Safety Series, No.115-I,** 1994 : International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for The Safety of Radiation Sources. IAEA. Vienna.
- Saha, G.P.,** 1984 : Fundamentals of Nuclear Pharmacy, 2nd Ed. Springer-Verlog, New York.

- Sampson, C.B., 1994 :** Textbook of Radiopharmacy Theory and Practice Second Edition; UK Gordon and Breach Science Publishers, Addenbrook's Hospital Cambridge
- Sarkar,S.D., Beierwaltes, W.H., Ice, R.D., Basmadjian, G.P., Hetzel, K.R., Kennedy, W.P., Mason, M.M., 1975 :** A New and Superior Adrenal Scanning Agent, NP 59 J.Nucl. Med. Vol. 16, pp. 1038-1042
- Shani, G., 1991:** Radiation Dosimetry Instrumentation and Methods, CRC Press, London
- Shapiro, J., 1989:** Radiation Protection Harvard University Press. Cambridge, Massachusetts.
- Snyder, W. S., Ford, M.R., Warner, G.G., Watson, S.B., 1975 :** “ S ” Absorbed Dose Per Cumulated Activity for Selected Radionuclides and Organs, NM/MIRD Pamphlet No 11
- Stabin, M. G., 1996 :** MIRDOSE, Personal Computer Software for Internal Dose Assessment in Nuclear Medicine, J. Nucl. Med. Vol.37;538-546
- Supramanian, G., McAfee, J.G., Blair, R.J., Kallfelz, F.A., Thomas, F.D., 1975:** Technetium-99m-methylene diphosphonate - A Superior Agent for Skeletal Imaging: Comparison With Other Technetium Complexes J.Nucl. Med.Vol. 16, pp. 744-755
- Taylor, F.E and Webb, G.A.M., 1978 :** Radiation Exposure of the UK Population National Radiological Protection Board.NRPB-R77 Harwell
- Telatar, M., 1987 :** Nükleer Hematoloji, Nükleer Tıp Yıllığı I İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp A.B.D. Yayınları No 13-1 İstanbul
- Thieme, M., Hunt, E.L., Köning, K., Schmitt-Hannig, A., Gödde, R., 1998:** European Whole-Body Counter Measurements Intercomparison, Health Phys. Vol. 74 No.4, pp. 465-471
- Thomasz, E.Z., Eckerl H., Drexler, G., 1985:** Experimental Determination of Conversion Factor Between Organ Doses and Measured Quantities for External Photon Irradiation. Health Physics, Vol. 49 No:5 897-905
- Tsoufanidis, N., 1983 :** Measurement and Detection of Radiation. University of Missouri Rolla.

UNSCEAR, 1982 : United Nations Scientific Committee on the Effect of Atomic Radiation, Annex G Ionizing Radiation, Source and Biological Effect, UNSCEAR Report 1982

UNSCEAR, 1993 : United Nations Scientific Committee on the Effect of Atomic Radiation, Annex C Sources and Effects of Ionizing Radiation, UNSCEAR Report 1993



ÖZGEÇMİŞ

1963 Yozgat-Akdağmadeninde doğdu. İlk, Orta ve lise öğrenimini Akdağmadeninde tamamladı. 1983 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünde öğrenime başladı ve 1988 yılında mezun oldu. Aynı yıl İstanbul Üniversitesi Adli Tıp Enstitüsünde Yüksek Lisans programına başladı ve 1991 yılında mezun oldu. 1992’de İTÜ Nükleer Enerji Enstitüsü Nükleer Uygulamalar Anabilim Dalında Doktora eğitimine başladı.

1990 yılında TAEK Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Sağlık Fiziği Bölümünde sağlık fizikçisi olarak iş hayatına başladı. Halen Sağlık Fiziği Bölümü Segonder Standart Dozimetri Laboratuvarında çalışmaktadır.

1995 yılında Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı işbirliği ile chicago-ABD’de Radyasyon Korunması ve Ölçümleri konulu 2.5 aylık bölgeler arası eğitim kursuna katıldı. Biri yurt dışında yayınlanmış bir makale olmak üzere 5 yayını bulunmaktadır.

Evli ve bir çocuk babası olup, ingilizce bilmektedir.

Yüksek Lisans Doğan YAŞAR

Ocak 1999

T.C. YÜKSEK LİSANS
DOKÜMANTASYON MERKEZİ