

FARKLI KOLİMATÖRLERLE ORBITER GAMA KAMERADA

**Tc-99m RADYOİZOTOPU VE FANTOM KULLANARAK
LENFOSİNTİGRAFI ÇEKİMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Fiz. Müh. Engin DİRLİK
(304.98.1.031)**

104146

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 11 Haziran 2001
Tezin Savunulduğu Tarih : 26 Haziran 2001

Tez Danışmanı : Prof.Dr.A.Beril TUĞRUL

Diğer Jüri Üyeleri Doç.Dr. Filiz BAYTAŞ

Doç.Dr. Mustafa DEMİR (Ü)



18.07.2001



18/7/2001



18/7/2001

HAZİRAN 2001

ÖNSÖZ

Bu çalışmada önemli bir nükleer teknik olan sintigrafi tekniğinin bir önemli uygulama alanı olan lenf nodüllerinin deteksiyonunda, gama kameralar için kullanılan farklı kolimatör etkinliklerinin değerlendirilmesine ilişkin bir çalışma yapılması hedeflenmiştir. Bu çalışma için, bir fantom tasarımı ile hazırlanan model üzerinde deneysel çalışmaların gerçeğe hayli yakın simülasyonla yapılmaya çalışılmıştır.

Bu Yüksek Lisans tez çalışması, İ.T.Ü. Araştırma Fonu tarafından Lisansüstü Araştırma Projesi olarak kabul edilerek, desteklenmiştir.

Yüksek Lisans eğitimim sırasında bana her zaman değerli yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, yol gösteren, kendinde bulunan pozitif enerjiyi bizlere aktaran, değerli Hocam Sayın Prof.Dr.A.Beril TUĞRUL'a en içten duygularıyla teşekkür etmeyi bir borç bilirim.

Bu Yüksek Lisans Tezinin deneysel çalışmalarının yapılabilmesine olanak veren İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof.Dr.İlhami USLU'ya, deneysel çalışmalar sırasında her türlü bilimsel ve teknik yardımlarından faydalandığım Sayın Doç.Dr.Mustafa DEMİR ve Sayın Dr.Caner METE'ye, fotoğraflama ve bilgisayar ortamına aktarımında yardımcı olan İTÜ Nükleer Enerji Enstitüsü Nükleer Uygulamalar Anabilim Dalı Araş.Gör. İlyas YILMAZ'a, çalışmalarda bana zaman ayırım görüntülerin elde edilmesinde emeği geçen İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Teknisyeni Cavit NİŞLİ'ye teşekkür ederim.

Beni bugünlere getiren bana her konuda destek olan aileme minnetlerimi sunarım.

Haziran 2001

Engin Dirlik

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
SEMBOL LİSTESİ	xiv
ÖZET	xv
SUMMARY	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GAMA KAMERALARIN TANITIMI	5
2.1. Gama Işınları	5
2.1.1. Gama Işınlarının Madde ile Etkileşmesi	6
2.1.1.1. Fotoelektrik Olayı	6
2.1.1.2. Compton Saçılması	7
2.1.1.3. Çift Oluşumu	8
2.1.2. Gama Işınlarının Deteksiyonu	9
2.2. Gama Kameralar	12
2.2.1. Gama Kameralarda Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler	15
2.2.1.1. Kontrast	16
2.2.1.2. Gürültü	16
2.2.1.3. Uzaysal Ayırma Gücü	18
2.2.2. Gama Kamera Çeşitleri	19
2.2.2.1. Çalışma Prensiplerine Göre Gama Kameralar	19
2.2.2.2. Baş Sayılarına Göre Gama Kameralar	20
2.3. Kolimatörler	22
2.3.1. Kolimatör Tanıtımı ve Kolimatör Kullanımının Önemi	22
2.3.2. Kolimatör Çeşitleri	23
2.3.2.1. Geometrilere Göre kolimatörler	23
2.3.2.2. Görüntü Kalitesi Teminine Göre Kolimatörler	27
2.3.2.3. Kullanılan Radyoizotopun Enerjisine Göre Kolimatörler	28
3. SİNTİGRAFI VE LENFOSİNTİGRAFI	29
3.1. Sintigrafi Tanıtımı	29
3.2. Sintigrafi Çeşitleri	30
3.2.1. Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi	30
3.2.2. Akciğer Perfüzyon Sintigrafisi	30
3.2.3. Akciğer Ventilasyon Sintigrafisi	31
3.2.4. Tiroid Sintigrafisi	31
3.2.5. Tükürük Bezleri Sintigrafisi	31
3.2.6. Paratiroid Sintigrafisi	31
3.2.7. Karaciğer ve Dalak Sintigrafisi	32
3.2.8. Dinamik Böbrek Sintigrafisi	32
3.2.9. Statik Böbrek Sintigrafisi	32

3.2.10. Testis Sintigrafisi	33
3.2.11. Beyin Sintigrafisi	33
3.2.12. Tüm Vücut Sintigrafisi	33
3.2.13. Dalak Sintigrafisi	34
3.2.14. Üç Fazlı Kemik Sintigrafisi	34
3.2.15. Kemik İliği Sintigrafisi	34
3.2.16. Ga-67 Sintigrafisi	34
3.2.17. Gözyaşı Yolları Sintigrafisi	35
3.2.18. Mide Sintigrafisi	35
3.2.19. MIBG	35
3.2.20. Safra Yolları Sintigrafisi	36
3.3. Radyofarmasotikler	36
3.3.1. Radyofarmasotiklerde Olması Gereken Özellikler	37
3.3.2. Nükleer Tıpta Kullanılan Radyoizotoplar	37
3.4. Lenfatik Sistem	41
3.5. Lenfatik Sistemi Görüntüleme Teknikleri	43
3.5.1. Kontrast Lenfanjiografi	43
3.5.2. CT ve MRI	43
3.5.3. Sentinel Lenf Nodu Saptanması ve Görüntüleme	44
3.6. Lenfosintigrafi	45
3.6.1. Lenfosintigrafide Kullanılan Radyoizotoplar	47
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	49
4.1. Deneylerde Kullanılan Radyoizotop	49
4.2. Deneylerde Kullanılan Fantom	52
4.3. Deneyde Kullanılan Gama Kamera	56
4.4. Kullanılan Kolimatörler	59
4.5. Deney Düzenegi	61
4.6. Deneyin Yapılışı	64
5. DENEY SONUÇLARI	71
5.1. Deneylerle Elde Edilen Görüntüler	71
5.1.1. Farklı Kolimatörler ile Alınan Planar Görüntüler	71
5.1.1.1. Düşük Enerjili Genel Amaçlı Kolimatör ile Alınan Planar Görüntüler	71
5.1.1.2. Orta Enerjili Genel Amaçlı Kolimatör ile Alınan Planar Görüntüler	73
5.1.1.3. Düşük Enerjili Yüksek Rezolüsyonlu Kolimatör ile Alınan Planar Görüntüler	75
5.1.2. Farklı Kolimatörler ile Alınan SPECT Görüntüler	77
5.1.2.1. Düşük Enerjili Genel Amaçlı Kolimatör ile Elde Edilen SPECT Görüntüler	78

5.1.2.2. Düşük Enerjili Yüksek Rezolüsyonlu Kolimatör ile Elde Edilen SPECT Görüntüler	78
5.2. Lezyon Tayini Sonuçları	81
5.2.1. Farklı Kolimatörlerle Elde Edilen Planar Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	81
5.2.1.1. Düşük Enerjili Genel Amaçlı Kolimatör İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	82
5.2.1.2. Orta Enerjili Genel Amaçlı Kolimatör İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	90
5.2.1.3. Düşük Enerjili Yüksek Rezolüsyonlu Kolimatör İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	99
5.2.2. Farklı Kolimatörlerle Elde Edilen SPECT Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	108
5.2.2.1. Düşük Enerjili Genel Amaçlı Kolimatör İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	109
5.2.2.2. Düşük Enerjili Yüksek Rezolüsyonlu Kolimatör İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	112
5.3. Sonuçların Mukayeseli Değerlendirmesi	116
5.3.1. Sintigrafik Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi	116
5.3.1.1. Sintigrafik Görüntüler İçin Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi	116
5.3.1.2. Sintigrafik Görüntüler İçin Uzaysal Rezolüsyona İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi	123
5.3.2. SPECT Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerledirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi	129
5.3.2.1. SPECT Görüntüler İçin Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi	129
6. SONUÇ VE TARTIŞMA	132
KAYNAKLAR	138
ÖZGEÇMİŞ	141

KISALTMALAR

AVM	: Anevrizma
BE	: Bağlanma Enerjisi
CSF	: Chorinial Shunt Flow
CT	: Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
DISIDA	: Di Iso Propil Imino Diasetik Asit
DMSA	: Dimerkapto Süksinik asit
DTPA	: Dietilen Triamino Penta Asetik Asit
FWHM	: Yarı Maksimumdaki Yarı Genişlik
FWTM	: 1/10 Maksimumdaki Tam Genişlik
GHA	: Glukoheptonat
HDP	: Disodyum Oksidronat
HMPAO	: Hexa Methyl Propylene Amine Oxime
HR	: High Resolution
HS	: High Sensitivity
HSA	: Human Serum Albumin
IDA	: Imino Diasetik Asit
İ.T.Ü.	: İstanbul Teknik Üniversitesi
İ.Ü.	: İstanbul Üniversitesi
LEAP	: Low Energy All Purpose
LEHR	: Low Energy High Resolution
MAA	: Makro Agregated Albümin
MBq	: Mega Bekerel
MCD	: Molecular Coincidence Detector
MDP	: Metilen Difosfonat
MEAP	: Medium Energy All Purpose
MeV	: Mega Elektron Volt
MIBG	: Meta Iyodo Benzil Guanidin
MIRD	: Medical International Radiation Dosimetry
MTF	: Modüler Transfer Fonksiyonu
NaI(Tl)	: Talyumla aktive edilmiş Sodyum Iyodür
PMT	: Photo-Multiplier Tube
RBC	: Red Blood Cell
RES	: Retikuloendotelyal Hücreleri
ROI	: Region Of Interest
SPECT	: Single Photon Emission Computed Tomography
Tc-99m04	: Teknesyum Perteknetat
TET	: Tam Enerji Tepesi

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1	Radyofarmasotiklerle Statik Çalışmalar 38
Tablo 3.2	Radyofarmasotiklerle Dinamik Çalışmalar 39
Tablo 3.3	Nükleer Tıpta Sıklıkla Kullanılan Radyoizotoplar ve Fiziksel Özellikleri 40
Tablo 3.4	Lenfosintigrafi Ajanlarının Özellikleri 48
Tablo 4.1	Deneylerde Kullanılan Tc-99m Radyoizotopunun Özellikleri 50
Tablo 4.2	Fantom Üzerinde Parlama Etkisi(Flashing Effect)ni Değerlendirmek İçin Açılan Delikler Ve Özellikleri 55
Tablo 4.3	Fantom Üzerinde Uzaysal Rezolüsyonu Değerlendirmek İçin Açılan Delikler Ve Özellikleri 55
Tablo 4.4	Orbiter 7500 Digitract Gama Kameranın Özellikleri 58
Tablo 4.5	Çekim Geometrileri 66
Tablo 5.1	LEAP Kolimatör İle Yüzeyde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar 83
Tablo 5.2	LEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikte Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar 86
Tablo 5.3	LEAP Kolimatör İle 10 cm Derinlikte Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar 89
Tablo 5.4	MEAP Kolimatör İle Yüzeyde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar 92
Tablo 5.5	MEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikte Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar 95
Tablo 5.6	MEAP Kolimatör İle 10 cm Derinlikte Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar 98
Tablo 5.7	LEHR Kolimatör İle Yüzeyde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar 101
Tablo 5.8	LEHR Kolimatör İle 5 cm Derinlikte Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar 104
Tablo 5.9	LEHR Kolimatör İle 10 cm Derinlikte Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar 107

Tablo 5.10	LEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikte SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar	110
Tablo 5.11	LEHR Kolimatör İle 5 cm Derinlikte SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar	113



ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1	Fotoelektrik Olay (Gardner ve Ely, 1967) 6
Şekil 2.2	Compton Saçılması (Gardner ve Ely, 1967) 7
Şekil 2.3	Çift Oluşumu (Gardner ve Ely, 1967) 8
Şekil 2.4	Tipik Bir Sintilasyon Detektöründe PM Tübü ve NaI(Tl) Kristalinin Düzeni 10
Şekil 2.5	Bir Fotoçoğaltıcı Tüpün Yapısı 10
Şekil 2.6	Bir Gama Sayıcısının Temel Kısımları 11
Şekil 2.7	Gama Kameranın Temel Elemanları 14
Şekil 2.8	Birbirine Yaklaştırılan İki Nokta Kaynağa Ait Görüntü Profilleri 18
Şekil 2.9	Vertex Gama Kamera 21
Şekil 2.10	Argus Gama Kamera 21
Şekil 2.11	Bir Çift Kafalı MCD Gama Kamera 22
Şekil 2.12	Pinhole Kolimatör (Demir, 2000) 24
Şekil 2.13	Iraksak (Diverjan) Kolimatör (Demir, 2000) 26
Şekil 2.14	Konverjan Kolimatör (Demir, 2000) 26
Şekil 3.1	Aksiller Lenf Nodlarının Pectoralis Minör Kası ile İlişkileri 42
Şekil 3.2	Tümörün Lenfatik Drenajı (Omgo ve ark., 1999) 45
Şekil 3.3	Bir Lenfosintigrafi Görüntüsü 48
Şekil 4.1	Mo-99 Radyoizotopunun Kısmi Bozunma Şeması 51
Şekil 4.2	Tc-99m Jeneratörünün Süzüm Değişimi Şeması 51
Şekil 4.3	Çalışmada Kullanılan Fantomun Tasarım Şeması 52
Şekil 4.4	Fantom Üzerinde Açılan Bir Delik 53
Şekil 4.5	Fantoma Yerleştirilen Tüpler 54
Şekil 4.6	Çalışmada Kullanılan Fantomun Görüntüsü 56
Şekil 4.7	Çalışmada Kullanılan Orbiter Gama Kamera 57
Şekil 4.8	Orbiter Gama Kamera ve Bilgisayar 58
Şekil 4.9	Çalışmada Kullanılan Kolimatörler 59
Şekil 4.10	Deneyde Kullanılan Düşük Enerjili Kolimatör 60
Şekil 4.11	Deneyde Kullanılan Orta Enerjili Kolimatör 60
Şekil 4.12	Deney Düzeneği 61
Şekil 4.13	Deneyde Kullanılan Plastik Kap 62
Şekil 4.14	Deneyde Kullanılan Kurşun Ağırlık 62
Şekil 4.15	Deneyde Kullanılan 10 cm'lik Ağaç Takozlar 63
Şekil 4.16	Deneyde Kullanılan 5 cm'lik Ağaç Takozlar 63
Şekil 4.17	Tüplerin Fantoma Yerleşimi 65
Şekil 4.18	Su Yüzeyi Deneyi İçin Çekim Düzeni Görüntüsü 67
Şekil 4.19	Su İçinde 5 cm Derinlikte Yapılan Deney İçin Çekim Düzeni Görüntüsü 67
Şekil 4.20	Su İçinde 10 cm Derinlikte Yapılan Deney İçin Çekim Düzeni Görüntüsü 68

Şekil 4.21	Gama Kamera İle Fantomun SPECT Çekimi Yapılırken Görüntüsü	69
Şekil 5.1	LEAP Kolimatör İle Fantomun Yüzeyden Alınan Sintigrafik Görüntüsü	72
Şekil 5.2	LEAP Kolimatör İle Fantomun 5 cm Derinlikten Alınan Sintigrafik Görüntüsü	72
Şekil 5.3	LEAP Kolimatör İle Fantomun 10 cm Derinlikten Alınan Sintigrafik Görüntüsü	73
Şekil 5.4	MEAP Kolimatör İle Fantomun Yüzeyden Alınan Sintigrafik Görüntüsü	74
Şekil 5.5	MEAP Kolimatör İle Fantomun 5 cm Derinlikten Alınan Sintigrafik Görüntüsü	74
Şekil 5.6	MEAP Kolimatör İle Fantomun 10 cm Derinlikten Alınan Sintigrafik Görüntüsü	75
Şekil 5.7	LEHR Kolimatör İle Fantomun Yüzeyden Alınan Sintigrafik Görüntüsü	76
Şekil 5.8	LEHR Kolimatör İle Fantomun 5 cm Derinlikten Alınan Sintigrafik Görüntüsü	76
Şekil 5.9	LEHR Kolimatör İle Fantomun 10 cm Derinlikten Alınan Sintigrafik Görüntüsü	77
Şekil 5.10	LEAP Kolimatör İle Fantomun 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüleri	79
Şekil 5.11	LEHR Kolimatör İle Fantomun 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüleri	80
Şekil 5.12	LEAP Kolimatör İle Yüzeyde Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	84
Şekil 5.13	LEAP Kolimatör İle Yüzeyden Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	85
Şekil 5.14	LEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	87
Şekil 5.15	LEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	88
Şekil 5.16	LEAP Kolimatör İle 10 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	90
Şekil 5.17	LEAP Kolimatör İle 10 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	91
Şekil 5.18	MEAP Kolimatör İle Yüzeyden Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	93

Şekil 5.19	MEAP Kolimatör İle Yüzeyden Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	94
Şekil 5.20	MEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	96
Şekil 5.21	MEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	97
Şekil 5.22	MEAP Kolimatör İle 10 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	99
Şekil 5.23	MEAP Kolimatör İle 10 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	100
Şekil 5.24	LEHR Kolimatör İle Yüzeyden Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	102
Şekil 5.25	LEHR Kolimatör İle Yüzeyden Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	103
Şekil 5.26	LEHR Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	105
Şekil 5.27	LEHR Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	106
Şekil 5.28	LEHR Kolimatör İle 10 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	108
Şekil 5.29	LEHR Kolimatör İle 10 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	109
Şekil 5.30	LEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	111
Şekil 5.31	LEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	112
Şekil 5.32	LEHR Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	114
Şekil 5.33	LEHR Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	115

Şekil 5.34	LEAP Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinliklere İlişkin Lezyon Tayinlerinin Parlama (Flashing) Etkisi İçin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	117
Şekil 5.35	MEAP Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinliklere İlişkin Lezyon Tayinlerinin Parlama (Flashing) Etkisi İçin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	118
Şekil 5.36	LEHR Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinliklere İlişkin Lezyon Tayinlerinin Parlama (Flashing) Etkisi İçin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	119
Şekil 5.37	Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 0 cm’de Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	120
Şekil 5.38	Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 5 cm Derinlikte Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	121
Şekil 5.39	Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 10 cm Derinlikte Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	122
Şekil 5.40	LEAP Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinliklere İlişkin Lezyon Tayinlerinin Uzaysal Rezolüsyon İçin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	123
Şekil 5.41	MEAP Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinliklere İlişkin Lezyon Tayinlerinin Uzaysal Rezolüsyon İçin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	124
Şekil 5.42	LEHR Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinliklere İlişkin Lezyon Tayinlerinin Uzaysal Rezolüsyon İçin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	125
Şekil 5.43	Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 0 cm’de Uzaysal Rezolüsyona İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi	126
Şekil 5.44	Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 5 cm Derinlikte Uzaysal Rezolüsyona İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi	127

Şekil 5.45	Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 10 cm Derinlikte Uzaysal Rezolüsyona İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi	128
Şekil 5.46	İki Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan SPECT Görüntülerin Background Ortamı İçin 5 cm Derinlikte Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	130
Şekil 5.47	İki Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan SPECT Görüntülerin Background Ortamı İçin 5 cm Derinlikte Uzaysal Rezolüsyona İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi.....	131
Şekil 6.1	Deneylerde Kullanılan Üç Farklı Kolimatör (LEAP, MEAP, LEHR) İle Fantomun Üç Farklı Derinlikten (0 cm, 5cm, 10 cm) Alınan Sintigrafik Görüntüler	136



SEMBOL LİSTESİ

b	: Objenin pinhol ağzına uzaklığı
B	: Background
E	: Gelen fotonun enerjisi
E'	: Saçılan fotonun enerjisi
E_e	: Fotoelektronun enerjisi
E_γ	: Soğurulan gama ışınının enerjisi
f	: Koni derinliği
G	: Görüntü boyutu
k	: Sinyal/Gürültü oranı
L	: Lezyona ait sayım yoğunluğu
N	: Birim yüzeydeki sayım
η	: Kontrast
O	: Obje boyutu
Θ	: Saçılma açısı
S	: Sinyal
S'	: Net sinyal

**FARKLI KOLİMATÖRLERLE ORBİTER GAMA KAMERADA
Tc-99m RADYOİZOTOPU VE FANTOM KULLANARAK
LENFOSİNTİGRAFİ ÇEKİMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

ÖZET

Nükleer teknikler, birçok alanda olduğu gibi tıp alanında da başarı ile uygulanmaktadır. Radyoizotoplar, insan sağlığına ilişkin uygulamalarda yeni ufuklar açmıştır. Teşhis ve tedavi amaçlı olan nükleer teknik uygulamaları, radyasyonun canlı üzerinde kullanılmasından ötürü bazı sorunlar da oluşturabilmektedir. Bu sorunların başında, iyonizan radyasyonların çevre, radyasyon çalışanları ve hastaya olabilecek zararlı etkileri gelmektedir.

Teşhis amaçlı uygulamalarda yaygın kullanılan tekniklerden biri gama kamera ile sintigrafi uygulamalarıdır ve bu amaçla çoğu kez Tc-99m radyoizotopundan yararlanılmaktadır. Uygulamada insanın etkilenmesine ilişkin bilgi edinilmesi, tekniğin başarı ile uygulanabilmesi için elzem olan bir konudur.

İnsan üzerinde deney yapmanın zorluğu nedeni ile çoğu kez fantomla çalışma tercih edilmektedir. Bu çalışmada, polimer bir fantom kullanılarak deney yapılması hedeflenmiştir. Bunun için özel bir fantom tasarlanmıştır. Fantom üzerinde açılan deliklere Tc-99m radyoizotopu solüsyonu yerleştirilerek sintigrafisinin alınması sağlanmıştır.

Lenfosintigrafide yaygın kullanımlı bir gama kamera olan Orbiter gama kamera kullanılarak ve üç farklı kolimatör ile, farklı geometrilere çekimler yapılmıştır. Kullanılan kolimatörler; düşük enerjili genel amaçlı (LEAP) kolimatör, orta enerjili genel amaçlı (MEAP) kolimatör ve düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatördür.

Alınan deneysel sonuçlar birbiri ile mukayeseli olarak incelenerek değerlendirilmiş ve farklı kolimatörlerin kullanımlarına ilişkin ileri bilgiler edinilmiştir. Böylelikle, lenfosintigrafi için uygun kolimatör kullanım şartlarının oluşturulması deneysel olarak belirlenebilmiştir.

**EVALUATION OF LYMPHOSCINTIGRAPHY WITH ORBITER
GAMMA CAMERA AND DIFFERENT COLLIMATORS
BY USING Tc-99m AND PHANTOM**

SUMMARY

Nuclear techniques are successfully applied in the medicine in addition to the other areas. Radioisotopes have opened a new vision in the applications of human health. Some problems have been forward by using radiation on the alive during the usage of diagnostic and teraphic applications. The most important one is harmful effect of the ionized radiation on environment, radiation workers and patients.

Scintigraphic applications with gamma cameras are widespread applications in the diagnostic purposes and in here generally preferred Tc-99m radioisotope. Then, it should be known that, what is the effect of the radiation on the human.

Generally using a phantom is preferred for the experimental studies due to hard to study on a man. In this study, using a polymere phantom is aimed for doing experiments. For this purpose, a polymere phantom with different holes, is used in the experiments. With different doses Tc-99m is placed in the hole, which are drilled before and then taking the syntigraphic image.

It is plannd with the different geometry by using different collimators with a Orbiter gamma camera which is widespreadly used for the lymphoscintigrapy. The collimators which are used in this study are Low Energy All Purpose (LEAP), Medium Energy All Purpose (MEAP) and Low Energy High Resolution (LEHR).

Experimental results are evaluated comparatively and obtained the informations of usage of different collimators. So, it is determined that the most convenient collimator usage conditions for lymphoscintigraphy experimentally.

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Bilimin ve teknolojinin baş döndürücü bir hızla ilerlediği günümüzde nükleer tekniklerin her alanda etkinlikleri gittikçe artmaktadır. Özellikle, diğer konvansiyonel tekniklerin ulaşamadığı ve çözüm getiremediği sorunlar, bu metotların uygulanmasıyla çözümlenebilmektedir. Nükleer endüstrinin hızla gelişmekte olduğu ve her türlü kalite ve güvenlik faktörlerinin ayrıntılarına kadar incelendiği bir gerçektir. Bu durumda, yine nükleer metotlar, gerek tahribatsız muayene yöntemleri kapsamında olmalarıyla ve gerekse kendine özgü özellikleriyle önemli rol oynamaktadırlar.

Nükleer teknikler, öncelikle akla geldiği üzere, nükleer teknolojiye ve endüstriye hizmet vermektedir. Ancak, nükleer endüstriye ilave olarak, kağıttan tekstile, madencilikten metal endüstrisine kadar endüstrinin çeşitli dallarında ve bunlardan ayrı olarak, tıp alanı içinde de farklı amaçlarla nükleer teknikler başarı ile uygulanmaktadır.

Nükleer teknolojinin hızla gelişmesi ve nükleer reaktörlerin artması sonucunda, nükleer tekniklerin çoğu kez ihtiyacı olan radyoizotop temininin kolaylaşması ile, nükleer tekniklerin yeni alanlarda yaygınlaşması mümkün olmuştur. Bu alan, radyoizotop kullanımı ve uygulamaları olarak bilinmektedir (**Földiak, 1986**).

Özellikle, 20. yüzyılın ortalarından itibaren nükleer reaktörlerdeki fisyon ve nötron bombardımanı ile oluşturulan radyoizotopların tehlikeli ve zararlı etkilerine karşı korunma tedbirleri ve zırhlama teknolojileri başarı ile geliştirilmiştir. Bunun sonucu olarak ise, radyoizotoplar, nükleer uygulamaların vazgeçilmez bir elemanı olarak kabul edilmişlerdir. Geliştirilen teknoloji ile radyoizotopların her alanda kullanılması, bazı durumlarda tek çözüm ve bazı durumlarda da en ekonomik ve duyarlı çözüm olması bakımından endüstrinin vazgeçilmez unsuru haline gelmiştir (**Gardner ve Ely, 1967**).

Nükleer teknolojinin gelişimi ve yapay radyoizotopların üretiminin artmasından sonra farklı alanlara hizmet veren bir çok teknik geliştirilmiştir. Bu yöntemler, çok farklı alanlara hizmet verebilmektedir.

Bunlardan en önemlileri;

- Endüstri
- Tıp
- Tarım ve hayvancılık çalışmaları
- Arkeometri

Bugün endüstrinin her alanında radyoizotoplar nükleer teknikler kapsamında kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları; kömür, petrol, gaz, petro-kimya, çimento, cam, inşaat malzemeleri, kağıt, demir - çelik, otomotiv vb... alanlardır **(Földiak, 1986)**

Tarım ve hayvancılık alanı ile arkeometride kullanım ise esas itibariyle araştırma amaçlı olmaktadır. Tarım ve hayvancılık alanında ıslah çalışmaları için uygulamalar yapılabildiği gibi, hayvan sağlığına hizmet verecek şekilde de nükleer tekniklerin kullanıldığını görmekteyiz **(Bernier ve ark., 1997)**. Arkeometride ise, tek ve yegane olan bir çok antik eserin tahribatsız olarak incelenmesi, radyoizotoplar ve nükleer tekniklerin kullanımıyla mümkün olabilmektedir **(Tuğrul, 1985)**.

Radyoizotopların en iyi bilinen ve topluma yansıyan uygulaması belki de tıptaki uygulamalarıdır. Radyoizotop kullanımıyla geliştirilen pek çok nükleer teknik, tıp alanında başarıyla hizmet vermektedir. Tıp alanında teşhis ve tedavi amaçlı olarak radyoizotoplar rahatlıkla kullanılabilmektedir **(Bernier ve ark., 1997)**.

Tıp alanındaki nükleer uygulamalar dendiği zaman ilk akla gelen tıp dalları şunlardır;

- Radyoloji
- Radyasyon Onkolojisi
- Nükleer tıp

Nükleer tekniklerin tıp amaçlı olarak kullanılması insan sağlığına ilişkin uygulamalarda yeni ufuklar açmıştır. Teşhis ve tedavi amaçlı olan nükleer teknik uygulamaları, radyasyonun canlı üzerinde kullanılmasından ötürü bazı sorunları da beraberinde getirmektedir. Bu sorunların başında, iyonizan radyasyonların; çevre, radyasyon çalışanları ve hastaya olabilecek zararlı etkileri gelmektedir. Ancak, bu sorunlar, günümüzde, müsaade edilen doz limitleri içinde çözümlenebilmişlerdir (Görpe ve Cantez, 1992).

Teşhis amaçlı uygulamalarda yaygın kullanılan tekniklerden biri, gama kamera ile sintigrafi uygulamalarıdır (Bernier ve ark., 1997). Sintigrafi, tıpta özellikle tanı amacı ile kullanılan, önemli ve başarılı bir nükleer tekniktir.

Radyasyonun 1896'da Henry Becquerel tarafından keşfedilmesinden sonra 1924 yılında özellikle Lacassagne, deneysel olarak organizmaya verilen doğal bir radyoaktif elemanın, organizmaların nerelerinde yerleştiğinin, histolojik kesitler üzerine fotoğraf filmleri koyarak, doğal radyoaktif elemandan çıkan ışınların bu filmlerdeki etkilerini tespit etmek suretiyle, meydana çıkarılabileceğini düşünmüş, bu konuda çalışmıştır(Üstün,1964). Böylece otoradyografi metodu ortaya atılmıştır.

Sintilasyon sayıcıları adı verilen deterktörlerin gelişmesi, bu alandaki çalışmaları hızlandırmıştır. Diğer yandan organizmaya verilen, içinde yapay radyoaktif madde bulunan maddelerin, örneğin bir organda, yeter nicelikte toplandıklarında, bunlardan çıkan gamma ışınları aracılığı ile o organın biçimini, daha geniş deyimle, görünümünün, film üzerinde özel şekillerde tespit edilmesine çalışılmış ve böylelikle de *sintigrafi* tekniği vücut bulmuştur. Bu konudaki ilk denemeler 1951 de yapılmıştır.(Üstün, 1964)

Tıpta çeşitli fizyolojik ve fonksiyonel olayların anlaşılmasına yardımcı olarak temel bilimlere ışık tutan Nükleer Tıp yöntemleri, ülkemizde 1955-1960 yılları arasında kullanılmaya başlanmıştır (Görpe ve Cantez, 1992). Bir başka deyişle, ülkemiz; nükleer tıp alanındaki gelişmeleri takip etmiştir. Günümüzde de, nükleer tıp uygulamaları ülkemizde giderek yaygınlaşan şekilde uygulanmaktadır.

Radyasyonun, insan sağlığına y6nelik kullanıldığı en 6nemli sahalardan birisi, n6kleer tıp uygulamalarıdır (**Bor, 1997**). N6kleer tıp uygulamaları arasında; sintigrafi, tomografi, kemik yoğunluğu 6l66m6 sayılabilir. Bunların hepsi teşhis ama6lı uygulamalardır. N6kleer tıptaki bazı tedavi uygulamaları i6inde ise; hipertiroidizm, tiroid kanseri, eklem hastalıkları, metastatik kemik ağrıları tedavisi gibi uygulamalardan bahsedilebilir (**G6rpe ve Cantez, 1992**) .

Bu Y6ksek Lisans tez 6alışmasında, tıpta teşhis ama6lı kullanılan 6nemli bir n6kleer teknik olan sintigrafi tekniğinin bir 6nemli uygulama alanı olan lenf nod6llerinin deteksiyonunda, gama kameralar i6in kullanılan farklı kolimat6r etkinliklerinin değerlendirilmesine ilişkin bir 6alışma yapılması hedeflenmiştir. Bu bağlamda, bu 6alışma i6in, bir fantom tasarımı ile hazırlanan model 6zerinde, deneysel 6alışmaların ger6eğe hayli yakın sim6lasyonla yapılması ve farklı kolimat6rlerle elde edilen g6r6nt6lerin kantitatif değerlendirilmesi ama6lanmıştır.



BÖLÜM 2

GAMA KAMERALARIN TANITIMI

2.1. GAMA IŞINLARI

Gama ışınları elektromanyetik radyasyon ailesine mensup girici radyasyon olup, atom çekirdeği orijinli fotonlardır. Elektriksel olarak yüksüzdürler, kütleleri yoktur. Daima ışık hızıyla hareket ederler ve gama yayınlanması çekirdeğin yapısını değiştirmez. Doğal radyoaktivitede; gama yayınlanması, çoğunlukla alfa ve beta parçalanmasından sonra olur, bir başka deyişle, uyarılmış halde bulunan çekirdeklerin enerji fazlalığı bir gama fotonu şeklinde salınır.

Orijinleri itibarıyla X-ışınlarından farklı sayılırlar. Gama ışınları kararsız atom çekirdeğinin kararlı hale gelmesi esnasında yayınlanır ve atomun yapı özelliğine göre onu karakterize eden (tıpkı karakteristik X-ışınlarında olduğu gibi) özelliğe sahiptirler. Bu bağlamda, gama ışınları çizgisel spektruma sahiptirler. Gama ışınlarının enerji seviyeleri, atom çekirdeğinin durumuna bağlıdır. Gama ışınları yayınlayan atom çekirdeklerinden bazıları bir tek gama enerjisinde foton yayınlamalarına karşın, bazı atom çekirdeklerinden iki veya daha fazla gama fotonu atılması mümkündür. Gama ışınlarının enerji seviyeleri genellikle 0,1 MeV ile 3 MeV arasında değişmektedir. Ancak, nadiren de olsa, bu enerji seviyelerinde daha az veya daha fazla enerjili gama ışınları yayınlayan radyoizotoplara rastlanabilir (Yeğin, 1985).

Gama ışınları, iyonizan ve girici ışınlar olup, dalga tabiatına uyarlar, ancak doğrusal yayınırlar. Şiddetleri, uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak azalır. Kaynaktan izotropik olarak yayınlanırlar ve uzun süre etkimeleri halinde canlılara zararlı etkileri söz konusu olabilir.

2.1.1. Gama Işınlınının Madde İle Etkileşmesi

Gama ışınları madde ile üç ayrı şekilde etkileşir. Bunlar;

- Fotoelektrik olay,
- Compton saçılması,
- Çift oluşumu

olaylarıdır.

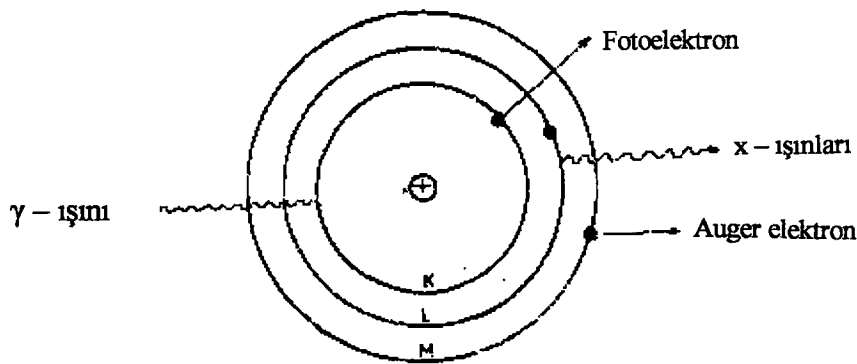
2.1.1.1. Fotoelektrik Olayı

Fotonun soğurucu atomla çarpışıp tamamının soğurulması “fotoelektrik olay” olarak bilinir. Foton enerjisinin soğurulması sonucu iç yörüngeden “fotoelektron” atılır. Fotoelektronun enerjisi;

$$E_e = E_\gamma - BE \quad (2.1)$$

Burada, E_e fotoelektronun enerjisi, E_γ soğurulan gama ışınının enerjisi ve BE de atılan elektronun bağlanma enerjisidir.

Fotoelektrik olay şematik olarak Şekil 2.1’de gösterilmiştir. Fotoelektronun atılmasını takiben, dış yörüngeden, diğer bir elektron boşluk bulunan bir yörüngeye geçer, bu geçişte karakteristik X-ışınları yayımlanır. Bunlar, ilk gama radyasyonu ile karşılaştırıldıklarında düşük enerjilidirler. Burada, çoğu kez, dış yörünge elektronunun, (Auger elektronu) atılması da söz konusu olur (Gardner ve Ely, 1967).



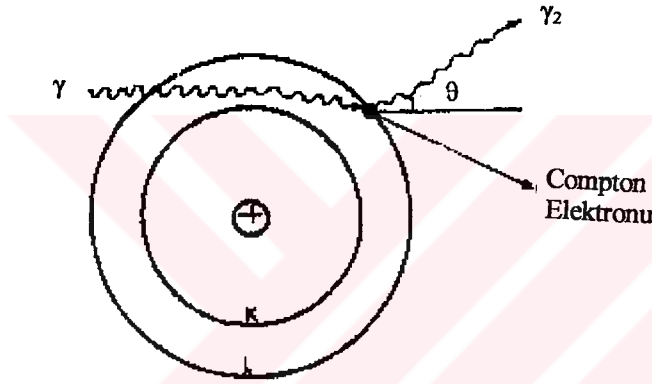
Şekil 2.1 Fotoelektrik Olay

2.1.1.2. Compton Saçılması

Gama ışını, soğurucu madde atomunun dış elektronuyla esnek çarpışma yaptığında, Compton saçılması gerçekleşir (Şekil 2.2). Bu çarpışmada momentum ve enerji korunur. Gelen foton enerjisinin bir kısmı elektrona transfer edilir ve foton geliş yolundan sapar. Gelen foton enerjisi E , ile saçılan foton enerjisi E' , arasındaki bağlantı;

$$E' = [0,51 / 1 - \cos \theta + (0,51 / E)] \quad (2.2)$$

şeklindedir. Burada θ fotonun sapma açısıdır.



Şekil 2.2 Compton Saçılması

Eğer saçılma açısı θ küçükse $\cos \theta \approx 1$ olur ve E' yaklaşık olarak E ye eşit olur. Bu ise, çok yüksek enerjide gelen gama ışınının enerji kaybının ihmal edilebilecek kadar küçük olduğu anlamındadır. Diğer taraftan; $\theta = 90^\circ$ olursa, $\cos \theta = 0$ olur ve bu durumda $E' < 0.51 \text{ MeV}$ neticesine ulaşılır. Bu ise, saçılan foton enerjisinin 0.51 MeV den büyük olamayacağı sonucunu verir (**Gardner ve Ely, 1967**).

Compton saçılması, foton ve elektron arasında meydana gelen bir olay olduğundan, miktarı, soğurucu atomun elektronlarının sayısına, bir başka deyişle, soğurucu malzemenin atom numarasına bağlıdır. Saçılan foton, daha düşük enerjili olduğundan ortamda, fotoelektrik etkileşme olasılığı yüksek olur.

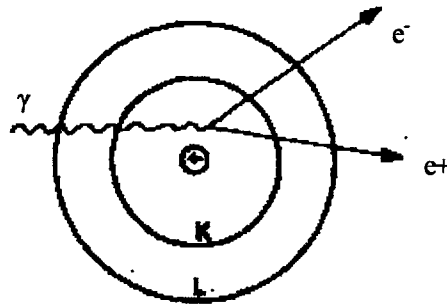
2.1.1.3. Çift oluşumu

Gama fotonunun enerjisi 1.02 MeV üstünde ise ve gama fotonu atom çekirdeğinin yakınından geçerse, foton kuvvetli elektrik alanında yok edilir. Elektron ve pozitron çifti oluşur (Şekil 2.3).

Elektron ve pozitronun toplam kütlelerinin eşdeğer enerjisi 1.02 MeV olduğundan, parçacık çiftini oluşturmak için gerekli minimum enerji 1.02 MeV'dir. Bu nedenle, gama fotonunun minimum enerjisi, bu enerji miktarında ise, bu olay meydana gelebilir (Gardner ve Ely, 1967).

Gama foton enerjisi 1.02 MeV'in üstünde olduğu zaman, bu enerji genellikle elektron ve pozitronun kinetik enerjisi olarak görünür, az bir kısmı da atom çekirdeğine transfer edilir.

Gama foton enerjisinin artmasıyla fotoelektrik ve Compton olaylarının olma olasılığı azalır ve çift oluşumu olasılığı artar. Fotoelektrik olayında olduğu gibi çift oluşumu da gama fotonunun soğurulmasıyla sonuçlanır. Oluşan bazı elektron ve pozitronlar birbirlerini nötralize ederler ve anhilasyon radyasyonu verirler (Gardner ve Ely, 1967).



Şekil 2.3. Çift Oluşumu

2.1.2. Gama Işınlının Deteksiyonu

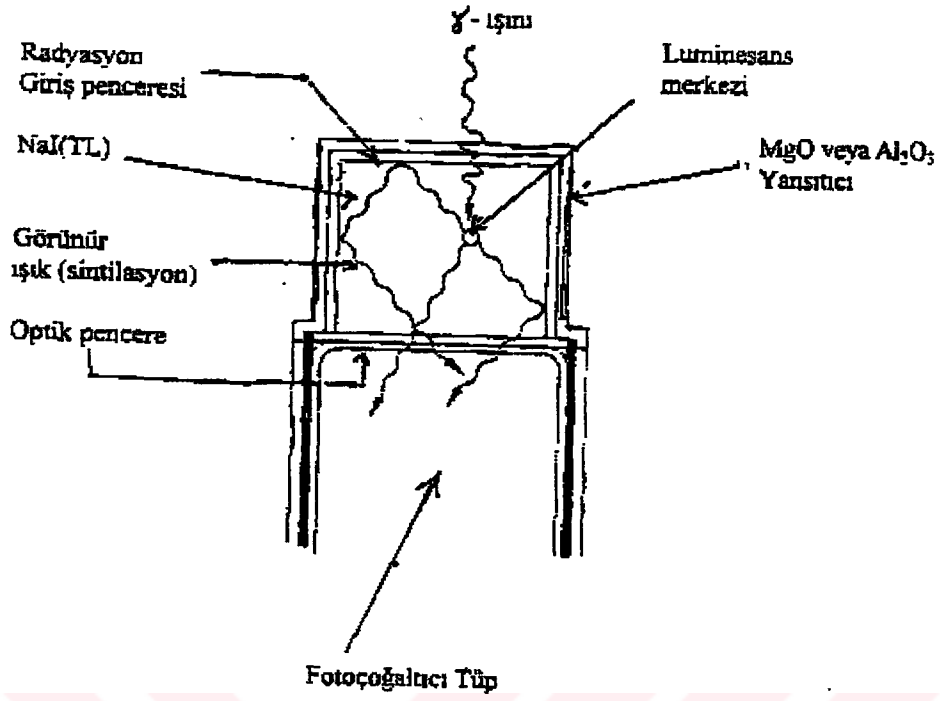
Radyasyonun ölçümünde “detektör” olarak nitelenen elemanlar kullanılır. Bunlar, genelde radyasyonun şiddetini ölçerler. Ölçülecek radyoaktivite miktarı arttıkça, salınan foton sayısı artacak ve sonuçta bulunan rakam büyüyecektir. Gelişmiş, farklı tip detektörler söz konusudur. Bunlar arasında en yaygın kullanılanları;

- İyon Odaları
- Sintilasyon Detektörleri
- Katı Hal Detektörleri
- Termoluminesans Detektörler

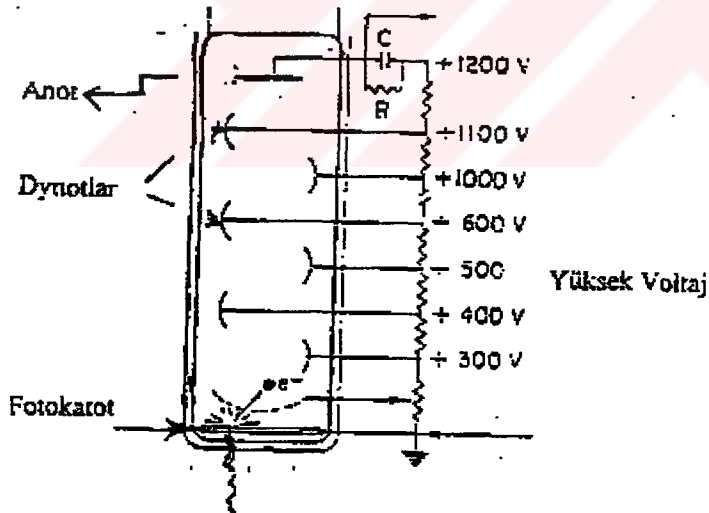
olmaktadır. Bunların dışında, radyasyonun meydana getirdiği fiziksel ve kimyasal değişimlere göre geliştirilmiş detektörler de mevcuttur. Ancak, burada, bu Yüksek Lisans Tezini esas itibarıyla ilgilendiren detektör tipi olan sintilasyon detektörleri üzerinde durulacaktır.

Sintilasyon detektörlerinde “sintilatör” adı verilen bir kristal bulunur. En tipik sintilatör talyumla aktivite edilmiş sodyum iyodür (NaI)TI kristalidir. Sintilatör üzerine düşen radyasyon kristalde etkileşime neden olur. Foto-tüp katotunda gelen sintilasyon fotonları tarafından oluşturulan elektronlar sayıca az miktardadır. Foto-tüp içerisinde elektronlar, anot-katot arasındaki çok sayıdaki elektrotlara (dynode) her sefer daha yüksek enerjilere çarparak yeni elektronların oluşmasına neden olurlar ve sonuçta tüp anodunda bir puls oluştururlar.

Foto-tüpten çıkan elektron kümeleri, ön ve esas yükselteçlerde daha sonraki devrelerde işlenebilecek şekil ve büyüklüğü kazanırlar ve gerekli enerji ayırımının yapılacağı puls yükseklik analizöründen sayıcı ünitelere gönderilirler. Aktivite ne kadar yüksek ise belirli bir zaman aralığında meydana gelen pulsların sayısı o kadar fazla olacaktır. Dolayısıyla sayıcıda elde edilen sonuç o kadar büyük rakamı gösterecektir (**Bor, 1997**). Şekil 4.4.’te sintilasyon detektörünün sintalatörü ve Şekil 4.5’te ise bir fotoçoğaltıcı tüp görülmektedir.



Şekil 2.4 Tipik bir Sintilasyon Detektöründe PM Tüpü ve NaI(Tl) Kristalinin Düzeni

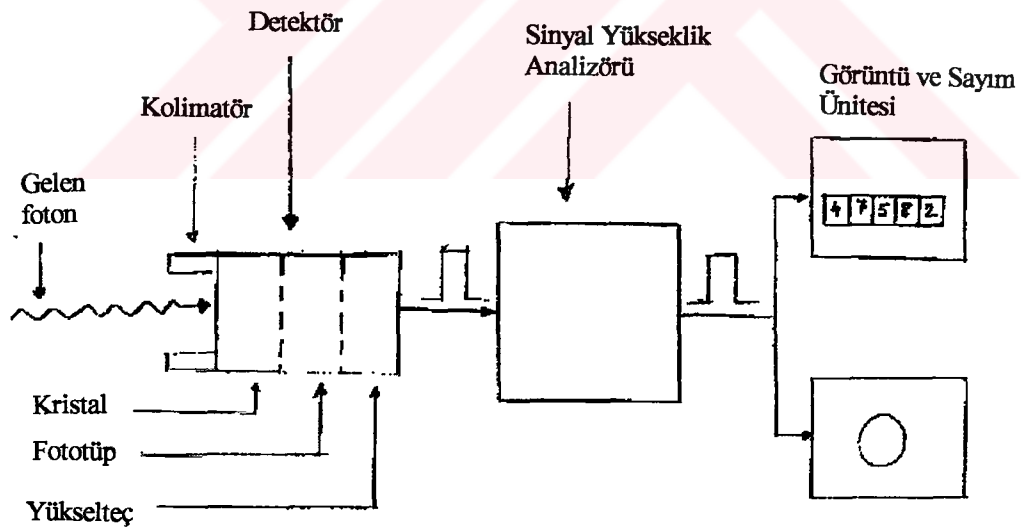


Şekil 2.5 Bir Fotoçoğaltıcı Tüpün Yapısı

Sintilasyon detektörleri enerji ayırlamada kullanılabilirler. Ancak, rezolüsyonları iyi değildir. Bununla beraber, sayım verimleri yüksektir. Bilinen bir radyoizotop ile çalışıldığında sintilasyon detektörlerinin kullanımı, verimlerinin iyi olması nedeni ile tercih edilir. Ayrıca, bu tip detektörlerin taşınması mümkündür. Bunlardan ayrı olarak, nispeten ekonomiklik şartını da sağlarlar. Bu bakımlardan, pek çok nükleer teknikte, detektör olarak sintilasyon detektörlerinden yararlanılmaktadır.

Nükleer tıpta, sintigrafi tekniğinde de, sintilasyon detektörlerinden yararlanılır. Bu husus, o kadar önemsenmiştir ki; tekniğin adı, kullanılan detektörden hareketle oluşturulmuştur.

Sintilasyon detektörü kullanımı bir gama sayıcı sistemle birlikte mümkündür. Böyle bir gama sayıcı sistem şematik olarak Şekil 4.6'da görülmektedir. Nükleer tıpta sintigrafi tekniğinde daha komplike olan "gama kamera" adı verilen ve birden fazla sintilasyon detektöründen oluşan, bilgisayar bağlantılı sistemlerden yararlanır.



Şekil 2.6 Bir Gama Sayıcısının Temel Kısımlar

2.2. GAMA KAMERALAR

Hal Anger 1956'da 10 cm çaplı NaI(Tl) kristalli ve 7 adet fotoçoğaltıcı tüpü (PMT) olan ilk gama kamerasını icat etmiştir. Bu icattan sonra gama kameralar "Anger Kamera" ismi ile de anılmaya başlanmıştır (Demir, 2000).

1964'de Ben Cassen derinlik boyutundan gelen foton bilgilerinin iki boyutlu görüntülerdeki deteksiyon yetersizliğine çözüm olarak tomografik görüntüleme sistemini geliştirmiştir. Daha sonra Kuhl ve Edward emisyon tomografisini geliştirmişlerdir (Yeğin, 1985). Bu araştırmacılar, tomografik görüntülemede bilgisayar aracılığıyla basit geri projeksiyon tekniğini kullanarak, kesit görüntülerinin rekonstrüksiyonu ile üç boyutlu görüntüyü elde etmişlerdir. Daha sonra geniş görüş alanı sağlayan daha küçük çaplı kristale ve daha çok PMT'ye sahip detektörler çeşitli firmalar tarafından yapılmıştır.

Emisyon tomografisindeki modern gelişmeler radyolojide transmisyon tomografisinin kullanılmasından sonra başlamıştır. 1970'li yılların sonlarına doğru bir çok firma tarafından farklı SPECT sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemler, kullanım amaçları ve geometrik özelliklerine göre; uzun eksen tomografi sistemleri ve kısa eksen tomografi sistemleri olarak sınıflandırılmaktadırlar. (Demir, 2000).

Gama kameralarda, organdan yayılan gama fotonları, kolimatör tarafından yönlendirilerek detektör elemanı olan sodyum iyodür kristali NaI(Tl) üzerine düşürülmektedir. Kolimatörün bir işlevi de, çevreden gelen ve görüntü sahasına girmesi istenmeyen fotonların durdurulmasını sağlamaktır. Burada, sintilasyon detektörü çalışma prensibi çerçevesinde, NaI(Tl) kristali, üzerine düşen gama fotonlarını durdurarak enerjileri ile orantılı sintilasyon fotonları üretmektedir. Böylece organdan yayılan gama fotonları NaI(Tl) kristalinde sintilasyon fotonlarına, PMT içinden geçerek elektrik sinyallerine dönüştürülmüş olmaktadır.

PMT'den çıkan sinyaller; X-boyutundan alınan sinyaller, Y-boyutundan alınan sinyaller ve Z-boyutundan (enerji boyutu) sinyalleri olmak üzere üç farklı boyuttan gelmektedir. Bu sinyaller, çeşitli elektronik ünitelerde şiddetlendirilip, şekillendirildikten sonra katod ışınları tüpünde görüntüye dönüştürülmektedirler.

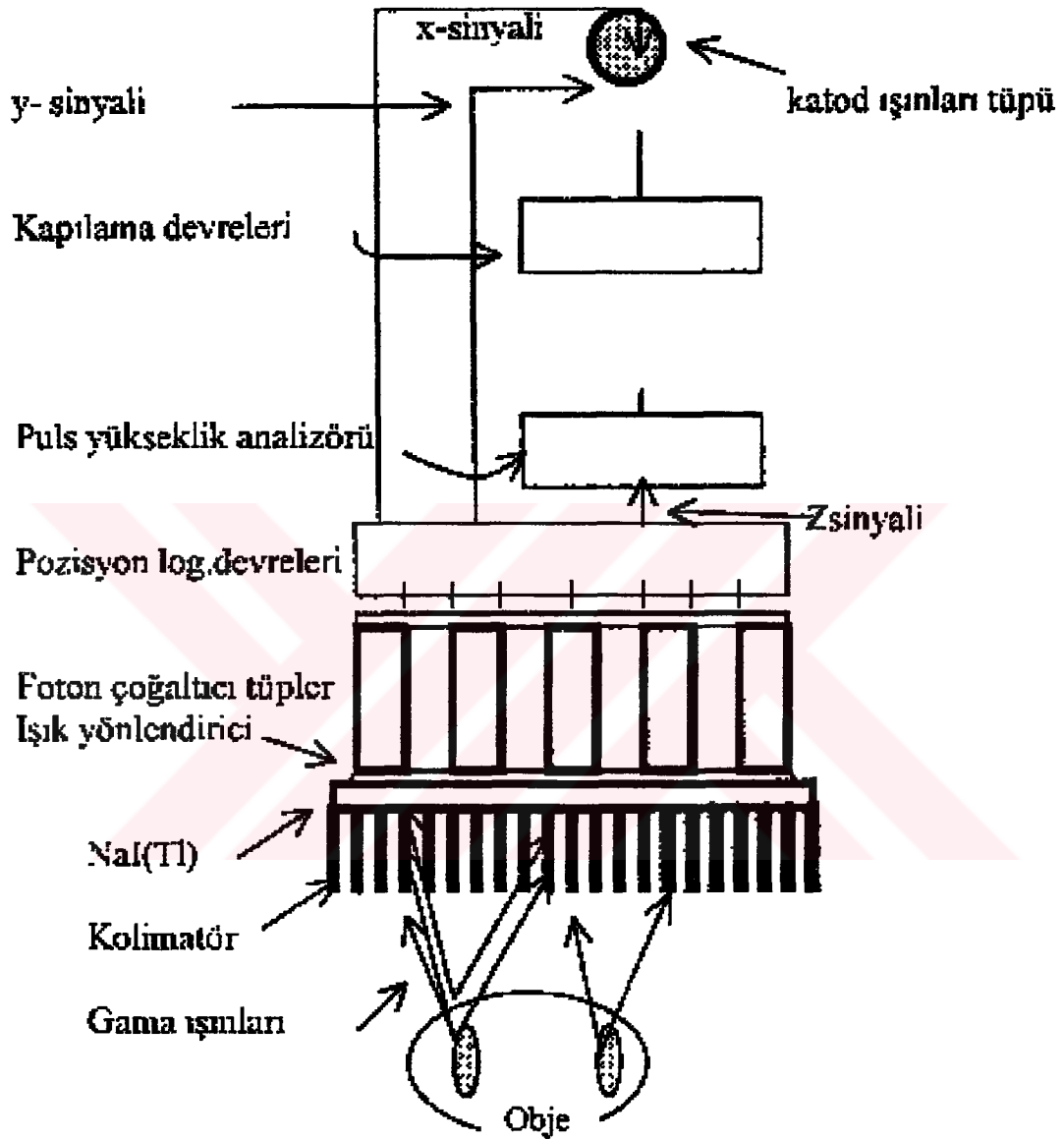
Gama kamerada elde edilen görüntüler, bilgisayar aracılığıyla işlenerek görüntü kalitesinin artırılmasına çalışılmaktadır. Ayrıca, görüntü üzerinde değişik analizler yapılabilmektedir. Görüntüleme sisteminin performansının iyi olabilmesi için ham görüntünün en yüksek doğrulukta elde edilmesi gereklidir. Ham görüntü üzerine daha sonra uygulanacak algoritma ve düzeltme teknikleri, görüntü kalitesini ve doğruluk kriterlerini aynı paralelde arttırmaktadır (**Demir, 2000**).

Gama kameraların detektör elementi NaI(Tl) dir. Kristaller dikdörtgen yada daire şeklindedir. Kristal çapı 30-50 cm, kalınlığı ise 1.25 cm veya 6-8 mm'dir. İnce kristaller genellikle ^{201}Tl (70 KeV) ve $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 KeV) gibi nispeten düşük enerjili radyoizotopların deteksiyonu amacıyla geliştirilmiştir

PMT'ler kristale optik jel ile bağlanmıştır. Bu jelin özelliği ışık absorpsiyonu olmamasıdır. Kristalden çıkan sintilasyonların PMT'lerin fotokatoduna odaklanmasını sağlayan ışık yönlendirici tabaka, PMT ile kristal arasında bulunmaktadır.

Çoğu modern gama kameralarda PMT'ler altıgen şeklinde bir model ile dizilmişlerdir. PMT sayısı 37, 55, 61, 75 veya 91 olabilir. PMT'lerin 7.5 cm olanları en yaygın olanlarıdır. (**Demir, 2000**)

Bir gama kameraya ait temel elemanları Şekil 2.7'de görülmektedir.



Şekil 2.7 Gama Kameranın Temel Elemanları

2.2.1. Gama Kameralarda Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

Gama kameralarda görüntü kalitesini etkileyen bir çok faktör vardır. Bu faktörler;

1) Fiziksel Faktörler

- a) Kontrast
- b) Gürültü
- c) Uzaysal ayırma gücü
- d) Saçılmış fotonlar
- e) Dış etkenler

2) Fizyolojik Faktörler

- a) Hasta hareketi
- b) Radyofarmasotiğin zamana bağlı değişimi
- c) Görüntülenecek organın, detektörün görüş alanı dışında kalması

3) Kamera-Kolimatör Sisteminin Ayırma Gücü

- a) Sistem hassasiyeti
- b) Detektör-kolimatör ayırma gücü
- c) Sistem kalibrasyonu
- d) Bölgesel hassasiyet hataları
- e) Yanlış pozisyonlama
- f) Kolimatör etkinliği

Bu faktörler içinde, fiziksel faktörler içinde yer alan ilk üç faktör gama kameraların performans değerlendirmesi için özellikle önem taşımaktadır. Bu bakımdan, burada, ayrıca ele alınıp incelenecektir.

2.2.1.1. Kontrast

Homojen bir doğal fon (background) dağılımı içinde yer alan bir cisim kontrastı; içerdiği aktivitenin çevresindeki doğal fon dağılımına göre olan farkına bağlı olmaktadır. Eğer obje, doğal fona göre daha fazla aktivitede ise “sıcak (hiperaktif)” veya daha az aktivitede ise “soğuk (hipoaktif)” olarak tanımlanmaktadır (Winzelberg ve ark., 1985). Bir objenin görüntülenebilmesi için, içerdiği sayım yoğunluğunun çevresindeki doğal fon yoğunluğuna göre, belirli bir oranda farklı olması gerekmektedir (Winzelberg ve ark., 1985).

Objeye kontrastını etkileyen doğal fon nedenleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- a) Çevre dokulardaki aynı radyoizotoptan yayınlanan ışınlar.
- b) Dış kaynaklardan gelen radyasyon.
- c) Saçılmış radyasyon

Küçük kaynakların bulanık olarak görüntülenmesine benzer bir durum, objedeki keskin kenarların görüntüye ovalleşerek yansımından kaynaklanmaktadır. Keskinliğin kayıp olmasının en büyük nedenlerinden bir tanesi de harekettir. Radyofarmasotiğin organda yer değiştirmesinden başka, hastanın istemli veya istemsiz hareketleri, özellikle uzun süreli çalışmalarda görüntüde bulanıklık yaratmaktadır. Bir lezyona ait kontrast, lezyonun doğal fon içinde ayırt edilebilme ölçüsüdür ve basit olarak net sinyalin, doğal fona oranı olarak tanımlanmaktadır (Winzelberg ve ark., 1985).

2.2.1.2. Gürültü

Görüntülerdeki gürültü, yapısal ve istatistiksel olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Yapısal gürültü, tamamen sistem ve elektronik yapıdan kaynaklanır. İstatistiksel gürültünün en önemli nedeni, radyoaktivitenin olasılıksal bir olay olmasıdır. Bu bağlamda, buradaki istatistiksel gürültü esas itibarıyla, radyoaktif maddenin bozunması sırasındaki rastgele dalgalanmalardır.

Gürültü, görüntüde sayım yoğunluğunun bölgesel dalgalanmaları ile ilişkilidir. Sayım yoğunluğunun arttırılması gürültüyü azaltmanın tek yoludur. Sintigrafik görüntülerde en büyük sorun, sayım yoğunluğunun az olmasıdır. Görüntüde bir noktadan diğerine olan sayım değişimlerinin ölçüsü olan gürültü seviyesinin sayısal değeri, sayım yoğunluğunun standart sapması olarak belirlenmektedir (Whitehead, 1982). Bir başka deyişle, birim yüzeye karşılık gelen sayım miktarı N ise, bu görüntüdeki istatistiksel gürültü $N^{1/2}$ dir.

Gürültünün görüntüde oluşturduğu en önemli sorunlardan biri, lezyon deteksiyonundaki güçlük olmaktadır. Görüntüdeki aşırı dalgalanmalar, görüntü kontrastı düşük olan bir lezyonun detekte edilememesine neden olur. Ortamdaki bir lezyonun ayırt edilebilmesine ilişkin olarak içereceği sayım yoğunluğu, gürültü için;

$$L = k \cdot N^{1/2} \quad (2.3)$$

olarak belirlenir (Whitehead, 1982).

Burada;

N : Birim yüzeydeki sayım

L : Lezyona ait sayım yoğunluğu

k : Sinyal / Gürültü oranı

temsil etmektedir.

L 'nin N içerisinde, gama kamera görüntülerinde ayırt edilebilmesi için k değerinin en az 4 veya 5 olması gerekir. k değeri ne kadar büyük olursa, lezyonun ayırma tanısı o ölçüde kolaylaşmaktadır. Lezyonun bir doğal fon dağılımı içerisinde olduğu gerçeğinden hareket ederek, kontrastı gösteren lezyon / doğal fon oranı;

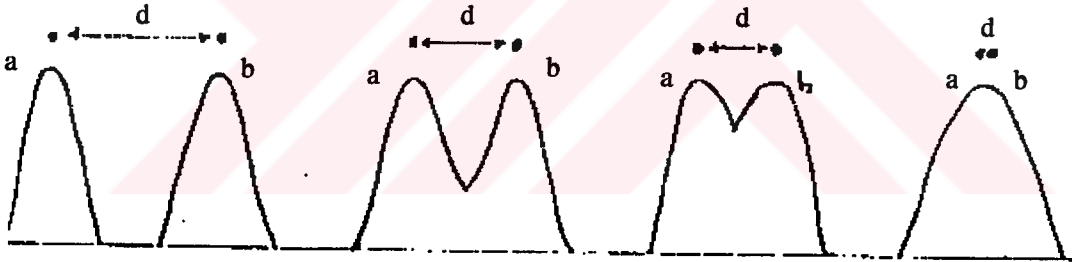
$$\eta = S / B = k \cdot N^{1/2} / B \quad (2.4)$$

şeklinde yazılabilir. Burada; η kontrast, S sinyal ve B background'u (doğal fonu) temsil etmektedir.

2.2.1.3. Uzaysal Ayırma Gücü (Rezolüsyon)

Bir görüntüleme sisteminin uzaysal ayırma gücü, bu sistemle elde edilen görüntüde küçük ayrıntıların ve keskin kenarların hangi ölçüde kaydedildiğinin sayısal bir göstergesidir. Genelde, sistemin uzaysal ayırma gücünü bulmak için kullanılan yöntem, görüntüden elde edilen yoğunluk-uzaklık profilinin yarı maksimumdaki tam genişliğinin (FWHM) bulunmasıdır. Bu değer mm cinsinden ifade edilir. Söz konusu profil ise kullanılan kaynağa göre nokta veya çizgisel dağılım fonksiyonu olarak isimlendirilir.

Burada, çapı, detektör ayırma gücünden daha küçük kaynak kullanılması yoluna gidilir. Sistem rezolüsyonundan daha küçük boyutlu kaynaklardan gelen pulsların üst üste binmesi nedeniyle, görüntü alanına giren kaynaklar bir bütün olarak algılanmaktadır (Stephen ve ark., 1986). Bu nedenle, ilgili bölgeden gelen sayımlara ait görüntü profili genişlemektedir. Dolayısıyla, FWHM değeri artmış olarak elde edilir. Buna bağlı olarak, ilgili görüş alanının rezolüsyonu kötüleşmektedir. (Şekil 2.8)



Şekil 2.8 Birbirine yaklaştırılan iki nokta kaynağa ait görüntü profilleri

Uzaysal ayırma gücünde ölçüsü için diğer bir değer de, yoğunluk uzaklık profilinin 1/10 maksimumundaki tam genişliğin (FWTM) bulunmasıdır. Bu değer, saçılan foton miktarından ne kadarının TET (Tam Enerji Tepesi) içinde kaldığını göstermektedir. Bu değer küçük olması, saçılmanın görüntüye etkisinin az olduğunu ifade etmekte ve görüntü kalitesi iyileşmektedir. Uzaysal ayırma gücünün daha ayrıntılı olarak ölçülmesi, Modüler Transfer Fonksiyonu (MTF) kullanılarak gerçekleştirilmektedir.(Stephen ve ark., 1986).

Normal yapıya göre çok az farklılık gösteren sıcak veya soğuk lezyonların detekte olabilmesi için, görüntünün yeteri kadar sayım yoğunluğu içermesi gerekmektedir. Görüntü kontrastını etkileyen en önemli parametre ise, uzaysal ayırma gücü olmaktadır (Winzelberg ve ark., 1985).

Sınırlı bir ayırma gücünde, birbirine yakın noktalardan gelen sayımlar birleşerek bu sahalardeki görelî kontrastı azaltmaktadır. Bu nedenle, görüntüleme sisteminin ayırma gücü azalarak, lezyonların ayırt edilmesi zorlaşmaktadır. Ancak, lezyon boyutu sistem ayırma gücünden etkilenmemektedir. Eğer, yeterli sayım yoğunluğu elde edilemezse, sistem ayırma gücünden büyük lezyonlar görüntülenemez olmaktadır.

2.2.2. Gama Kamera Çeşitleri

Gama kameraları iki farklı şekilde sınıflandırılabilir. Gama kameraların söz konusu sınıflandırma tipleri;

- Çalışma prensiblerine
- Baş sayılarına

göre olmaktadır (Schmitz, 2001).

2.2.2.1. Çalışma Prensiplerine Göre Gama Kameralar

Çalışma prensiblerine göre gama kameralar sınıflandırıldığında, iki gruba ayrılabilir. Bunlar;

- Anger prensibine göre çalışan gama kameralar
- Anger prensibe göre çalışmayan gama kameralar (dijital)

olarak sınıflandırılmaktadır (Schmitz,2001). Klasik gama kameralar, Anger prensibine göre çalışanlardır.

2.2.2.2. Baş Sayılarına Göre Gama Kameralar

Kafa sayılarına göre gama kameralar, üç gruba ayrılabilir. Bunlar;

1. Tek Başlı (Single Head) Gama Kameralar

- Uptake Kamera
- Tiroid Kamera
- Tüm Vücut Kamerası

Tüm vücut kameraları en yaygın kullanımı olan kameralar olup, birinci tip sınıflandırmayla da kendi içinde klasifiye edilmektedir.

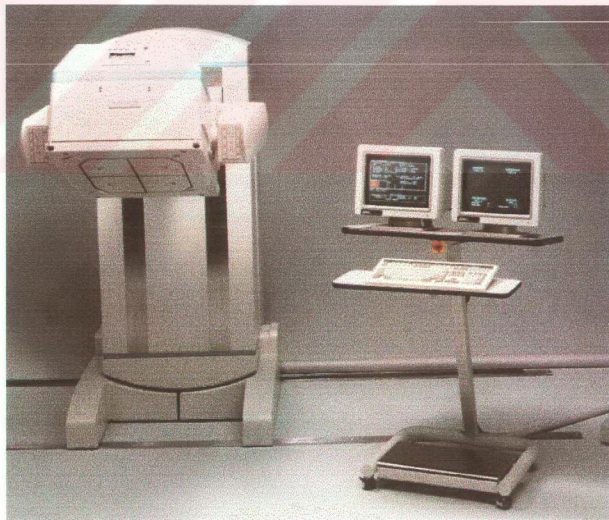
Buna göre;

- Anger prensibine göre ; örnek, Orbiter (Şekil 4.8)
- Anger prensibine göre olmayan ; örnek , Argrus (Şekil 2.10)

2. Çift Başlı (Dual Head) Gama Kameralar

- Normal uygulamalar
- Moleküler koincidans detektör (MCD- Molecular Coincidence Detector) (Şekil 2.11)

3. Üç Başlı (Tripple Head) Gama Kameralar (Schmitz,2001).





Şekil 2.11 Bir Çift Başlı MCD Gama Kamera

2.3. KOLİMATÖRLER

2.3.1. Kolimatör Tanıtımı ve Kolimatör Kullanımının Önemi

Kolimatörlerin kullanıcı yönünden büyük önemleri vardır. Nükleer tıpta yapılan görüntülemelerde amaca uygun farklı kolimatörler kullanılmaktadır. Gama kameralarda kolimatör kullanımının esas amacı, organdan gelen ışınları detektöre yönlendirmek ve harici kaynaklardan gelen ışınları durdurmaştır.

Gama ışınları, elektromanyetik radyasyonların genel özelliklerini gösterirler. Kurşun gibi ağır elementler tarafından zayıflatılabilir veya durdurulabilirler.

Kolimatör yapımında genellikle kurşun elementi tercih edilir. Kurşun yüksek atom numaralı ($Z=82$) olup, gama ışınlarını iyi absorbe edebilen bir elementtir.

Kolimatör içinde ışınların geçişine uygun delikler bulunmaktadır. Deliklerin şekli yuvarlak veya köşeli olabilmektedir. Bu özellik, amaca ve seçime bağlı olarak belirlenmektedir. Deliklerin boyları yine, kolimatörün kullanım özelliğine göre kısa veya uzun olabilmektedir. Deliklerin arasındaki kalınlığa *septa* adı verilmektedir. Septa kalınlığı da kullanılan radyoizotopun enerjisine göre ince veya kalın olarak dizayn edilmektedir. Buradan anlaşılabileceği üzere, kolimatörler yapılış özelliklerine göre belli bir sınıflamaya tabi tutulabilmektedirler. (**Demir, 2000**)

2.3.2. Kolimatör Çesitleri

Sintigrafi içinde farklı kolimatör tiplerinin kullanılması söz konusu olabilmektedir. Kullanılan kolimatörler, farklı amaçlara hizmet etmek üzere tasarlanmaktadır. Bu bakımdan kolimatörleri farklı yönlerden sınıflandırmak mümkündür. Kolimatör sınıflandırması:

- Geometrilere
- Görüntü kalitesi teminine
- Kullanılan radyoizotopun enerjisine

göre yapılabilmektedir. (**Demir, 2000**)

2.3.2.1.Geometrilere Göre Kolimatörler

Geometrilere göre kolimatörler;

- Pinhole kolimatörler,
- Çok kanallı kolimatörler

olmak üzere ayrırımlanabilmektedir.

Pinhole Kolimatörler

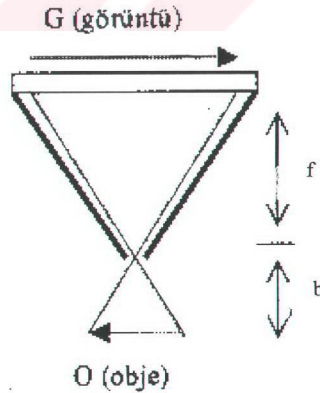
Pinhole kolimatörler; kurşun, tungsten, platin veya diğer bir ağır metalden yapılmaktadır. Pinhole, koni şeklinde kurşundan yapılmış olan aygıtın ucuna yerleştirilir. Koninin detektörden uzaklığı genellikle 20-25 cm olmaktadır. Çapları ise, 4-8 mm kadar olmaktadır. Gama ışınları pinholden geçerek detektörde kristal yüzeyine düşerler. Pinhol kolimatörlerin uzaysal rezolüsyonu iyi olup, tiroid ve göz gibi küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasında kullanılmaktadırlar.

Şekil 2.12’de görüldüğü gibi obje boyutu O , görüntü boyutu G , koni derinliği f ve objenin pinhol ağzına uzaklığı b olmak üzere bu parametreler arasında

$$G / O = f / b \quad (2.5)$$

bağıntısı vardır (Demir,2000).

Pinhole objeye yaklaştırıldıkça görüntü büyür, uzaklaştırıldıkça görüntü küçülür. Her iki durumda da görüntü kalitesi kötüleşmektedir. Pinhole’ün ağız genişliğine bağlı olmakla birlikte, genellikle 8-10 cm’lik obje-kolimatör yüzeyi mesafesinde alınan görüntülerde istenilen kalitenin sağlanmış olması beklenmektedir. Bu tip kolimatör ile alınan görüntülerde sağ-sol tersliği bulunmaktadır. (Demir, 2000)



Şekil-2.12 Pinhole Kolimatör

Çok kanallı Kolimatörler

Çok kanallı kolimatörler, kanal tiplerine göre farklılıklar gösterirler ve kendi içinde ayırılmanmaları, kanal geometrisine göre yapılmaktadır.

- Paralel delikli kolimatörler
- Paralel delikli olmayan kolimatörler

Paralel Delikli Kolimatörler

Nükleer tıpta, en çok kullanılan kolimatör çeşididir. Paralel kanalları birbirinden ayıran septaların kalınlıkları görüntülenen radyoizotopun gama enerjisini durdurmaya yetecek kalınlıkta seçilmektedir. Yüksek enerjili bir radyoizotopun, ince septaları olan kolimatör ile görüntülenmesi durumunda, nüfuz eden gama ışınları görüntü kalitesini önemli ölçüde bozmakta ve görüntünün bulanıklaşmasına sebep olmaktadır.

Kolimatör kanallarının boyu da önemlidir. Kanal boyu uzun olan kolimatörlerde kanallara paralel gelmeyen ışınlar şayet ilk etkileştiği septadan geçebiliyorsa, aynı doğrultudaki diğer septalarda zayıflatılarak durdurulabilmektedir. Paralel kolimatörler ile görüntülemeye başlamadan önce, kolimatörün hastaya mümkün olan en yakın mesafeye yerleştirilmesi önemlidir. Çünkü kolimatör-hasta mesafesi açıldıkça, görüntülenmek istenen organın dışından gelen ışınların da detekte edilmesi sonucu görüntüde bulanıklık etkisi belirginleşmektedir (**Demir, 2000**).

Paralel Delikli Olmayan Kolimatörler

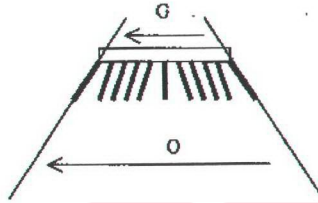
Paralel olmayan kolimatörlerde kendi içinde ikiye ayrılabilir (**Demir,2000**).

Bunlar;

- Iraksak (Diverjan) Kolimatörler
- Yakınsak (Konverjan) Kolimatörler'dir

Diverjan Kolimatör

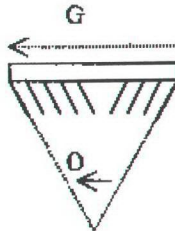
Bu kolimatör tipinde kristalden uzaklaştıkça deliklerin çapı artmaktadır. Genellikle, kamera çapından daha büyük organları görüntülemek için kullanılırlar. Büyük organları biraz küçülterek tarayıcıya yansıtırlar. (Görpe ve Cantez, 1992) Şekil 2.13'te ıraksak (diverjan) bir kolimatör şematik olarak görülmektedir.



Şekil- 2.13 ıraksak (Diverjan) Kolimatör

Konverjan Kolimatör

Bunlar ıraksak (diverjan) kolimatörlerin şekil ve fonksiyon olarak tam tersidirler. Delikler kameranın 40-50 cm önünde odak yapacak şekilde yaklaşılırlar. Özellikle küçük organları daha büyüterek kristale yansıtırlar. Sensiteleri paralel delikli kolimatöre göre daha iyi, ancak rezolüsyonları daha az olmaktadır (Görpe ve Cantez, 1992). Şekil 2.14'te yakınsak (konverjan) bir kolimatör şematik olarak görülmektedir.



Şekil 2.14 Konverjan Kolimatör

2.3.2.2. Görüntü Kalitesi Teminine Göre Kolimatörler

Görüntü kalitesi teminine göre kolimatör sınıflandırması ile kolimatörler 3 gruba ayrılabilir.

Bunlar;

- Yüksek rezolüsyonlu (high resolution – HR) kolimatörler
- Yüksek sensitivite (high sensitivity – HS) kolimatörler
- Genel amaçlı (LEAP) kolimatörler

Yüksek Rezonanslı Kolimatörler (HR)

Görüntüde uzaysal rezolüsyonun önemli olduğu durumlarda kullanılmaktadırlar. Örneğin, kemik sintigrafisinde birbirine yakın lezyonların görüntülenmesi çok önemlidir. Bu kolimatör tipinde, kanalların boyları uzun, deliklerin çapı dar yapılmaktadır.

Yüksek Sensitivite Kolimatörler (HS)

Belli bir organda radyoaktivite tutulumunun olup olmadığının anlaşılması gibi kısa sürede yüksek sayım toplanmasının amaçlandığı çalışmalarda kullanılmaktadır. Bu kolimatör tipinde, kanallar kısa, çapları ise geniş yapılmaktadır.

Genel Amaçlı Kolimatörler (LEAP)

Görüntülerde hem rezolüsyon, hem de sayım veriminin yüksek olmasının istendiği durumlarda kullanılmaktadırlar. Raddiyofarmasötiklerin ilgili organda tutulumu nispeten az ise, ayrıca birbirine yakın odakların sintigrafik ayırımı da istenirse, o zaman genel

amaçlı kolimatör kullanmak uygun olmaktadır. Bu tip kolimatörlerde, kanal boyu ve çapı, diğer iki tip ile optimize edilmektedir (Demir, 2000).

2.3.2.3. Kullanılan Radyoizotopun Enerjisine Göre Kolimatörler

Kullanılan radyoizotopun enerjisine göre kolimatörler 3 grupta incelenebilmektedir (Demir, 2000).

Bunlar;

- Düşük enerji kolimatörleri
- Orta enerji kolimatörleri
- Yüksek enerji kolimatörler

Düşük Enerji Kolimatörleri

Energileri 150 KeV'den düşük radyoizotopların görüntülenmesinde kullanılan kolimatörlerdir.

Orta enerji kolimatörleri

Energileri 150-300 KeV arasındaki radyoizotopların görüntülenmesindeki kullanılan kolimatörlerdir.

Yüksek enerji kolimatörleri

Energileri 300 KeV'den büyük olan radyoizotopların görüntülenmesinde kullanılan kolimatörlerdir.

BÖLÜM 3

SİNTİGRAFİ VE LENFOSİNTİGRAFİ

3.1. SİNTİGRAFİ TANITIMI

Yapay olarak elde edilen çok sayıda radyoizotop madde sayesinde nükleer tıpta son yıllarda önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Günümüzde birçok elementin radyoizotopları kolayca elde edilebilmektedir. Bu şekilde, bir molekülün radyoaktif olarak işaretlenerek öteki moleküllerden ayırt edilir duruma getirilmesi mümkün olmaktadır. Bu hal ise, nükleer tıpta, çeşitli tanı olanakları sağlamaktadır.

Böylece, bir maddenin, kimyasal özellikleri esas itibariyle aynı olan, öte yandan, atomlarındaki değişiklikler nedeniyle farklı fiziksel özelliklere sahip bir radyoizotopu üretilerek, bu maddenin vücut içinde aynı metabolizma olaylarına katılması sağlanmakta ve radyoizotopun yaydığı ışınların yardımıyla biyolojik olayın nitelikleri ayrıntılarıyla incelenebilmektedir. Bu yöntemle incelenen organın yapısının filme dökülmüş biçimi ise, *sintigrafi* adını almaktadır. Sintigrafi ile organın biçimi ve durumu hakkında bilgi alınabildiği gibi, söz konusu organın işleyişi hakkında da bazı bilgiler elde edilebilmektedir (**Medicana, 1993**). Bu yöntem, günümüzde yaygın ve tekrarlanabilir şekilde uygulanabilen bir tanı yöntemi olup, farklı organ veya vücut bölgeleri için uygulanabilmektedir.

3.2 SİNTİGRAFİ ÇEŞİTLERİ

Fiziksel temeli ve uygulama prensibi aynı olmakla beraber, sintigrafi; nükleer tıpta uygulandığı organ ve vücut içindeki uygulama yerine göre farklı isimler alabilmektedir. Bu bağlamda, sintigrafi, sınıflandırılmaktadır.

3.2.1. Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi

Miyokard perfüzyon sintigrafisi Tl-201 ve Tc-99m işaretli (Cardio-lite) ile yapılmaktadır. Bir potasyum analogu olan Tl-201 miyokartta bölgesel kan akımı ile orantılı olarak canlı hücrelerde tutulmaktadır (**Urgancıoğlu, 1989**).

Miyokard perfüzyon çalışmalarının esası, Sapirstein prensibine dayanır. Bu prensibe göre, verilen madde bir organdan tamamına yakın alınabiliyorsa ve kandan çok çabuk temizlenebiliyorsa, bu maddenin organdaki bölgesel dağılımı kan akımı ile ilgilidir. Bu prensibi kalbe tatbik ettiğimizde, enjeksiyondan sonra kalp kasının maddeyi alması miyokardial kan akımı ile doğrudan orantılı olmaktadır (**Görpe ve Cantez, 1992**).

3.2.2. Akciğer Perfüzyon Sintigrafisi

Partikül tabiatında radyoaktif maddeler kullanılarak yapılmaktadır. En sık olarak 2-5 mCi (74-185 MBq) Tc-99m ile işaretli MAA (makro aggregated albümin) veya mikrosferler kullanılmaktadır. Bu radyofarmasötiklerin çapları (20-50 µm) kapiller çapından büyük olduğu için pulmoner perfüzyonla orantılı olarak akciğer kapillerinde blokaj yapabilmektedir. Partikül sayısı erişkinde 500.000 den fazla, 1 yaşındaki çocuklarda ise 165 den fazla olmamasının sağlanması gerekmektedir (**Urgancıoğlu, 1989**).

Perfüzyon görüntüleri genellikle geniş başlı gama kameralar ile veya diverjan kolimatör ile çekilmelidir. Perfüzyon sintigrafisi, sensitif bir test olmasına rağmen, özgün (spesifik) değildir. Perfüzyon sintigrafisinin sensitivitesini arttırmak için ventilasyon sintigrafisi yapılır (**Görpe ve Cantez, 1992**).

3.2.3. Akciğer Ventilasyon Sintigrafisi

Xe-133, ventilasyon sintigrafisi için en sık kullanılan radyoizotopdur. Xe-133 ile ventilasyonun değişik fazlarına bakılmaktadır. Ventilasyonda 3 faz vardır. Bunlar; tek soluk (single breath), dengelenme (equilibrium) ve temizlenme (wash out) fazları olmaktadır. Bu test sırasında odanın kontaminasyonunu önlemek amacıyla kullanılan kapalı devre spirometre sisteminin sağlıklı çalıştırılması için hasta-teknisyen işbirliği gerektirmektedir (**Görpe ve Cantez, 1992**).

3.2.4. Tiroid Sintigrafisi

I-131, Tc-99m perteknetat kullanılmaktadır. I-131 tiroid bezinde tutulmakta ve hormon sentezine girmektedir. Tc-99m perteknetat ise tiroid bezinde tutulmakta, fakat hormon sentezine girmemektedir (**Urgancıoğlu, 1989**). Tiroid sintigrafisi ile tiroidin büyüklüğü, pozisyonu hakkında bilgi edinilebilmektedir. Gama kamera ve pinhol kolimatör ile yapılan tiroid sintigrafisinde 4-6 mm büyüklüğünde lezyonlar farkedilebilmektedir (**Görpe ve Cantez, 1992**).

3.2.5. Tükrük Bezleri Sintigrafisi

Radyonüklid tükrük bezi sintigrafisi, tükrük bezlerinin fizyolojik fonksiyonlarının ve drenajının incelenmesinde kullanılmaktadır (**Urgancıoğlu, 1989**). Tükrük bezlerinin görüntülenmesi için $^{99m}\text{TcO}_4$ (perteknetat) uygulanmakta olup, 10 mci $^{99m}\text{TcO}_4$ (perteknetat) verilerek çekim yapılmaktadır (**Görpe ve Cantez, 1992**).

3.2.6. Paratiroid Sintigrafisi

Paratiroidler tiroid bezinin arka yüzünde fasyaya yapışık olarak bulunan ve ağırlıkları maksimum 35 mg olan 4 küçük bezden ibarettir (**Görpe ve Cantez, 1992**). Paratiroid adenomu, kanser ve hiperplazilerin lokalizasyonunda kullanılmaktadır. Bu yöntemde kullanılan Tc-99m, sadece tiroid dokusunda, Tl-201 ise hem tiroid hem de paratiroid dokusunda tutulmaktadır (**Urgancıoğlu, 1989**).

3.2.7. Karaciğer ve Dalak Sintigrafisi

Karaciğer hücrelerinin % 85'ini poligonal hücreler, % 15'ini ise kuppfer hücreleri oluşturmaktadır. Kuppfer hücreleri vücudun retikuloendotelial (RES) hücrelerinin % 90'ını teşkil etmektedir. Bu hücrelerin asıl görevi kanda bulunan partikül özelliğindeki maddeleri fagositoz yolu ile temizlemektir. Kuppfer hücrelerinin bu fonksiyonu karaciğer sintigrafisinin esasını oluşturmaktadır.

Ven içinde kolloid şeklinde verilen partiküllerin % 80-85'i karaciğerdeki kuppfer hücreleri, % 10-15'i dalak ve geri kalan kısmı ise kemik iliğindeki RES hücreleri tarafından tutulmaktadır. Karaciğer sintigrafisi için kullanılan Tc-99m sülfür kolloidin partikül çapı 0,2-0,4 nm dir.Karaciğer statik sintigrafisinde, gerektiği zaman özgülüğü arttırmak için dinamik çalışma yapılabilir (Urgancıoğlu, 1989).

3.2.8. Dinamik Böbrek Sintigrafisi

10-15 mCi (370-555 MBq) Tc-99m DTPA (Dietilen triamino penta asetik asit) kullanılır. Bir şelatör madde olan DTPA proteine çok az (% 5) bağlanır ve yalnızca glomerüler filtrasyonla atılır. Metabolize edilemez, tübüler atılım veya reabsorbsiyon olmaz. Dolayısıyla ideal renal perfuzyon ve filtrasyon ajanıdır. DTPA'nın renal parankim tarafından tutulmaması ve idrarla hızlı atılması sebebiyle renal toplayıcı sisten, kalisler, pelvis, üreter ve mesanenin değerlendirilmesinde kullanılır (Urgancıoğlu, 1989).

3.2.9. Statik Böbrek Sintigrafisi

Burada, 3-5 mCi (111-185) Tc-99m DMSA (dimerkapto succinic acid) kullanılmaktadır. Plazma proteinlerine kuvvetle bağlandığından vasküler kompartmanda kalış süresi uzundur ve bu sebeple glomerüler filtrasyon hakkında bir bilgi vermemektedir. Enjekte edilen dozun yaklaşık yarısının enjeksiyondan bir saat sonra renal parankim içinde lokalize olmasıyla proksimal ve distal tüplerdeki renal tübüler hücreler sintigrafik olarak izlenebilmektedir (Urgancıoğlu, 1989).

3.2.10. Testis Sintigrafisi

Testis sintigrafisi, epididymo-orchitis ile spermatik cord torsiyonunun ayrılmasında kullanılan önemli bir yöntemdir. Bu yöntem ayrıca, manuel veya cerrahi detorsiyondan ve orchiopexy'den sonra testisin canlılığını kontrol için de uygulanmaktadır (Urgancıoğlu, 1989).

3.2.11. Beyin Sintigrafisi

Beyin Sintigrafisi, dinamik, spect ve statik olarak yapılabilir. Konvansiyonel beyin sintigrafisi için en çok kullanılan maddeler, Tc-99m 04 (perketetat), Tc-99m DTPA ve Tc-99m GHA'dır (Görpe ve Cantez, 1992).

3.2.12. Tüm Vücut Sintigrafisi

20 mCi (740 MBq) Tc-99m ile işaretli fosfat bileşikler (Difosfonat, pirofosfat, F^{18}) kullanılmaktadır. Kemik hasarı olan bölgelerde fosfat birikimi, kan akımı ve metabolik aktivite artışına paralel gitmektedir. Bu birikim, aynı zamanda osteoblastik aktivite artışıyla birlikte olmaktadır. Metabolik olarak kemik elemanlarının davranışını taklit eden radyofarmasötiklerin hasarlı bölgelerdeki tutulumları, normal kemiğe oranla artmaktadır.

Tc-99m fosfat ve difosfonat bileşiklerinin esas tutulum mekanizması ise kalsiyum hidroksiapatit kristalleri üzerine çökmüş olarak absorpsiyonudur. Kemik sintigrafisindeki patoloji; enfeksiyona, travmaya, benign-malign tümöre ve metabolik bozukluğa bağlı olarak artmış aktivite odağı şeklinde tesbit edilmektedir.

Sintigrafide pozitif imaj için dekalsifikasyonun ilerlemiş olması şart değildir. Radyografide ise pozitiflik, lezyonda %30-50 dekalsifikasyon meydana geldikten sonra görülebilmektedir. Neticede sintigrafi ile, radyografiden 6 ay önce lezyon tesbit edilebilmektedir (Urgancıoğlu, 1989).

3.2.13. Dalak Sintigrafisi

Dalak Tc-99m sülfür kolloid sintigrafisinde karaciğer ile visualize olmaktadır. İzole dalak sintigrafisinde genellikle Tc-99m kalay pirofosfat ile işaretli, ısıyla denatüre eritrositler kullanılmaktadır. Hasarlı eritrositlerin dalak tarafından tutulmasına dayanılarak sintigrafi gerçekleştirilmektedir (Urgancıoğlu, 1989).

3.2.14. 3 Fazlı Kemik Sintigrafisi

Aktivite miktarı ve tutulma mekanizması normal kemik sintigrafisinde olduğu gibidir. Sadece enjeksiyonun bolus halde yapılabilmesi için aktivite 1 ml. veya daha düşük olması gerekmektedir (Urgancıoğlu, 1989).

3.2.15. Kemik İliği Sintigrafisi

Retikulo endotelial sistem hücrelerinin yaklaşık olarak % 5-10'u, kemik iliğinde lokalize olmaktadır. Radyofarmasötüğün normallerde ve patolojik durumlarda kemik iliği içerisindeki dağılımı aktif kemik iliği dokusuyla paralellik göstermektedir. Kemik iliğinin vizüalizasyonu için başlıca 2 radyoizotop kullanılmaktadır. Bunlardan birincisi, karaciğer sintigrafisi için kullanılan kolloid materyalin daha yüksek dozda verilmesi, ikincisi de transferine bağlanan radyoaktif demir preparatları olmaktadır (Urgancıoğlu, 1989).

3.2.16. Ga-67 Sintigrafisi

Bir katyon olan Ga-67 sitrat, bazı tümörlerin ve inflamatuvar lezyonların lokalizasyonunda kullanılmaktadır. Ven içine verildiğinde genel olarak transferin ve haptoglobüline bağlanmaktadır. Ayrıca, asit pH'da laktoferrine bağlanarak bu proteini içeren gözyaşı, ter ve tükürük glandlarından nazofarinks ve bağırsaklardan sekrete edilmektedir. Dalak ve kemik iliği görüntüleri bu şekilde saptanabilmektedir.

Ga-67'nin tümörlerdeki tutulum mekanizması ve değişik tümörlerdeki farklı tutulumunun nedeni tam olarak bilinmemektedir. Bununla beraber, tümörün habaseti, damarlanması, DNA içeriği ve permeabilitesinin fazla olması gibi faktörlerin Ga-67'nin tutulumunda etkili olduğu ileri sürülmektedir. İnflamatuvar lezyonlardaki tutulumunun ise lökosit ve abse sıvısındaki laktoferrinden ileri geldiği düşünülmektedir (Urgancıoğlu, 1989).

3.2.17. Gözyaşı Yolları Sintigrafisi

Tc-99m perteknetat ve Tc-99m sülfür kolloid kullanarak gözyaşı yolları drenajının fizyolojik olarak normal olup, olmadığını araştırmak amacıyla bu test yapılabilmektedir. Bu tetkik için, her bir göze 50-100 µci Tc-99m verilmektedir (Urgancıoğlu, 1989).

3.2.18. Mide Sintigrafisi

Mide sindirim borusunun en geniş parçasını teşkil eder. Bilindiği gibi hem rezervuar hem de sindirim görevi ile yükümlüdür. Midenin organik ve fonksiyonel birçok hastalıkları vardır. Bunlardan bazıları nükleer tıp yöntemleriyle gösterilebilir.

Mide görüntülemesi perteknetatın müküs hücreleri tarafından salgılanması esasına dayanır. Simetidin gibi H₂ reseptör blokleri ilaçlar perteknetat salgılanmasını önleyerek görüntünün daha belirgin olmasına yardımcı olurlar (Görpe ve Cantez, 1992).

3.2.19. MIBG Sintigrafisi

MIBG molekülünün yapısı noradrenaline benzer. Bu yüzden noradrenalin gibi davranarak katekolamin depo veziküllerinde birikir. Bu mekanizmadan yararlanılarak katekolamin yapan tümörler ve bunların metastazlarını görüntülenmesinde kullanılabileceği düşünülmüş ve yapılan çalışmalar ile çok iyi sonuçlar elde edilmiştir (Görpe ve Cantez, 1992).

3.2.20. Safra Yolları Sintigrafisi

Safra yolları sintigrafisinde Tc-99m IDA derivelere kullanılır. Organik bir anyon olan bu maddeler kanda proteinlere gevşek bir şekilde bağlandıktan sonra aktif transport mekanizması ile hepatositlere taşınır ve süratli bir şekilde safra ve idrar yollarından atılmaktadırlar. Bunların safra yollarına atılımları moleküler ağırlıklarına, sıklık yapılarına, kutuplaşmalarına, hidrofilik ve lipofilik uçlarının intrasellüler olarak ayrılmalarına göre değişmektedir (**Urgancıoğlu, 1989**).

3.3 RADYOFARMASOTİKLER

Tanı ve tedavi amacıyla kullanılan radyoaktif maddelere *rad_yofarmasotik* adı verilmektedir. Nükleer tıpta radyofarmasotiklerin ancak % 5 gibi küçük bir miktarı tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Radyofarmasotikler, farmakolojik etkileri olmadığı için diğer ilaçlardan farklıdır. Ancak, diğer ilaçlar gibi, tüm kalite kontrol uygulamaları yapılmaktadır.

Radyofarmasotiklerin çoğu işaretli bileşiklerdir. Bir başka deyişle, radyoizotop ile biyoaktif bir bileşenin (KİT) birleştirilmesi ile oluşturulmuşlardır (^{99m}Tc bileşikler). KİT'ler uygun koşullarda uzun süre depo edilebilmektedirler. Bunun yanında bir element (⁶⁷Ga) veya bir iyon (^{99m}TcO₄) formunda radyofarmasotik olabilir.

İşaretli bileşik durumunda radyofarmasotikğin iki bileşeni vardır. Bunlar, radyoizotop ve farmasotiktir. Bu iki bileşenin özel koşullarda birleştirilmesi (işaretleme) ile radyofarmasotik oluşturulmaktadır. Farmasotik kısmı yani biyoaktif ajan kısmı, seçilen organda lokalize olma (yerleşme) özelliğine uygun olmalıdır. Radyoaktif kısım yada radyoizotop bileşen lokalizasyonun sağlandığı organda ısıma yaparak deteksiyon imkanı sağlamaktadır. Bu bağlamda, radyofarmasotikğin ilgili organdaki miktarı ve davranışı hakkında bilgi edinilmesine olanak sağlar. Radyofarmasotik toksik (zehirli) olmamalı, hastaya verdiği radyasyon en düşük düzeyde olmalıdır (**Demir, 2000**). Radyofarmasotikler tanı ve tedavi amaçlı kullanılabilirler.

3.3.1. Radyofarmasotiklerde Olması Gereken Özellikler

Radyofarmasotiklerin, tıpkı diğer ilaçlar gibi insanlara uygulandıkları ve özel cihazlar ile detekte edilebildikleri için bazı kriterlere uymaları gerekmektedir. Günümüzde radyofarmasotiklerin geliştirilme çalışmaları hızla devam etmektedir. Bu çalışmaların amacı, ideal koşulları sağlamaktır.

İdeal bir radyofarmasotikte olması gereken özellikler (**Demir, 2000**);

- Elde edilme kolaylığı
- Etketif yarı-ömür
- Radyasyon tipi ve enerjisi
- Hedef organdaki tutulum ve metabolik uygunluk
- Hasta güvenliği ve radyasyon dozu

olarak sayılabilir.

3.3.2. Nükleer Tıpta Kullanılan Radyonüklidler

Nükleer tıpta yaygın olarak kullanılan radyoizotoplar dört grupta incelenebilmektedir.

Birinci grupta, pozitron yayan siklotronda üretilen radyoizotoplardan ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O ve ^{18}F bulunmaktadır. Bu gruptaki radyoizotopların yarılanma süreleri çok kısa olduğundan üretim yerleri ile kullanım yerleri birarada olmak zorundadır.

İkinci grupta, yine siklotronda üretilen ve nispeten uzun yarı ömürlü radyoizotoplar vardır. ^{57}Co , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I ve ^{201}Tl bu gruba girerler. Yarılanma sürelerinin yeteri kadar uzun olması özellikleri ile başka ülkelere de pazarlanabilmelerine olanak vermektedir.

Üçüncü grupta, jeneratör ürünleri olan ^{68}Ga , $^{81\text{m}}\text{Kr}$, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ve $^{113\text{m}}\text{In}$ yer almaktadır. Bunlardan $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ideal bir radyoizotop olup, tüm nükleer tıp uygulamalarının yaklaşık % 90'nı oluşturmaktadır.

Dördüncü grupta, ^{235}U 'in fisyon ürünü olan ^{133}X , ^{99}Mo ve ^{131}I bulunmaktadır. Bu gruptakiler nükleer reaktörlerde üretilmektedirler

Klinikte kullanılan radyofarmasotikler çalışma tipine göre üç ayrı grupta toplanabilmektedir. Bunlar;

- 1) Statik çalışmalar (Tablo 3.1)
- 2) Dinamik çalışmalar (Tablo 3.2)
- 3) İn-vivo traser kinetik çalışmalar

Tablo 3.1. Radyofarmasotiklerle Statik Çalışmalar

Çalışma Tipi	Radyofarmasotik	Görüntüleme Bölgesi	Patolojisi
Kemik sintigrafisi	Tc-MDP, Tc-HDP	Tüm vücut	Kemik tümörleri
Karaciğer/dalak sintigrafisi	Tc-sülfür kolloid Tc-MAA	Abdomen	Tümörler,kist hepatosellüler has.
Beyin sintigrafisi	Tc-HMPAO	Beyin	Tümör,travma
Apse tarama	^{67}Ga sitrat	Tüm vücut	Apse, inflamasyon
Tümör tarama	^{67}Ga sitrat	Tüm vücut	Malign tümörler

Tablo 3.2 Radyofarmasötiklerle Dinamik Çalışmalar

Çalışma tipi	Radyofarmasotik	Görüntüleme Bölgesi	Patoloji
Kardiyoanjiyografi	Tc-RBC, Tc-HSA	Göğüs	Anevrizma, konjenital kalp defekti, kardiyomegali
Beyin kan akımı	TcO ₄	Baş, boyun	Beyin ölümü, AVM, Karotis arter blk.
Kolesistografi	Tc-DISIDA Tc-Mebrofenin	Karın	Obstrüktif hastalıklar
Sisternografi	¹¹¹ In-DTPA	Baş, boyun	Blokaj, yavaşlamış CSF akımı
Dinamik böbrek	Tc-DTPA	Sırt	Obstrüktif idrar akımı
Mide boşalma	Tc-ovalbümin ¹¹¹ In-DTPA	Karın	Anormal GE hızı
Gastroözafajiel reflü	Tc-sülfür kolloid	Akciğerler	Kusturma
Pulmoner delik	¹³³ Xe gaz	Üst sırt	Tikalı solunum yolları
Renogram	¹³¹ I hippuran	Sırt	Böbrek fonksiyon bozukluğu
Venogram	Tc-MAA	Bacaklar	Trombosis
Voiding sitogram	Tc-sülfür kolloid	Abdomen	İdrarın geri kaçırılması, mesane boşalması sorunu

Nükleer Tıpta kullanılan bazı radyoizotoplar ve fiziksel özellikleri toplu halde Tablo 3.3'de görülmektedir.

Tablo 3.3 Nükleer Tıpta Sıklıkla Kullanılan Radyoizotoplar ve Fiziksel Özellikleri

Nüklid	Yarı Ömür	Bozunum Tipi	γ Enerjisi(Kev)	% γ miktarı
^{11}C	20,4 dak.	β^+	511	200
^{14}C	5730 yıl	-	-	-
^{57}Co	270,9 gün	EC	122	86
^{51}Cr	28 gün	EC	320	9
^{137}Cs	30 yıl	β^-	662	85
^{18}F	1,83 sa.	β^+	511	200
^{52}Fe	8,3 sa.	β^+	165	100
^{59}Fe	45 gün	β^-	1.099	56
^{67}Ga	79,2 sa.	EC	94	40
^{68}Ge	68 dak.	β^+	511	178
^3H	12,3 yıl	β^-	-	-
^{123}I	13,3 sa.	β^+	159	83
^{125}I	60 gün	EC	35,27	7,140
^{131}I	8,08 gün	β^-	364	82
^{111}In	67 sa.	EC	173	89,94
$^{113\text{m}}\text{In}$	1,67 sa.	IT	393	64
$^{81\text{m}}\text{Kr}$	13 sn.	IT	191	67
^{99}Mo	67 sa.	β^-	181,740,780	6,12,4
^{13}N	9,96 dak.	β^+	511	200
^{15}O	2,05 dak.	β^+	511	190
^{32}P	14,3 gün	β^-	-	-
^{82}R	75 sn	β^+	511	190
^{186}Re	3,8 gün	β^-	137	9
^{153}Sm	1,9 gün	β^-	70	5,28
^{89}Sr	52 gün	β^-	-	-
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6,02 sa.	IT	140,5	90
^{201}Tl	73 sa.	EC	135,167	2,8
^{127}Xe	36,4 sa.	EC	172,203,375	24,68,16
^{133}Xe	5,3 gün	β^-	81	37

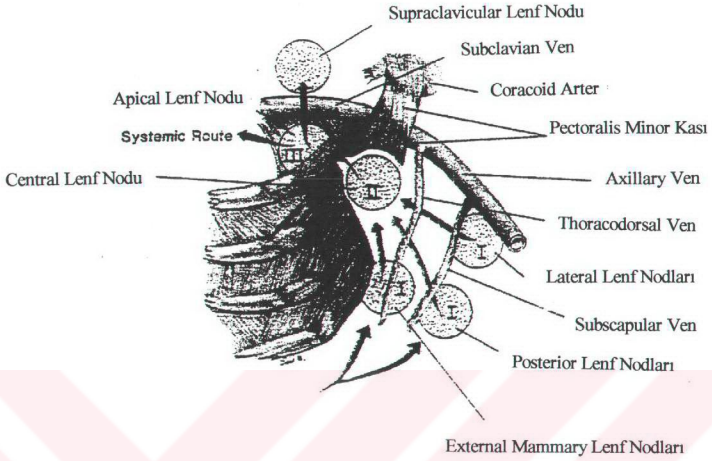
3.4 LENFATİK SİSTEM

Lenfatik sistem, venöz sisteme komşu olarak uzanım göstermektedir. Lenfatik akım günde 2-3 litre kadardır. Lenf sıvısı özellikle yemekten sonra yüksek oranda protein ve yağ içermektedir. Lenfatik akım, bakteri ve tümör hücreleri gibi yabancı maddeleri bir süzgeç görevi yapan lenf nodlarına ulaştırmaktadır. Lenf nodları primer olarak doku makrofajları içeren retiküloendotelial sistemden oluşmuştur. Anormal maddeler burada fagosite edilerek enzimatik parçalanmaya uğramaktadırlar. Bütün insanlar aynı lenfatik sistem anatomisine sahip olmakla birlikte, spesifik bölgelerden lenf drenajında çeşitli farklılıklar izlenebilmektedir (Krasnow ve Hellman, 1999).

Lenfatik drenaj iki gruba ayrılabilir. Bunlar;

- 1) Aksiller Lenf Nodları
 - a) Aksiller Ven Lenf Grubu
 - b) Eksternal Mammaryal (Anterior veya Pectoral) Grup
 - c) Scapular (Posterior veya Subscapular) Grup
 - d) Santral Grup
 - e) Subklavikular (Apikal) Grup
 - f) Interpektoral veya Rotter's Grubu
- 2) İnternal Mammaryal Lenf Nodları

Lenf nodları pectoralis minör kası ile yakın ilişki içindedir (Şekil 3.1). Pectoralis minör kasının alt konturunun lateral veya altında lokalize lenf nodları **Level I** olarak isimlendirilmektedir. Eksternal mammaryal, aksiller ven ve skapular lenf nodu gruplarını içermektedir. Derinde veya pectoralis minör kasının posteriorunda lokalize lenf nodları **Level II** adını almaktadır. Bu gruba santral lenf nodları ve bazı subklavikular lenf nodları dahildir. Pectoralis minör kasının üst sınırının medial veya superiorunda lenf nodları **Level III** olarak isimlendirilir. Subklavikular lenf nodları Level III lenf nodlarıdır (McCarty ve Tucker, 1992).



Şekil 3.1 Aksiller Lenf Nodlarının Pectoralis Minör Kası ile İlişkileri

Lenfatik sistem patolojileri

1.Lenfödem: Lenfatik akım obstrüksiyonu, fazla lenf sıvısı üretimi veya sistem bütünlüğünün bozulması ile ortaya çıkmaktadır.

2.Tümörler: Bazı tümörler, lenfatik sistem ile yayılır ve vücudun savunma sistemine göre, lenf nodlarında belirli düzeyde kalırlar. Anormal bölgede küçük miktarda da olsa tümör hücrelerinin bulunması, mikrometastatik hastalık olarak kabul edilmektedir ve bu dönemde mikroskopik olarak bile tümör hücreleri saptanmayabilir. Başlangıçta tümör hücrelerinin lenfatik sistem içindeki seyahati, lenf nodlarının korteksinde durdurulur, tümör hücreleri burada çoğalarak, lenf nodunu büyütür ve anormal hücreleri filtre edemez hale getirir. Büyük kitleler, lenf nodu fonksiyonunu ve lenfatik akımı bloke ederler. Bazen makrofajlar gerektiğinden fazla aktivite göstererek, reaktif olarak da büyüyebilirler (Krasnow ve Hellman, 1999).

3.5. LENFATİK SİSTEMİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Lenfatik sistemi görüntülemeye farklı tekniklerden yararlanılmaktadır. Bunlar;

- Kontrast lenfanjiyografi
- Bilgisayarlı Tomografi (CT) ve Magnetik Rezonans (MRI)
- Sentinel Lenf Nodu Saptanması ve Görüntüleme
- Lenfosintigrafi

3.5.1. Kontrast Lenfanjiyografi

Kontrast lenfanjiyografi, yaygın bir şekilde kullanılsa da, 6 saatten uzun süren, kontrast maddenin uygulanması için lenfatiklerin cerrahi izolasyonunu gerektiren invaziv bir yöntemdir. Yan etkileri söz konusudur. Bunlar; lenfadenit ve pulmoner emboli (yağ embolisi)dir. Son zamanlarda lenfatik akımı göstermek için değil, metastatik lenf nodlarını saptamada kullanılmaktadır (**Weissleder ve Thrall, 1989**).

3.5.2. CT ve MRI

Bu teknikler, lenfatik akımı dinamik olarak göstermese de lenf nodlarını anatomik olarak göstermektedirler. Normal lenf nodları küçük oldukları için saptanamazlar. Metastazlarda lenf nodu büyüyerek saptanır hale gelir. Lenf nodu 1 cm'den büyükse görünmesi kolaylaşır. Ancak büyük lenf nodu da metastaz için spesifik değildir. Çünkü, diğer malign (kötü huylu) olmayan durumlarda da lenf nodlarını büyütebilir (**Trubetskoy ve ark., 1996**).

3.5.3. Sentinel Lenf Nodu Saptanması ve Görüntüleme

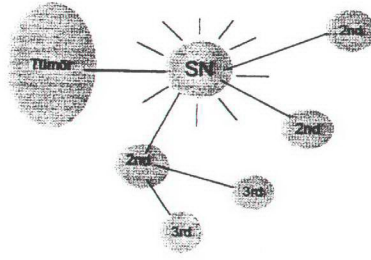
Sentinel lenf nodu primer tümör bölgesinden ilk drenajı alan lenf nodudur (Şekil 3.2). Bu nedenle tümörden metastaz olduğu zaman ilk tutulacak olan lenf nodu olduğu kabul edilmektedir (Beller, 1990).

İlk kez lenfosintigrafik sentinel lenf nodu biopsisi Cabanas tarafından penil karsinomlu hastalarda kullanılmıştır (Calianos, 1977). Morton ve arkadaşları ise klinik lenf nodu palpe edilmeyen malign (kötü huylu) melanomlu hastalarda sentinel lenf nodunu saptamak amacıyla “intradermal mavi boya” yöntemini geliştirmişlerdir (Morton ve ark., 1992).

Daha sonra Alex, Krag ve arkadaşları hayvan modellerinde, bu tekniği modifiye ederek Tc-99m sülfür kolloid, cerrahi gama prob ve mavi boyayı karşılaştırmışlar; radyoaktif madde ve mavi boya yönteminin lenf nodlarının saptanmasında eşit etkinlik gösterdiğini saptamışlardır (Alex ve ark., 1993, Krag ve ark., 1993).

Tc-99m-antimon sülfür kolloid, eksternal lenfosintigrafi ve lenfatik haritalamada kullanılabilecek mükemmel bir ajan durumundadır. Çünkü partikül büyüklüğü küçüktür (15 nm) ve lenf nodlarında hızlı hareket eder. Ancak sentinel lenf nodu biopsisi için kullanılabilecek ideal radyokolloidin lenf bezinde gama prob ile saptanabilecek miktarda tutulması ve burada yeteri kadar kalması gerekmektedir (0.5-1 saat).

Sentinel lenf nodunda radyokolloidin tutulma süresinin uzun olması; kolloid enjeksiyonundan sonra sentinel lenf nodu biopsisi için yeterli zamana (0.5-8 saat) olanak vermektedir (Gulec ve ark., 1998). İdeal sentinel lenf nodu taraması için partikül büyüklüğü 50-200 nm arasında olan ajanlar tercih edilmektedir.



Şekil 3.2 Tümörün Lenfatik Drenajı (Omgo ve ark.,1999)

SN: Sentinel Lenf Nodu

2nd: Sentinel noddan son lenfatik akımın uğradığı 2.Grup nod

3rd: İkinci grup lenf nodlarından sonra lenfatik akımın uğradığı

3.6 LENFOSİNTİGRAFİ

Lenfosintigrafi, ilk kez 1953 yılında Sherman ve Ter-Pogossian'ın nükleer tıp yöntemleri ile lenfatik sistemi görüntülemeleri ile uygulamada yer bulmuştur (Sherman ve Ter-Pogossian, 1953). O tarihten beri lenfatik akımı görüntülemek, lenfatik sistemi etkileyen lenf nodu metastazları ve diğer patolojik durumları saptamak için klinik olarak başarı ile uygulanmaktadır.

Lenfosintigrafi ile lenfatik drenaj yönündeki bütün lenf nodları görüntülenebilmektedir. Ayrıca, eğer normal akımda blokaj mevcutsa ters akım ile alternatif lenf nodları görülür hale gelebilir.

Radyoaktif madde, spesifik bir organın ekstrasellüler alanına veya onu çevreleyen doku içine enjekte edilmektedir. En sık kullanılan enjeksiyon bölgeleri, el, ayak veya tümör çevresidir.

Bazı radyoizotoplar, lenf akımı ile lenfatik damarlar içinde ilerleyerek, lenfatik kanalları gösterebilmektedir. Erken görüntüler, lenfatik damarlarda radyoizotopun hareketini gösterirken, geç görüntüler lenf nodlarını göstermektedir. Görüntüleme zamanı; kullanılan ajan, çalışmanın endikasyonu ve hastanın beklenen lenfatik drenaj yönüne göre değişmektedir.

Lenf nodları küçük yapılar oldukları için, burada ortaya çıkabilecek fokal defektlerin saptanması hayli zordur (**Damjanoc ve ark., 1996**). Tümör içeren lenf nodları, bazen aynı hastadaki normal lenf nodlarına göre daha fazla aktivite tutulumunu göstermektedir (**Bergquist ve ark., 1984**). Genelde tümör eğer geniş bir alanda lokalize ise radyoaktif maddenin tutulumunu azaltmaktadır.

Radyofarmasotik değişik şekillerde enjekte edilebilmektedir. Uygulanan radyofarmasotik çeşidi, dozu, hacmi ve enjeksiyon şekli çeşitli merkezlere göre değişmekle birlikte, tümörün derin lokalizasyonlu olması, lokalizasyonun tam saptanamaması, istenilen gerçek lokalizasyona iğnenin ulaşma gücünün nedeniyle, geniş hacim kullanımı tercih edilmektedir.

Lenfosintigrafi; özellikle dinamik olarak alındığında, lenf nodlarının lokalizasyonunu kronolojik sırada göstermektedir (**Pijpers ve ark., 1997**). Erken görüntüler, sentinel noda uzanan lenfatik kanalı saptamada yardımcı olmakta ve dallara ayrılan lenfatik kanallar, birden fazla sayıdaki sentinel lenf nodunu göstermektedir.

Bazen radyoaktif ajanın lenfatik damarlardan geçişi gecikmekte, lenfosintigrafide görülmeyen bazı sentinel lenf nodları cerrahi sırasında nükleer prob ile saptanabilmektedir.

Görüntüler aksiller bölgeden, anteriordan alınmaktadır. Ancak, sentinel nodun derinliğini saptamak için lateral ve oblik görüntüler de faydalı bilgiler verebilmektedir.

3.6.1. Lenfosintigrafide Kullanılan Radyoizotoplar

Lenfosintigrafide, bir sintigrafi yöntemi olarak, esas itibarıyla sintigrafide kullanılan radyoizotoplar kullanılmaktadır. Bununla beraber, bazı radyoizotoplar uygulamaları, lenfosintigrafinin doğası gereği daha öne çıkmaktadır.

1965 yılında, ilk kez Garzom ve arkadaşlarının kolloidleri, Tc-99m ile işaretlenmesi ile lenfosintigrafide yeni bir dönem başlamıştır (**Garzom ve ark.,1965**). Tc-99m, fiziksel yarı ömrü 6 saat ve gama enerjisi 140 keV olan, görüntüleme için ideal karakteristik özelliklere sahip, elde edilmesi kolay ve ucuz bir radyoaktif maddedir.

Lenfosintigrafide kullanılan radyoaktif ajanlarda aranan özellikler hayli çeşitlidir. Bunlar arasında; kolay hazırlanabilme, düşük maliyet, uygun radyasyon yayını, uygun enerji seviyesi, iyi görüntüleme kalitesi ve yüksek işaretleme etkinliği, stabilize yüksekliği, küçük partikül büyüklüğü, yüksek oranda nodal tutulumu, hızlı transit zamanı, enjeksiyon bölgesinde az retansiyon gösterme gibi özellikler sayılabilir.

Orijinal lenfosintigrafik ajan olan Au-198 kolloid, ideal partikül büyüklüğüne sahip olmasına karşın, zayıf görüntüleme özelliği ve beta aktif olması bir eleman olması nedeniyle hastaya yüksek dozda radyasyon verdiğinden rutin olarak kullanılmamaktadır.

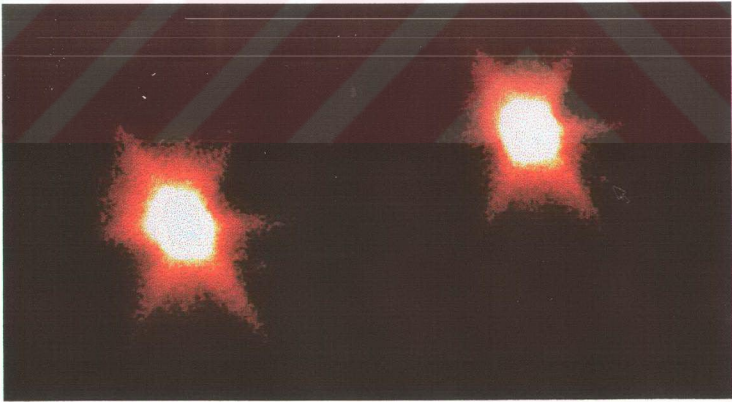
Son yıllarda en çok kullanılan ajan Tc-99m-sülfür kolloid olmuştur. Partikül büyüklüğü değişkendir. Kısa kaynatma süresi nedeniyle, rutin kullanımı kolaydır. Tablo 3.4’de lenfosintigrafide kullanılan Tc-99m radyoizotopu kullanılan ajanlara ait bilgiler verilmektedir

Lenfosintigrafide iyi görüntü kalitesi elde etmek kolay olmamaktadır. Bu yüksek lisans tezi ana amacı da lenfosintigrafi görüntüleme değerlendirmesi olmaktadır. Şekil 3.3.’te bir lenfosintigrafik görüntü verilmektedir.

Tablo 3.4 Lenfosintigrafi Ajanlarının Özellikleri

Ajan	İşaretleme etkinliği	Partikül boyutu (nm)
Tc-99m Human Serum Albumin	> % 90	70 k*
Tc-99m Dextran	> % 95	50-200 k
Tc-99m Antimoni Sülfid	> % 90	3-30
Tc-99m Renyum Sülfid	> % 90	40-80
Tc-99m Nanokolloid	> % 90	<100
Tc-99m Sülfür Kolloid (filtreli)	> % 90	<100, <220
Tc-99m Sülfür Kolloid (filtresiz)	> % 90	<1.000
Tc-99m Albümin Kolloid	> % 90	<2.000

k* : Kilodalton

**Şekil 3.3.** Bir Lenfosintigrafi Görüntüsü

BÖLÜM 4

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu Yüksek Lisans Tezinde nükleer tıpta tanı amaçlı kullanılan sintigrafi içinde önemli bir yeri olan lenfosintigrafi için uygun radyoizotop ve uygun gama kamera seçimi ile ve fakat farklı kolimatörler kullanılarak görüntü kalitesinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Bu amaçla özel fantom oluşturulması ile bir dizi deney yapılmıştır.

4.1 DENEYLERDE KULLANILAN RADYOİZOTOP

Lenfosintigrafide birden fazla radyoizotop kullanılması mümkün ise de, en yaygın olarak kullanılan radyoizotop Tc-99m radyoizotopudur. Bu yüksek lisans tez çalışmasında da, en çok tercih edilen söz konusu bu radyoizotop ile çalışılması tercih edilmiştir.

Sintigrafide ve bu bağlamda lenfosintigrafide Tc-99m radyoizotopunun tercih edilerek kullanılmasının birçok sebebi bulunmaktadır. Öncelikle, Nükleer Tıp'ta tanı amacıyla kullanılacak olan bir radyoizotopun, mümkün olan en yüksek foton verimini sağlayacak ve hastaya en düşük radyasyon dozu verecek özelliklere sahip olması istenir. Bu nedenle radyoizotopun yarı ömrü kısa olmalı, γ ışını yayınlamalı, ancak, partiküler ışın (α ve β ışınları) yayınlamamalıdır. Aksi takdirde, hastaya verilen radyasyon dozunun artması söz konusu olabilecektir.

Sintigrafi için halen kullanılmakta olan en uygun γ enerjisi 100-150 keV olarak nitelenmektedir. Bu nedenle 6.02 saatlik yarı ömürle, 140 keV'lik γ ışınları yayınlayan, buna karşın partiküler radyasyon yayınlamayan Tc-99m lenfosintigrafisi için de uygun bir radyoizotop durumundadır. (Earl ve Sodea, 1985, Wackers ve ark., 1989). Bu bağlamda, radyasyon dozu açısından denge doz sabiti düşüktür (IAEA, 1991).

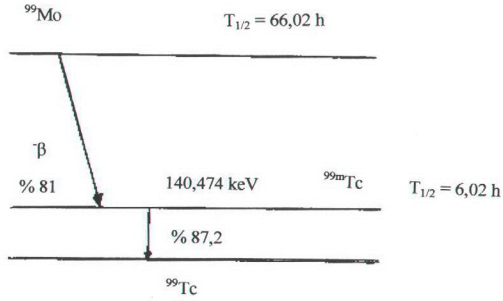
Düşük doza neden olması nedeniyle Tc-99m sintigrafide, yeterince büyük aktivitelerde kullanılabilir. Bu da iyi bir foton verimi sağladığından, görüntülerdeki kaliteyi yükseltmektedir (**Chandra, 1982**). Ayrıca kolay kullanımı nedeniyle uygulamada, çalışmalara çabukluk kazandırmaktadır. Fazla olarak, Anger kamera ve SPECT görüntüleme için de Tc-99m radyoizotopu uygun olarak nitelenmektedir (**Shikata ve Iguchi, 1986, White ve Susan, 1978**).

Radyofarmasötik hazırlama açısından da Tc-99m radyoizotopu geniş bir uygulama alanına sahiptir. Bir başka deyişle, Tc-99m farklı radikallere bağlanabilmektedir. Bu ise çalışmalara çabukluk kazandırmaktadır. Bu bağlamda MIRD (Medical International Radiation dosimetry) standartlarına uygun niteliklere sahiptir(**Quinn, 1976**).

Elde edilmesi kolay, maliyeti düşük olan ve de tekrarlanabilir test olanağı sağlayan Tc-99 m radyoizotopu deneylerimizde de tercih edilerek kullanılmıştır. Deneylerimizde kullandığımız Tc-99m'e ilişkin özellikler Tablo 4.1'de bir araya toplanmıştır. Şekil 4.1'de ise Tc-99m'in bozunum şeması görülmektedir.

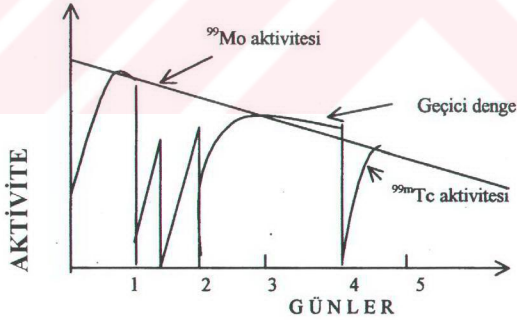
Tablo 4.1. Deneylerde Kullanılan Tc-99m Radyoizotopunun Özellikleri

Yarı Ömrü (Saat)	Enerjisi (keV)	Doz Sabiti (Grad/ μ Ci.sa)	Kullanılan Aktivite(μ Ci)	Elde Ediliş Biçimi
6,02	140	0,3	116	Radyoizotop Jeneratöründe Mo-99'dan



Şekil 4.1 Mo-99 Radyoizotopinin Kısmi Bozunma Şeması

Deneylerimizde kullanılan Tc-99m radyoizotopu bir sağma ünitesinden yararlanılarak elde edilmiştir. Şekil 4.2'de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratörünün günlere göre süzüm değişimi şeması görülmektedir.

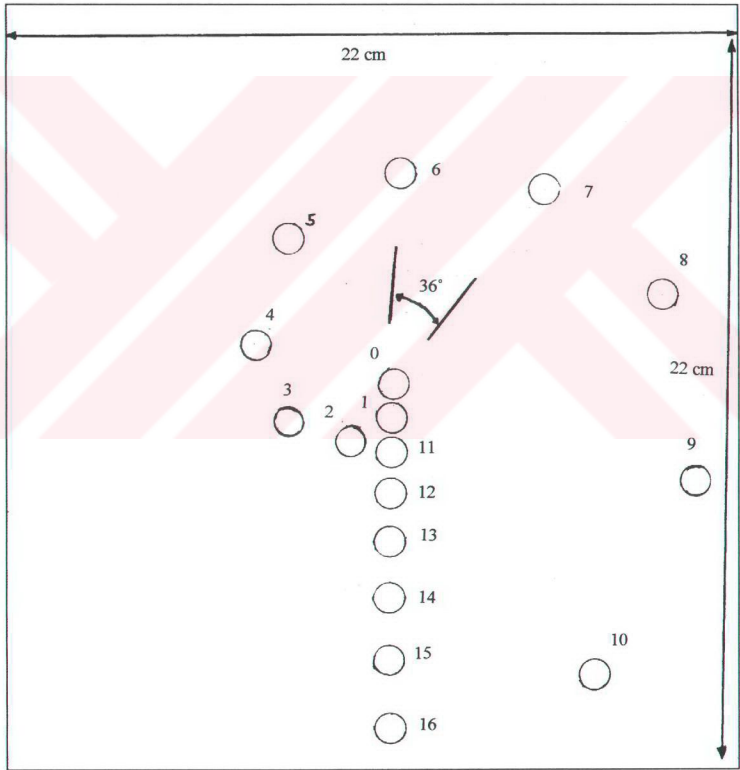


Şekil 4.2 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Jeneratörünün Süzüm Değişimi Şeması

4.2. DENEYLERDE KULLANILAN FANTOM

Sintigrafide obje insan olduğu için deneysel olarak insan üzerinde çalışmak sakıncalıdır. Bu bakımdan, bu Yüksek Lisans tez çalışmasında, lenfosintigrafi için uygun şartları simüle eden bir fantom kullanılması yoluna gidilmiştir.

Bu amaçla, yüksek lisans tez çalışmasında enjeksiyon yerini ve bir merkezi lezyon ile lenf nodüllerini simüle eden bir fantom özgün olarak tasarlanmıştır. Şekil 4.3'te fantom tasarımı şematik olarak görülmektedir.

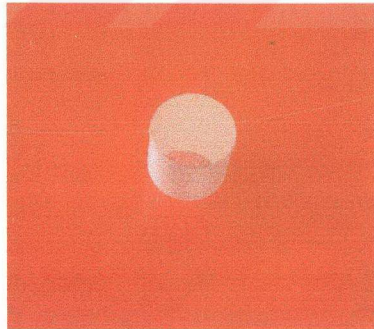


Şekil 4.3 Çalışmada Kullanılan Fantomun Tasarım Şeması

Söz konusu fantomun imal edileceği malzemenin seçimi, fantomu oluşturma'nın önemli bir aşamasını oluşturmaktaydı. Zira, insan yapısını iyi simüle etmiş olması gerektiği gibi, yumuşak dokudan daha fazla saçılmaya neden olacak bir malzeme de olmaması gerekmektedir. Bu bakımdan, fantomun fotonları geri saçılmaya uğratmaması ve doku yoğunluğuna yakın bir malzeme olması nedeniyle fiberglas malzeme fantom malzemesi olarak seçilmiştir. Ayrıca, fiberglas, amaca uygun simülasyon için tasarım geometrisine uygun şekil verilmeye de uygun bir malzeme durumunda olduğundan da çalışmamız için fantom malzemesi olarak tercih edilmiştir.

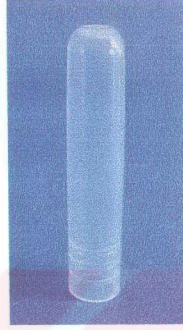
Fantom, esas itibarıyla, 22 x 22 cm x 1.5 cm boyutlarında fiberglas bir bloktur. Bu blokun 22 cm x 22 cm'lik yüzeyinde delikler açılarak amaca uygun simülasyon şartları oluşturulmuştur. Öncelikle, fantomun merkezine (0) noktası olarak nitelenen bir delik açılmıştır. Merkez deliği çapı 0,8 cm'dir.

Söz konusu bu merkez delikten uzaklaşarak 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 numaralı delikler açılmıştır. Bu deliklerin merkezden uzaklığı farklı olup, delik numaraları mesafelere göre verilmiştir. Açısal dağılım bakımından burada 10 delik açılması düşünüldüğünden, tam açı 10'a bölünerek tasarımılamaya gidilmiştir ki; bu tasarımın fantom simülasyonu için de uygun olacağı belirlenmiştir. Böylelikle, fantom üzerindeki delikler arası, 36° olarak açtırılmıştır. Açılan delikler yuva şeklinde olup 0,8 cm çapındadırlar. Bu deliklerden biri Şekil 4.4'te görülmektedir.



Şekil 4.4. Fantom Üzerinde Açılan Bir Delik

Fantom üzerindeki delikler, Şekil 4.5’de görülen tüplerin yerleşeceği büyüklükte açılmıştır. Söz konusu bu deliklerin derinliği 1.2 cm’dir.



Şekil 4.5 Fantoma Yerleştirilen Tüpler

Fantom üzerinde açılan 10 delik ile, lenfosintigrafi için önemli olan ve lenf nodüllerinin izlenmesi ve değerlendirmesinde sorun oluşturan “parlama etkisinin (flashing effect)” incelenmesi amaçlanmıştır. Böylelikle, çekim şartlarına göre lenfosintigrafi değerlendirmesinde hangi şartların daha uygun olduğunun belirlenebilmesinin daha kolay mümkün olabileceği düşünülmüştür.

Fantomdaki merkezi delik ve 10 delikten ayrı delikler olarak da fantom üzerinde delikler açılmıştır. Bu delikler; 11, 12, 13, 14, 15, 16 No.lu delikler olarak nitelenmektedir. Bu altı delik ile, uzaysal rezolüsyon incelenmesi amaçlanmıştır. Bu delikler arasındaki uzaklıklar ise şöyledir; 1 ile 11. delik arası 1 mm, 11 ile 12. delik arası 3 mm, 12 ile 13. delik arası 5 mm, 13 ile 14. delik arası 7 mm, 14 ile 15. delik arası 9 mm, 15 ile 16. delik arası 11 mm’dir. Fantom üzerindeki delikler ve özellikleri Tablo 4.2.’de verilmektedir.

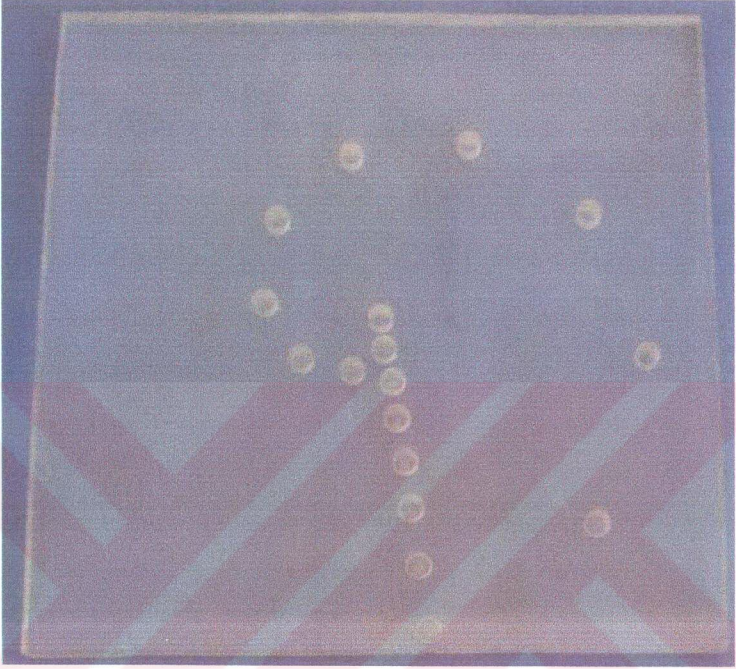
Tablo 4.2. Fantom Üzerinde Parlama Etkisi (Flashing Effect)ni Değerlendirmek İçin Açılan Delikler ve Özellikleri

No	Aktivite (μCi)	Merkezden uzaklığı (cm)
0	100	0
1	1	1
2	1	2
3	1	3
4	1	4
5	1	5
6	1	6
7	1	7
8	1	8
9	1	9
10	1	10

Tablo 4.3 Fantom Üzerinde Uzaysal Rezolüsyonu Değerlendirmek İçin Açılan Delikler ve Özellikleri

No	Aktivite (μCi)	Bir Önceki Delikten Uzaklığı (mm)
11	1	1
12	1	3
13	1	5
14	1	7
15	1	9
16	1	11

Bu Yüksek Lisans tez çalışması için tasarımı ve imal ettirilen fantom bu haliyle deneylerde kullanılmıştır. Söz konusu fantomun fotoğrafı Şekil 4.6'da görülmektedir.

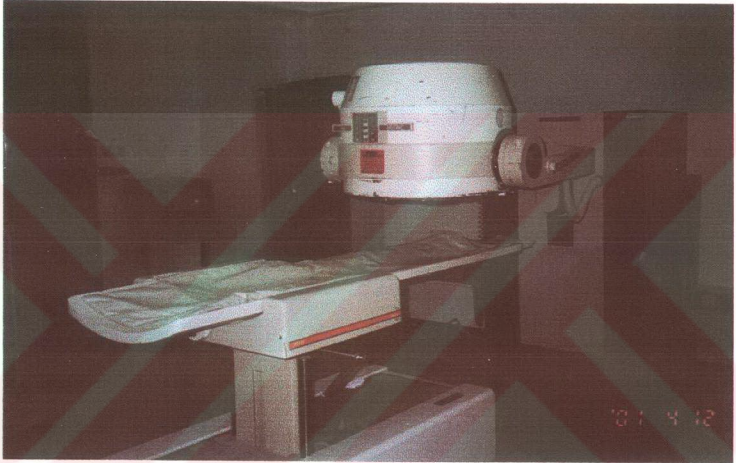


Şekil 4.6 Çalışmada kullanılan fantomun görüntüsü

4.3 DENEYDE KULLANILAN GAMA KAMERA

Bu yüksek lisans tez çalışmasında lenfosintigrafi çalışmalarında başarı ile kullanılan bir gama kameradan yararlanılmıştır. Kullanılan gama kamera 1985 model Siemens marka Orbiter 7500 Digitract gama kameradır. Bu gama kamera ile düzlemsel (planer) ve SPECT çekimleri yapılabilmektedir.

Söz konusu Orbiter 7500 Digitract gama kamera, 38.7 cm (15 1/4 inç) çapında Talyum ile aktive edilmiş NaI(Tl) kristaline sahiptir. Kristal üzerine yerleştirilmiş 5.08 cm (2 inç) çapında 75 adet foton çoğaltıcı tüp (PMT) bulunmaktadır .Kristal kalınlığı 0.94 cm'dir. Dedektör 6.35 mm kurşun ile zırhlanmıştır. Fotopik enerji aralığı 50-511 keV' olup, ağırlığı 1452 kg'dır. Şekil 4.7'de deneylerde kullanılan Orbiter Kamera görülmektedir.

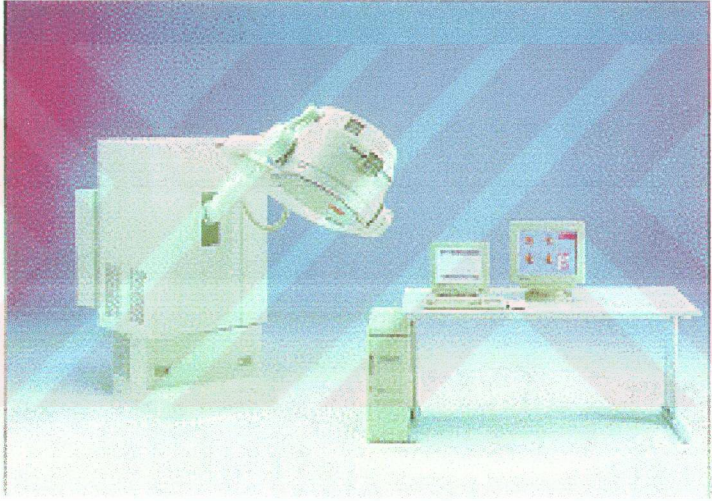


Şekil 4.7 Çalışmada kullanılan Orbiter Gama Kamera

Deneylerde kullanılan Orbiter 7500 Digitract gama kamera, network ile bilgisayar ağına bağlıdır ve bu haliyle gama kamera sintigrafik çalışmalarda başarı ile çekim yapabilmektedir. Tablo 4.3 de Orbiter 7500 Digitract gama kameranın özellikleri belirtilmiştir. Şekil 4.8'de ise Orbiter kamera ve bilgisayar bağlantısı görülmektedir.

Tablo 4.4 Orbiter 7500 Digitract Gama Kameranın Özellikleri

Özellik	Kullanılan Orbiter 7500 Digitract Gama Kamera Değerleri	NEMA standartı değerleri
IC Uzaysal Rezolüsyon	3,4	<3,5
IC Düzlem Homojenite	2,2	<2,5
IC Uzaysal Lineerite	0,35	<0,35



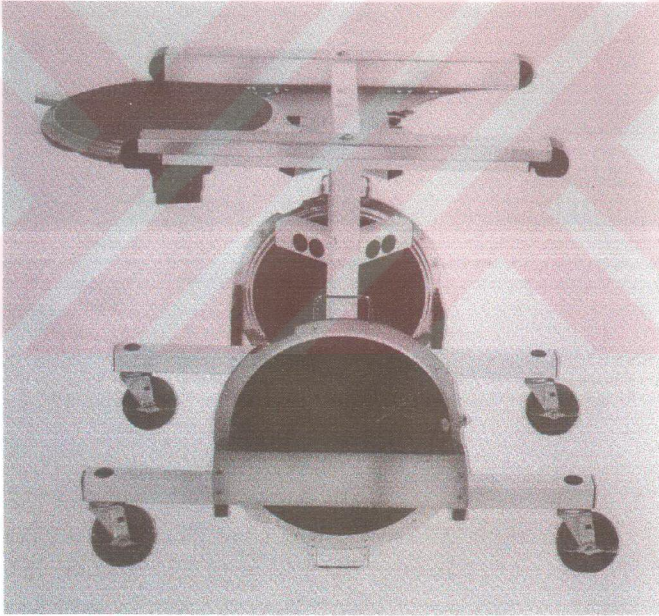
Şekil 4.8 Orbiter Gama Kamera ve Bilgisayar

4.4. KULLANILAN KOLİMATÖRLER

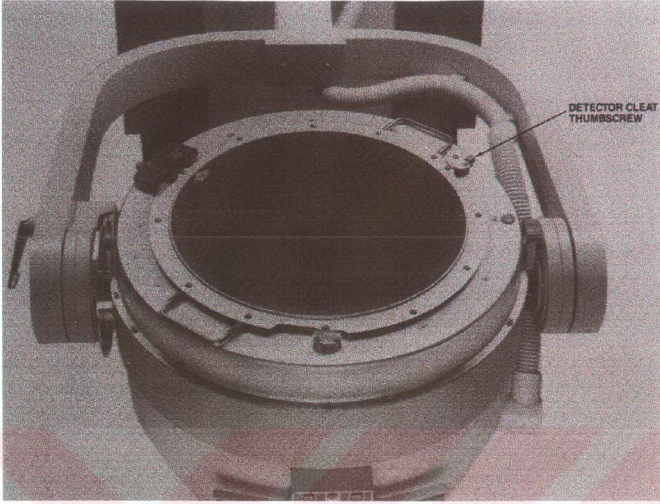
Kullanılan kolimatörlerden düşük enerjili olanlar 10-17 kg arasında olup , orta enerjili kolimatör yaklaşık olarak 48 kg'dır. Bu çalışmada kullanılan kolimatörler şunlardır;

- Düşük Enerjili Genel Amaçlı Kolimatör (LEAP)
- Orta Enerjili Genel Amaçlı kolimatör (MEAP)
- Düşük Enerjili Yüksek Rezolüsyonlu Kolimatör (LEHR)

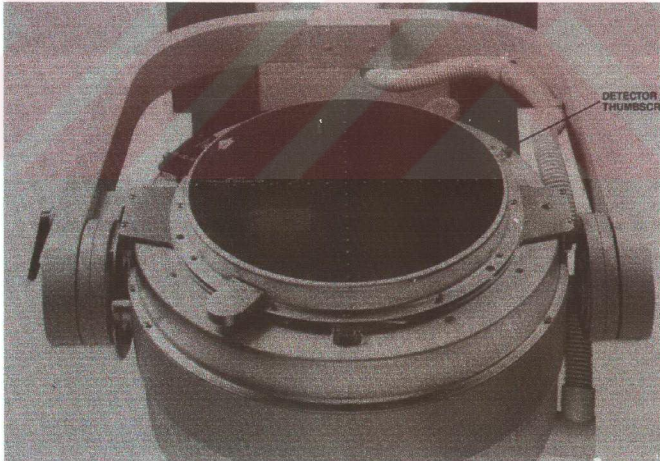
Bu kolimatörler Bölüm 2.3'de detaylı bir şekilde anlatılmaktadır. Bu üç kolimatörün birarada bulunduğu set Şekil 4.9'da görülmektedir.



Şekil 4.9 Çalışmada Kullanılan Kolimatörler



Şekil 4.10 Deneyde Kullanılan Düşük Enerjili Kolimatör



Şekil 4.11 Deneyde Kullanılan Orta Enerjili Kolimatör

4.5. DENEY DÜZENEGİ

Bu yüksek lisans tez çalışmasındaki deney düzeneği farklı elemanların birarada kullanılmasıyla oluşturulmuştur. Bu elemanların belli bir geometride bir araya getirilmesiyle deneyler rasyonel şekilde yapılabilmektedir.

Deney düzeneğini oluşturan elemanlar;

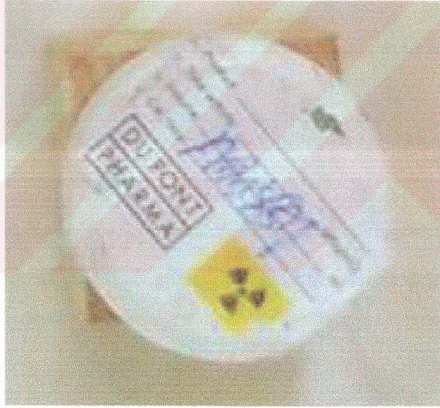
- Fantom (Şekil 4.6) ; fiberglasdan yapılmıştır. Ebatları 22x22x1.5 cm 'dir.
- Plastik kap (Şekil 4.13) ; 33x33x13.5 cm ebatlarındadır.
- Deney tüpleri (Şekil 4.5) ; 4 cm yükseklik, 0.7 cm çapa sahiptir.
- 10 cm yüksekliğinde ağaç takozlar (Şekil 4.15) ; ebatları 10x4.3x4.3 cm'dir.
- 5 cm yüksekliğinde ağaç takozlar (Şekil 4.16) ; ebatları 5x4.3x4.3 cm'dir.
- Parafin
- Kurşun ağırlık (Şekil 4.14) ; 2.5 cm yükseklik, 5 cm çapa sahiptir.



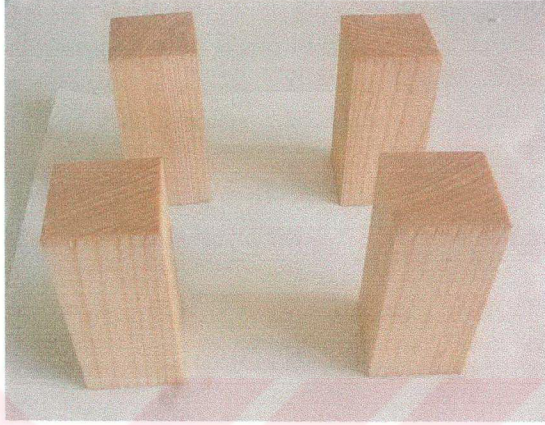
Şekil 4.12 Deney Düzeneği



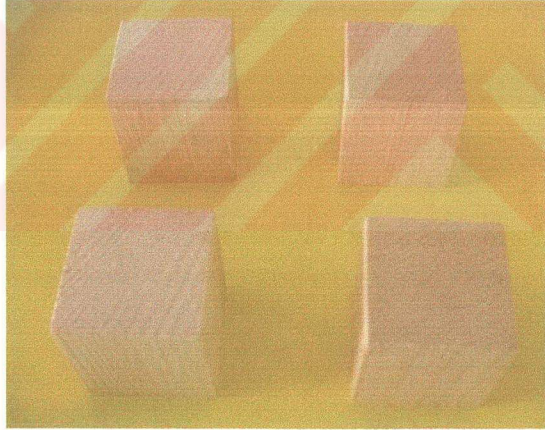
Şekil 4.13 Deneyde Kullanılan Plastik Kap



Şekil 4.14 Deneyde Kullanılan Kurşun Ağırlık



Şekil 4.15 Deneyde Kullanılan 10 cm'lik Ağaç Takozlar



Şekil 4.16 Deneyde Kullanılan 5 cm'lik Ağaç Takozlar

4.6. DENEYİN YAPILIŞI

Enjeksiyon yerini simüle eden bir merkezi lezyon ve lenf nodüllerini simüle eden, merkezden farklı uzaklıklarda lezyonlar içeren bir fantom kullanılarak, gama kameralar yardımı ile lenf nodülü görüntülerinin sintigrafik ayırımı ve farklı kolimatörlerle alınan görüntülerin fantom üzerinde kantitatif analizinin yapılması, deneyin ana temasını oluşturmuştur. Bu çalışmada, tüm işlemler, deney süresince titizlikle yapılmıştır.

Deneye başlamadan önce fantomda lenf nodüllerini simüle eden deliklere yerleştirilen tüplerin (Şekil 4.5) gama kameralarda görüntülenmesine yardımcı olmak üzere, tüplere konacak Tc-99m içeren radyoaktif solüsyon hazırlanmıştır. Ayrıca enjeksiyon yerini simüle edecek merkezi delikteki tüpe yerleştirilecek tüpe konan ve yine Tc-99m içeren radyoaktif maddenin hazırlanması da gerçekleştirilmiştir.

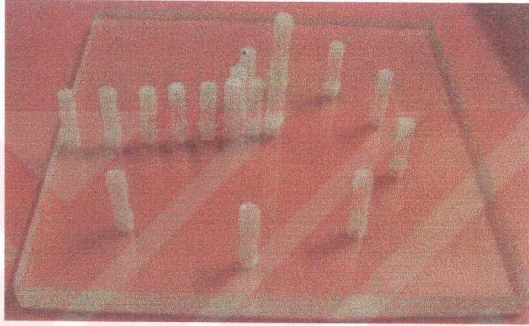
Bu amaçla, lenf nodüllerini simüle edecek deliklerdeki tüplere konacak solüsyonu elde etmek için 1000 cc'lik izotonik serum içine 4 mCi Tc-99m enjekte edilerek hazırlanmıştır. Bu solüsyonun homojenitesini sağlamak için şişedeki serum izotonigi içine karıştırılmıştır. Bundan sonra, şişede oluşturulan Tc-99m solüsyonunu tüplere yerleştirme işlemine geçilmiştir.

Lenf nodüllerini simüle edecek lezyonları hazırlarken, gerçekte tümör etrafındaki lenf nodüllerinin tümörün yüzde biri tutulum gösterdiğini göz önüne alarak enjeksiyon yerini simüle eden delikteki tüpe 100 μ Ci , lenf nodüllerini simüle eden 16 delikteki tüplere 1 μ Ci aktiviteli solüsyon konmuştur (**Alazraki ve ark., 2000**). Bütün aktiviteler, pipet kullanılarak titizlikle ayarlanmıştır. 1 μ Ci'lik aktiviteyi ayarlarken 1000 cc'lik serumda 4 mCi bulunduğu için 1 μ Ci'ye karşılık gelen 0,25 cc pipet yardımıyla 16 tüpe yerleştirme yapılmıştır. Lenf nodüllerini simüle eden 16 delik Şekil 4.3 de görülmektedir.

Enjeksiyon yerini simüle edecek lezyonu hazırlarken 5 cc'ye 2 mCi Tc-99m olacak şekilde ayrı bir radyoaktif solüsyon hazırlanmıştır. Bu solüsyonun homojenitesini sağlamak için bir önceki solüsyon gibi titizlikle karıştırılmıştır. Enjeksiyon yerini simüle eden delikteki tüpe 100 μ Ci solüsyon konmuştur. 100 μ Ci'lik aktiviteyi ayarlarken ise, 5 cc'lik solüsyonda 2 mCi bulunduğu için 100 μ Ci'ye karşılık gelen

0.25 cc pipet yardımıyla tüpe (Şekil 4.3 de 0 nolu delik) konmuştur. Yalnız merkeze yerleştirilecek tüpün gerçekte enjeksiyon yerinin yukarıda olduğu düşünülerek 2 tüp üst üste kullanılarak yaklaşık 5 cm yukarıya solüsyon konmuştur.

Bütün bu işlemlerden sonra aktiveler ayarlanmış ve bütün tüplerin ağzı parafin ile kapatılmıştır. Ayrıca tüplerin alt kısımları da parafin ile sarılarak deliklere tam oturması sağlanmıştır (Şekil 4.17).



Şekil 4.17 Tüplerin Fantoma Yerleşimi

Tüpleri deliklere yerleştirip lezyonları elde ettikten sonra, Şekil 4.13 de görülen plastik kap, 10 cm'lik yüksekliğe kadar su ile doldurulmuştur. Su doldurulan bu kapta, doğal fon (background) ortamı oluşturmak için lenf nodülleri için hazırlanan solüsyondan 10 μCi kap içindeki suya ilave edilerek karıştırılmıştır. Ancak doğal fonsuz (background) ortamla çalışma için bu işlem yapılmadan deneylere geçilmiştir.

Bütün bu işlemlerden sonra gama kamera ile çekimlere geçilmiştir. İlk çekim 3 dakika süre için yapılmıştır. Çekimler 256 x 256 x 16 cm matrisinde, dedektörlerin yaklaşabileceği en yakın mesafeden yapılmıştır.

Çalışmanın amacı kolimatör etkinliklerinin değerlendirilmesi olduğu için, lenfosintigrafik çekimler üç farklı kolimatör kullanılarak yapılmıştır. Bu kolimatörler;

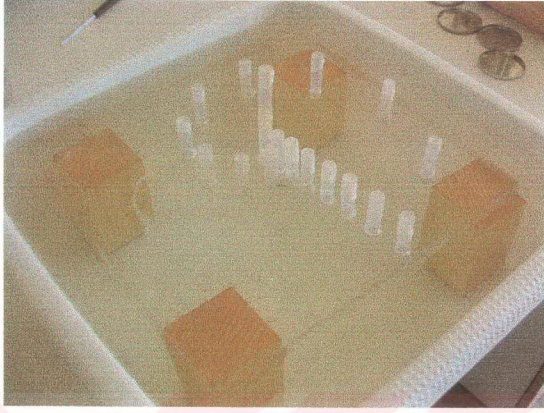
- Düşük Enerjili Genel Amaçlı kolimatör (LEAP)
- Orta Enerjili Genel Amaçlı Kolimatör (MEAP)
- Düşük Enerjili Yüksek Rezolüsyonlu Kolimatör (LEHR)

Çekimler önce planer olarak yapılmıştır. Her bir kolimatörde, fantom ile üç farklı derinlikte görüntüler alınmıştır. Bu derinlikler, sırasıyla; su yüzeyinde, su içinde 5 cm derinde ve 10 cm derinde iken alınan görüntülerdir. Tablo 4.4’de çekim geometrileri verilmektedir. Tabloda 0 cm , yüzeyi ifade etmektedir.

Tablo 4.5 Çekim Geometrileri

Fantom Pozisyonu	Çekim Pozisyonu					
	Planar			SPECT		
	LEAP	MEAP	LEHR	LEAP	MEAP	LEHR
Su Derinliği (cm)	0	0	0	-	-	-
	5	5	5	5	-	5
	10	10	10	-	-	-

Su yüzeyinde çekim yaparken (Şekil 4.18), fantomu su yüzeyinde tutabilmek için 10 cm’lik ağaç takozlar kullanılmıştır (Şekil 4.15). Su yüzeyinden yapılan çekimlere ilişkin bir görüntü Şekil 4.18’te görülmektedir.



Şekil 4.18 Su Yüzeyi Deneyi İçin Çekim Düzeni Görüntüsü

Su içinde 5 cm derinde çekim yaparken, fantomu 5 cm derinde tutabilmek için 5 cm'lik ağaç takozlar ile kurşun ağırlıklar kullanılmıştır. Şekil 4.19'da kurşun ağırlıklar kullanarak 5 cm derinde yapılan çekim düzeni görülmektedir.



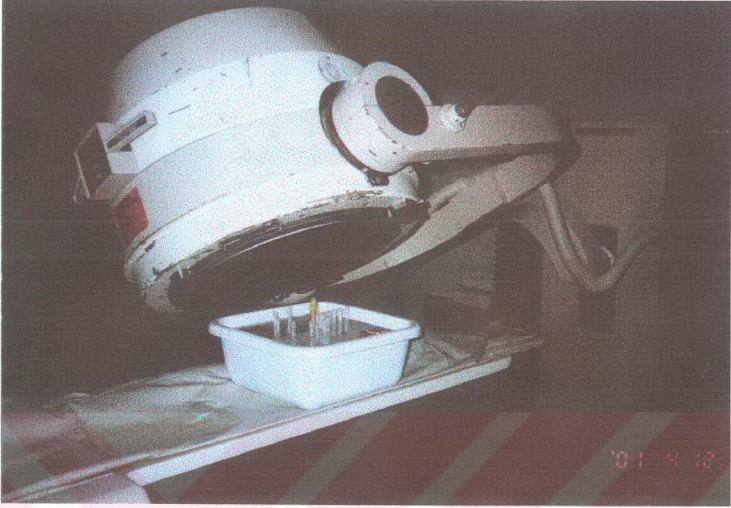
Şekil 4.19 Su İçinde 5 cm Derinlikte Yapılan Deney İçin Çekim Düzeni Görüntüsü



Şekil 4.20 Su İçinde 10 cm Derinlikte Yapılan Deney İçin Çekim Düzeni Görüntüsü

Her bir kolimatör takılı iken sırasıyla söz konusu farklı üç derinlikte hazırlanan çekim düzeni ile çekimler yapılmış, sonra kolimatör değiştirilmiştir. Çekimler sırasında, gama kamera bilgisayara bağlı olduğundan, bütün veriler anında bilgisayara kaydedilmektedir. Böylelikle, istenildiği zaman tekrar bilginin elde edilmesi mümkün olabilmektedir. Bu bilgisayarda elde edilen veriler en iyi şekilde işlenerek konu ile ilgili rapor yazılacak hale getirilebilmektedir.

Bu çalışmalardan ayrı olarak, SPECT çekimleri de yapılmıştır (Şekil 4.21). Bu çekimlerde, planer çekimlerde olduğu gibi 256 x 256 x16 matriste, 30 sn'lik çekim süreleri ile, dedektörlerin yaklaşabileceği en yakın mesafeden SPECT çekimler yapılmıştır. SPECT çekimleri, yalnız fantom su içinde 5 cm derinde iken yapılmıştır. Orta enerjili kolimatör ile SPECT çekimleri yapılamamıştır. Orta enerjili kolimatörün çok ağır olması, SPECT çekimlerinde dedektörün 360° dönmesi sebebiyle söz konusu bu kolimatör herhangi bir dedektörden çıkma riski bulunduğu için yapılamamıştır.



Şekil 4.21 Gama Kamera İle Fantomun SPECT Çekimi Yapılırken Görüntüsü

Bu çekimlerin de yapıp bilgisayara aktarılmasıyla deneyimiz için çekimler tamamlanmıştır. Bundan sonra, bilgisayardaki verileri değerlendirmeye geçilmiştir. Yapılan bütün çekimlerin görüntüsü özel sintigrafi çekim filmlerine aktarılmıştır.

Bu aşamadan sonra üç farklı kolimatörle (LEAP, MEAP, LEHR) alınan görüntülerin fantom üzerinde kantitatif analizinin yapılması yoluna gidilmiştir. Görüntülerde, merkezi lezyondan uzaklaştıkça Tc-99m aktivesindeki değişikliklere bağlı olarak görüntü kalitesindeki değişiklikler kantitatif olarak belirlenmiştir. Burada kantitatif analiz değerlendirmesinde Parlama Etkisi (Flashing Effect) için S/B , Uzaysal Rezolüsyon için Net Sinyal (Sinyal-Background) değerlerinden yararlanılmıştır.

Değerlendirmelerin yapılabilmesi için öncelikle çekim yapılırken bilgisayara kaydedilen görüntüler kullanılmıştır. Her bir lezyon için ilgi alanı (Region Of Interest (ROI)) çizilmiş toplam sayımlar alınmıştır. Buradan toplam sayım ROI'nın piksel sayısına bölünerek ortalama sayım bulunmuştur. Böylece kantitatif analiz

değerlendirilmesinde kullanılacak S/B ve Net Sinyal değerleri bilgisayar aracılığıyla alınmıştır.

Bu sayımlardan hareketle kontrast analizi veri değerlendirmesi de yapılabilmektedir. Bu amaçla, sinyal, doğal fon (Background) değerleri alınmış olmaktadır. Kontrast;

$$\eta = S/B \quad (4.1)$$

olarak ifade edilmektedir (**Whitehead, 1982**).

Burada;

η : Kontrast

S : Sinyal

B : Doğal fon (background)

temsil etmektedir.

Denklem 4.1. kullanılarak, kontrast değerleri belirlenerek, deneylerle elde edilen görüntülere ilişkin olarak, çalışmayla amaçlanan kolimatör etkinliklerinin belirlenmesi ve bu bağlamda değerlendirilmesi yapılabilmektedir.

BÖLÜM 5

DENEY SONUÇLARI

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında enjeksiyon yerini simüle eden bir merkezi lezyon ve lenf nodüllerini simüle eden merkezden farklı uzaklıklarda lezyonlar içeren bir fantom kullanılarak orbiter gama kamera ile farklı kolimatörlerle gerçekleştirilen deneyler sonucunda sintigrafik görüntüler elde edilmiştir. Bölüm 4’de içinde detayı ile açılan deneylerle alınan deney sonuçları kullanılan farklı kolimatörler için ve farklı görüntüleme teknikleri ile planar ve SPECT olarak alınmış ve ayrıca alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirilmesi yapılmıştır.

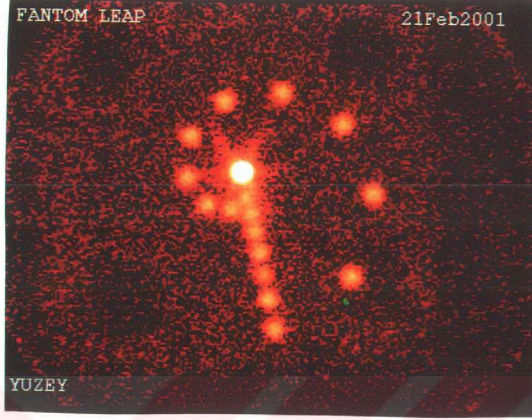
5.1. DENEYLERLE ELDE EDİLEN SİNTİGRAFİK GÖRÜNTÜLER

5.1.1. Farklı Kolimatörler ile Alınan Sintigrafik Planar Görüntüler

Üç farklı kolimatör ile sintigrafik görüntüler alınmıştır. Kullanılan söz konusu kolimatörler, düşük enerjili genel amaçlı (LEAP) kolimatör, orta enerjili genel amaçlı (MEAP) kolimatör, düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu kolimatörlerdir. Alınan planar görüntüler ayrı ayrı verilmektedir.

5.1.1.1. Düşük Enerjili Genel Amaçlı (LEAP) Kolimatör ile Alınan Sintigrafik Planar Görüntüler

Genel amaçlı düşük enerjili (LEAP) kolimatör ile (Bölüm 4.5’de detaylı olarak açıklandığı gibi) fantom ile yüzeyde, 5 cm derinlikte ve 10 cm derinlikte olmak üzere üç farklı derinlikten alınan sintigrafik planar görüntüler, sırasıyla Şekil 5.1, Şekil 5.2 ve Şekil 5.3’de görülmektedir.



Şekil 5.1 LEAP Kolimatör ile Fantomun Yüzeyde Alınan Sintigrafik Görüntüsü



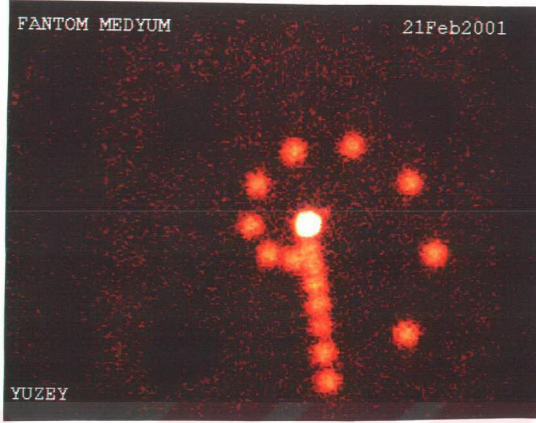
Şekil 5.2 LEAP Kolimatör ile Fantomun 5 cm Derinlikte Alınan Sintigrafik Görüntüsü



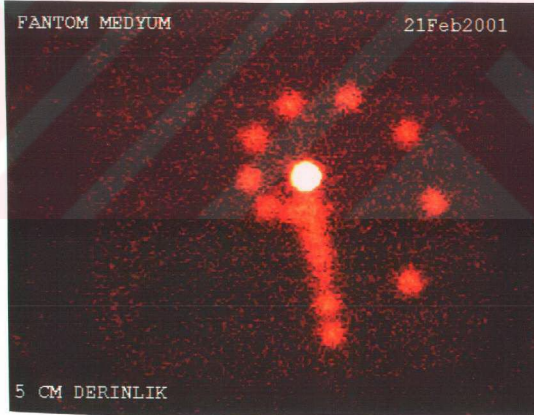
Şekil 5.3 LEAP Kolimatör ile Fantomun 10 cm Derinlikte Alınan Sintigrafik Görüntüsü

5.1.1.1.Orta Enerjili Genel Amaçlı (MEAP) Kolimatör ile Alınan Sintigrafik Planar Görüntüler

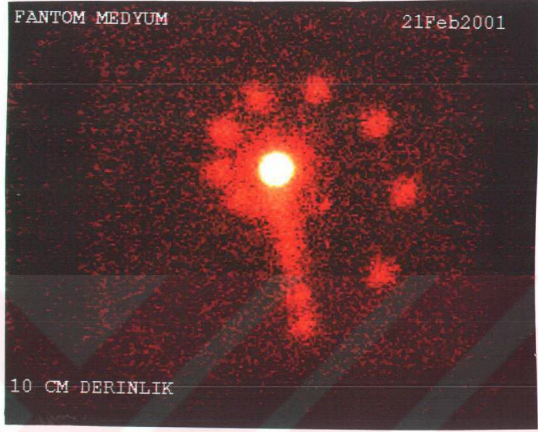
Orta enerjili genel amaçlı (MEAP) kolimatör ile (Bölüm 4.5’de detaylı olarak açıklandığı gibi) fantom ile yüzeyde, 5 cm derinlikte ve 10 cm derinlikte olmak üzere üç farklı derinlikten alınan sintigrafik planar görüntüler, sırasıyla Şekil 5.4, Şekil 5.5 ve Şekil 5.6’da görülmektedir.



Şekil 5.4 MEAP Kolimatör İle Fantomun Yüzeyden Alınan Sintigrafik Görüntüsü



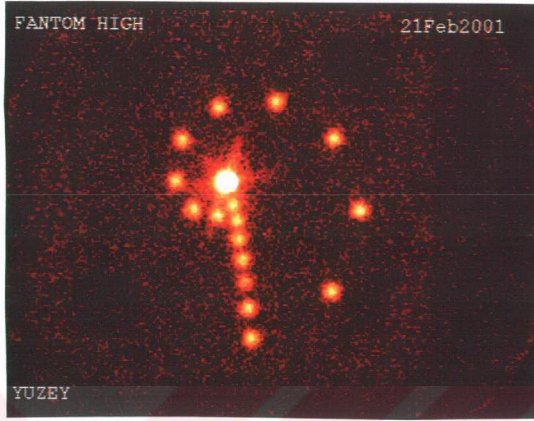
Şekil 5.5 MEAP Kolimatör İle Fantomun 5 cm Derinlikten Alınan Sintigrafik Görüntüsü



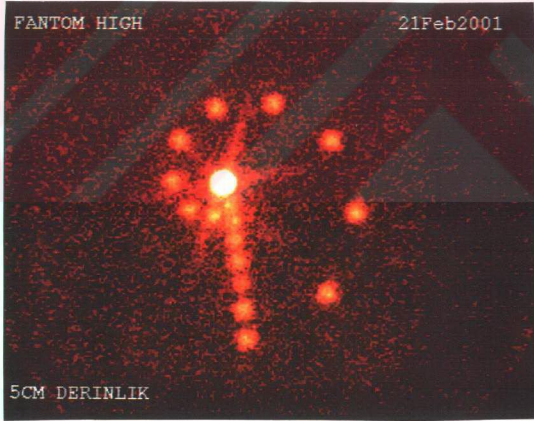
Şekil 5.6 MEAP Kolimatör İle Fantomun 10 cm Derinlikten Alınan Sintigrafik Görüntüsü

5.1.1.3. Düşük Enerjili Yüksek Rezolüsyonlu (LEHR) Kolimatör ile Alınan Sintigrafik Planar Görüntüler

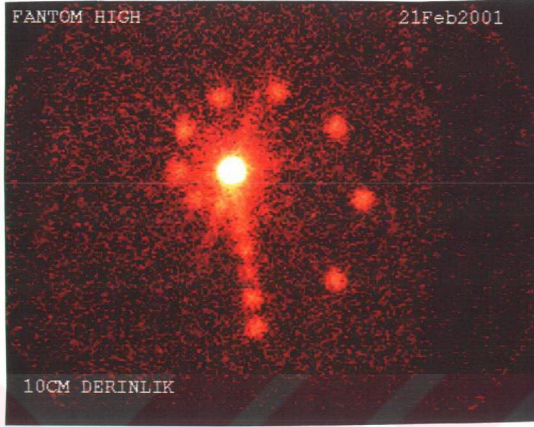
Düşük enerjili yüksek Rezolüsyonlu (LEHR) kolimatör ile (Bölüm 4.5’de detaylı olarak açıklandığı gibi) fantom ile yüzeyde, 5 cm derinlikte ve 10 cm derinlikte olmak üzere üç farklı derinlikten alınan sintigrafik planar görüntüler, sırasıyla Şekil 5.7, Şekil 5.8 ve Şekil 5.9’da görülmektedir.



Şekil 5.7 LEHR Kolimatör ile Fantomun Yüzeyde Alınan Sintigrafik Görüntüsü



Şekil 5.8 LEHR Kolimatör ile Fantomun 5 cm Derinlikte Alınan Sintigrafik Görüntüsü



Şekil 5.9 LEHR Kolimatör ile Fantomun 10 cm Derinlikte Alınan Sintigrafik Görüntüsü

5.1.2. Farklı Kolimatörler ile Alınan SPECT Görüntüler

SPECT görüntüler iki kolimatör ile alınabilmektedir. Görüntü alınan kolimatörler, düşük enerjili genel amaçlı (LEAP) kolimatör ile düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHP) kolimatördür. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda mevcut Orta enerjili genel amaçlı (MEAP) kolimatör hayli ağır ve kullanımı SPECT çalışmalar için pratik olmadığından, söz konusu bu kolimatör ile SPECT görüntü alınamamıştır.

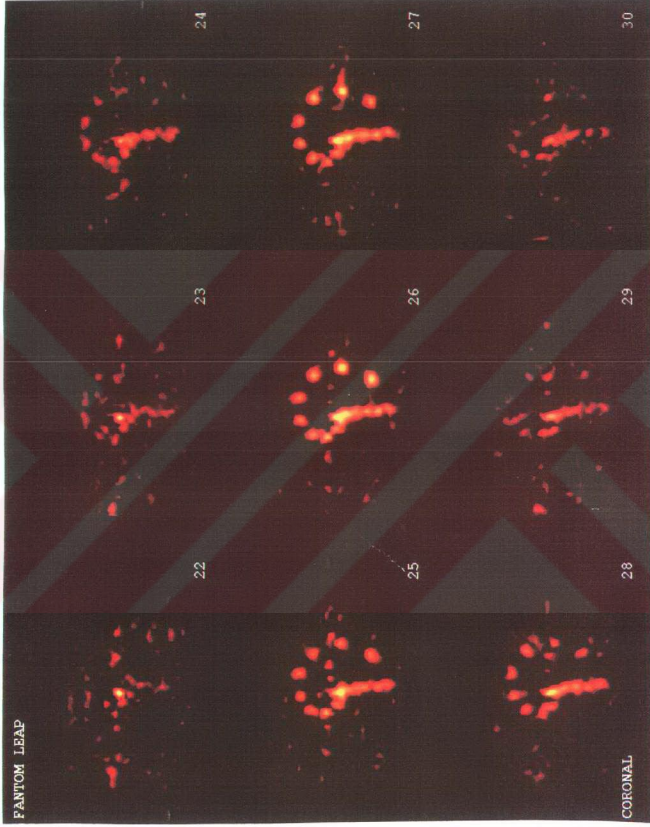
SPECT Görüntüler farklı pozisyonlarla alınabilmektedir. Bu Yüksek Lisans Tez çalışmasında SPECT görüntü olarak, tercih edilen bir SPECT Görüntülemesi olan sadece Coranal görüntü alınmıştır.

5.1.2.1. Düşük Enerjili Genel Amaçlı (LEAP) Kolimatör ile Elde Edilen SPECT Görüntüler

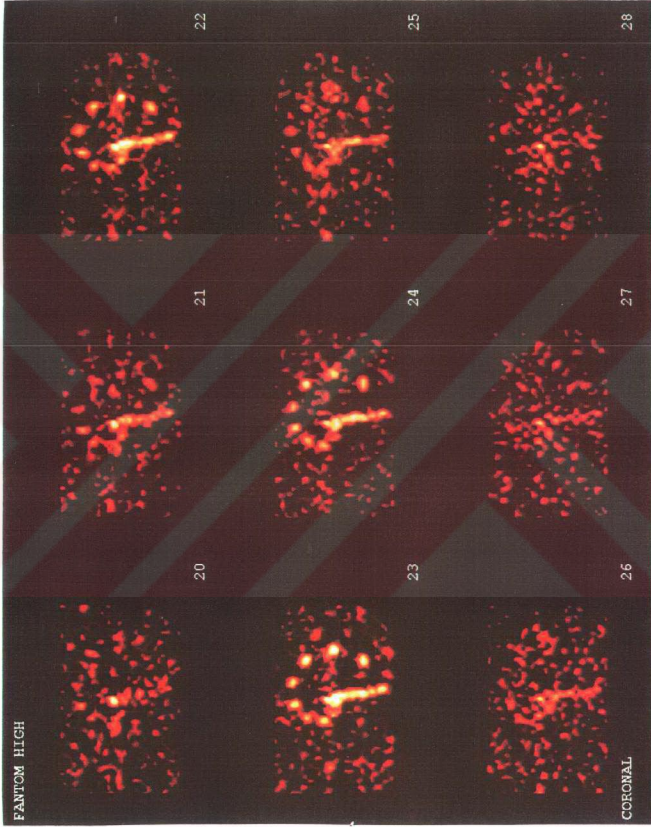
Genel amaçlı düşük enerjili (LEAP) kolimatör ile hazırlanan fantom kullanılarak 5 cm derinlikte SPECT görüntüler alınmıştır. Alınan Coranal SPECT görüntüler; Şekil 5.10'da verilmektedir.

5.1.2.2. Düşük Enerjili Yüksek Rezolüsyonlu (LEHR) Kolimatör ile Elde Edilen SPECT Görüntüler

Düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatör ile hazırlanan fantom kullanılarak 5 cm derinlikte SPECT görüntüler alınmıştır. Alınan Coranal SPECT görüntüler; Şekil 5.11'de verilmektedir.



Şekil 5.10 LEAP Kolimatör ile Fantomun 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüleri



Şekil 5.11 LEHR Kolinatör ile Fantomun 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüleri

5.2. LEZYON TAYİNİ SONUÇLARI

Nükleer tıpta görüntü kalitesi *sinyal/gürültü* oranının büyüklüğü ile ilişkilidir. Görüntüleme sistemlerinde kaliteli görüntü elde etmek üzerinde yoğunlaşan çalışmaların amacı *sinyal/gürültü* oranını yükseltmektir. Bu yüzden *sinyal/gürültü* oranı, görüntülerin kantitatif olarak değerlendirilmesinde önemli bir kriterdir.

Çalışmamızda, background, gürültü olarak düşünülmüştür. Görüntülerin, kantitatif olarak değerlendirilmesinde η faktörü kullanılmaktadır. Tanım olarak η faktörü;

$$\eta = S/B \quad (5.1)$$

Burada: S sinyali ve B ise gürültüyü (background) temsil etmektedir.

Bu çalışmada, üç farklı kolimatörle (LEAP, MEAP, LEHR) alınan sintigrafik görüntülerin fantom üzerinde kantitatif analizinin yapılması yoluna gidilmiştir. Görüntülerde, merkezi lezyondan uzaklaştıkça Tc-99m aktivesindeki değişikliklere bağlı olarak görüntü kalitesindeki değişiklikler kantitatif olarak belirlenmiştir. Bu bağlamda, lezyon tayini için kantitatif analiz değerlendirmesinde S/B değerleri bağlamında η faktöründen yararlanılmıştır.

Sintigrafik görüntüleme için uzaysal rezolüsyon da diğer bir önemli değerlendirme kriteridir. Bu amaçla net sinyal değerlerinin (S')

$$S' = S - B \quad (5.2)$$

olarak değerlendirilmesi önem arz etmektedir.

Bu Yüksek Lisans tez çalışması ile fantom kullanılarak lenf lezyonlarının simülasyonu yapılabilmiş ve sintigrafik görüntüler alınabilmektedir (Şekil 5.1 - Şekil 5.11). Alınan sintigrafik görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri ilişkin olarak, parlama etkisi (flashing effect) için η faktörü, uzaysal rezolüsyon için S' değerleri kullanılmıştır. Farklı kolimatörler ile planar ve SPECT görüntülemeler için ulaşılan lezyon tayini değerlendirmeleri ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir..

5.2.1. Farklı Kolimatörlerle Elde Edilen Planar Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Farklı üç kolimatörle fantom kullanılarak farklı derinliklerde alınan sintigrafik planar görüntülerin lezyon tayini değerlendirmelerine ilişkin sonuçlar ayrı ayrı verilmektedir

5.2.1.1.Düşük Enerjili Genel Amaçlı (LEAP) Kolimatör İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

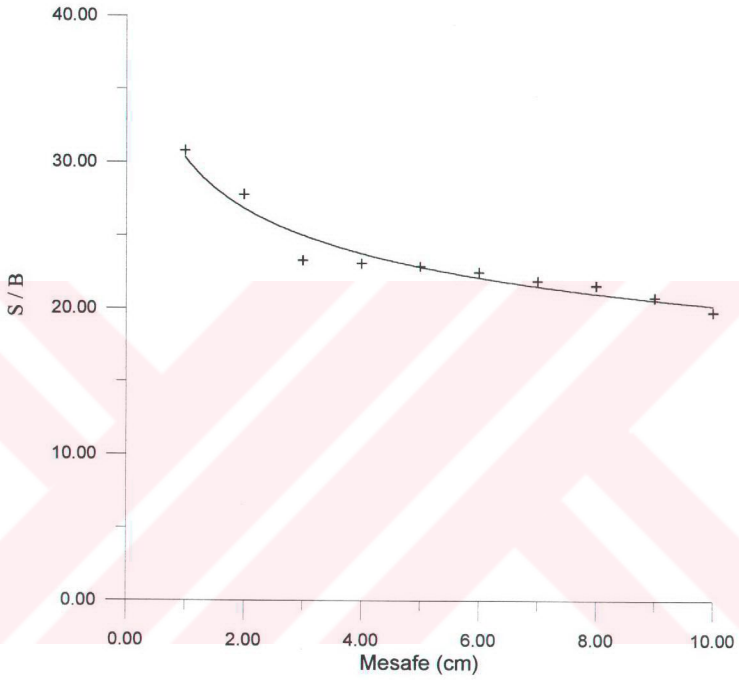
Düşük enerjili genel amaçlı kolimatör ile oluşturulan fantomda, lenf nodüllerini simule eden lezyonların toplam sayımları ve ortalama sayımları ile S/B oranları tespit edilmiştir. Bu bağlamda su yüzeyinde alınan planar görüntülemeye ilişkin yapılan lezyon tayini değerlendirmesiyle elde edilen sonuçlar Tablo 5.1 'de verilmektedir.

Tablo 5.1 LEAP Kolimatör ile Yüzeyde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

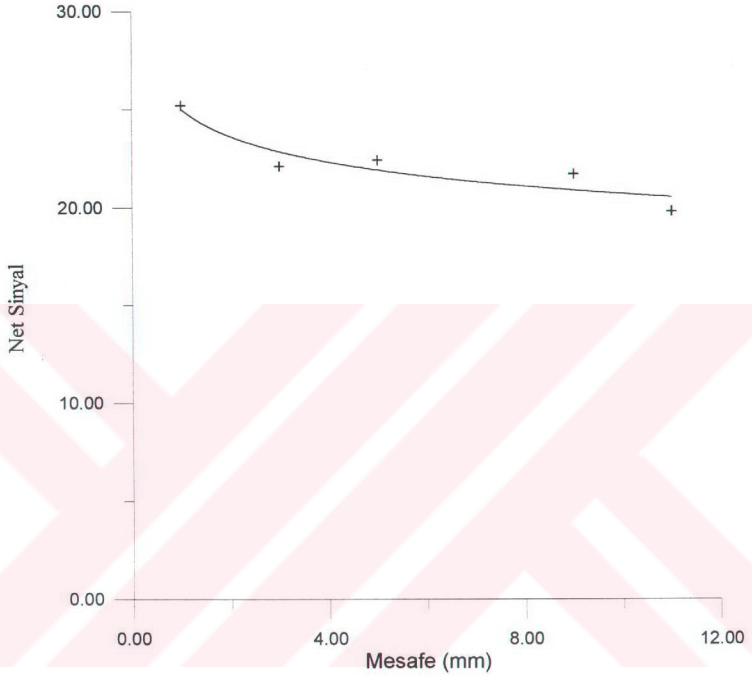
Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	113669	541,3	601,4	Görülüyor
1	1775	27,7	30,8	Görülüyor
2	1602	25	27,8	Görülüyor
3	1342	21	23,3	Görülüyor
4	1337	20,8	23,1	Görülüyor
5	1318	20,6	22,9	Görülüyor
6	1297	20,3	22,5	Görülüyor
7	1259	19,7	21,9	Görülüyor
8	1245	19,5	21,6	Görülüyor
9	1200	18,7	20,8	Görülüyor
10	1137	17,8	19,8	Görülüyor
11	1461	26,1	29	Görülüyor
12	1291	23,1	25,7	Görülüyor
13	1303	23,3	25,9	Görülüyor
14	694	12,4	13,8	Görülüyor
15	1263	22,6	25,1	Görülüyor
16	1160	20,7	23	Görülüyor

B	59	0,9	-	-
---	----	-----	---	---

Tablo 5.1'den hareketle, parlama etkisi için 1-10 delikleri için çizilen grafik Şekil 5.12'de, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 delikleri için çizilen grafik ise Şekil 5.13'de görülmektedir.



Şekil 5.12 LEAP Kolimatör İle Yüzeyde Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklerine Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi



Şekil 5.13 LEAP Kolimatör İle Yüzeyden Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklerine Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

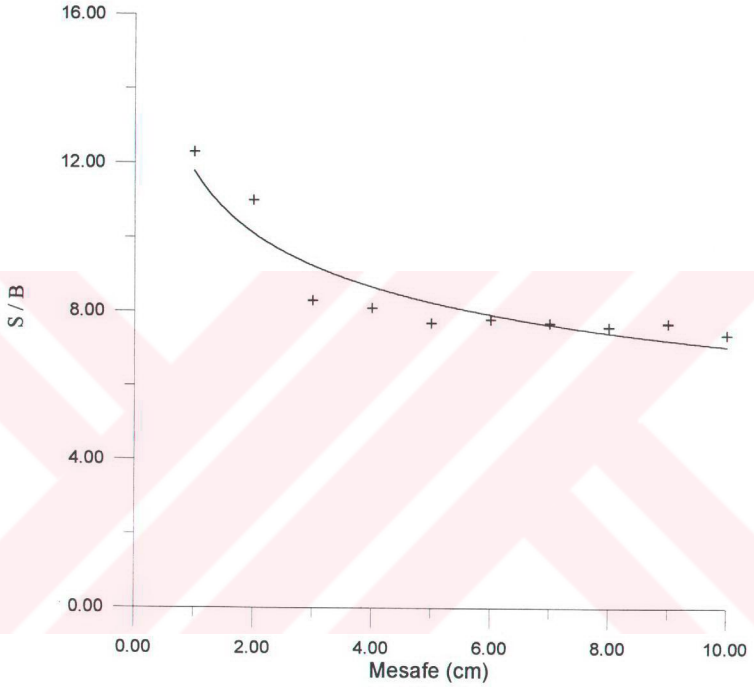
Düşük enerjili genel amaçlı kolimatör ile oluşturulan fantomda su içinde 5 cm derinlikte ve su içinde 10 cm derinlikte planar görüntülemeye ilişkin yapılan lezyon tayini değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar Tablo 5.2 ve Tablo 5.3'de sırasıyla verilmektedir.

Tablo 5.2 LEAP Kolimatör ile 5 cm Derinlikde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

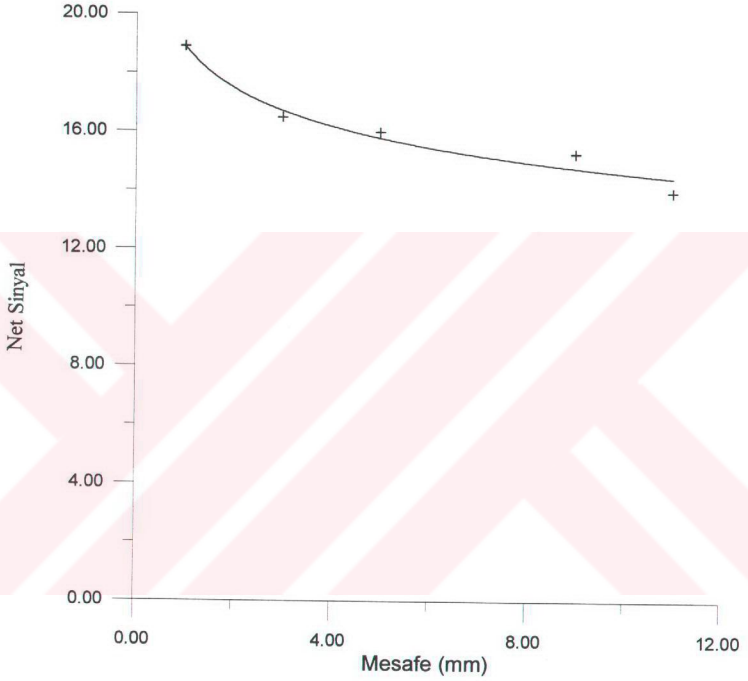
Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	112629	536	297,8	Görülüyor
1	1416	22,1	12,3	Görülüyor
2	1267	19,8	11	Görülüyor
3	958	15	8,3	Görülüyor
4	927	14,5	8,1	Görülüyor
5	892	13,9	7,7	Görülüyor
6	902	14,1	7,8	Görülüyor
7	889	13,9	7,7	Görülüyor
8	875	13,7	7,6	Görülüyor
9	880	13,8	7,7	Görülüyor
10	854	13,3	7,4	Görülüyor
11	1153	20,6	11,4	Görülüyor
12	1027	18,3	10,2	Görülüyor
13	998	17,8	9,9	Görülüyor
14	508	9,1	5,1	Görülüyor
15	956	17,1	9,5	Görülüyor
16	883	15,8	8,8	Görülüyor

B	116	1,8	-	-
---	-----	-----	---	---

Tablo 5.2'den hareketle, parlama etkisi için 1-10 deliklere ait çizilen grafik Şekil 5.14'de, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 deliklerine ait çizilen grafik ise Şekil 5.15'de görülmektedir.



Şekil 5.14 LEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikte Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi



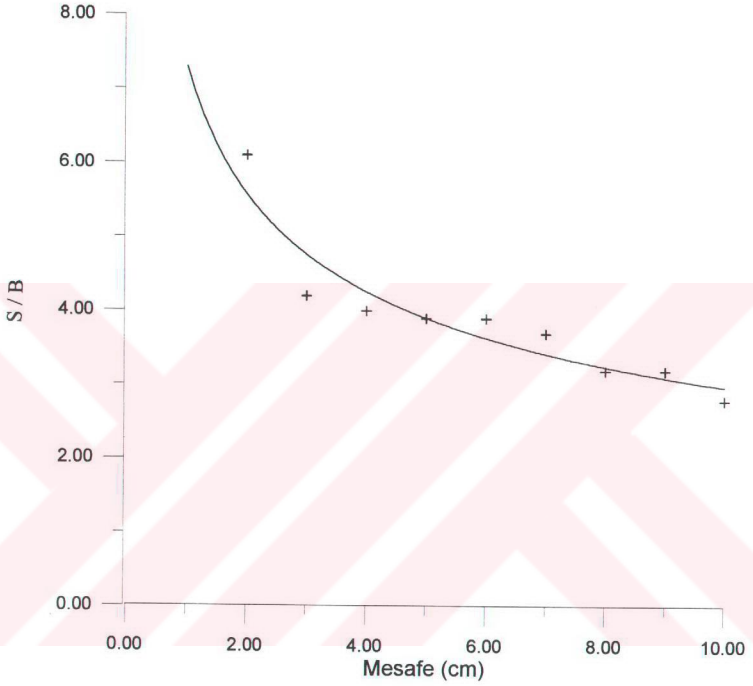
Şekil 5.15 LEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikte Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Tablo 5.3 LEAP Kolimatör ile 10 cm Derinlikde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

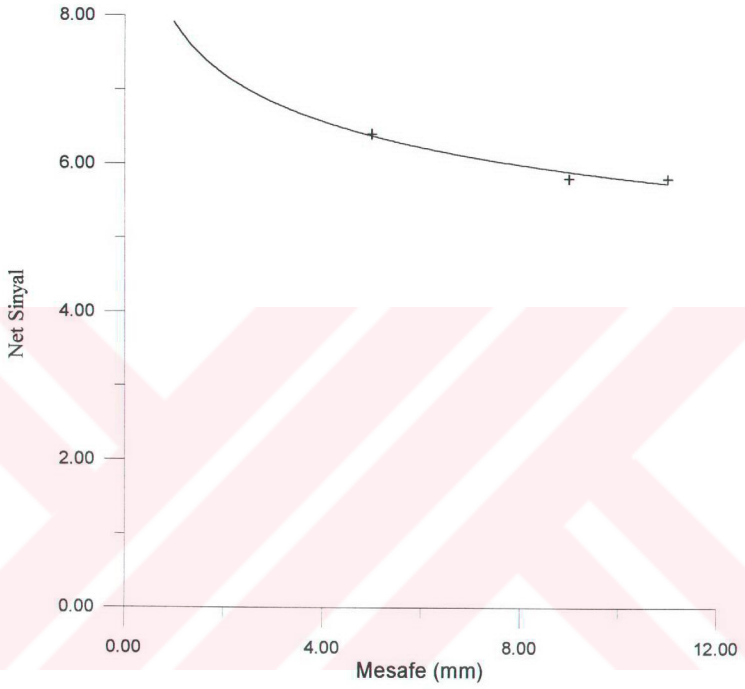
Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	101264	482,2	200,1	Görülüyor
1	-	-	-	Görülüyor
2	933	14,6	6,1	Görülüyor
3	648	10,1	4,2	Görülüyor
4	614	9,6	4	Görülüyor
5	593	9,3	3,9	Görülüyor
6	604	9,4	3,9	Görülüyor
7	561	8,8	3,7	Görülüyor
8	495	7,7	3,2	Görülüyor
9	492	7,7	3,2	Görülüyor
10	426	6,7	2,8	Görülüyor
11	-	-	-	Görülüyor
12	-	-	-	Görülüyor
13	493	8,8	3,7	Görülüyor
14	214	3,8	1,6	Görülüyor
15	460	8,2	3,4	Görülüyor
16	458	8,2	3,4	Görülüyor

B	156	2,4	-	-
---	-----	-----	---	---

Tablo 5.3'den hareketle, parlama etkisi için 1-10 deliklerine ait çizilen grafik Şekil 5.16'de, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 deliklere ait çizilen grafik ise Şekil 5.17'de görülmektedir.



Şekil 5.16 LEAP Kolimatör İle 10 cm Derinlikte Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi



Şekil 5.17 LEAP Kolimatör İle 10 cm Derinlikte Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

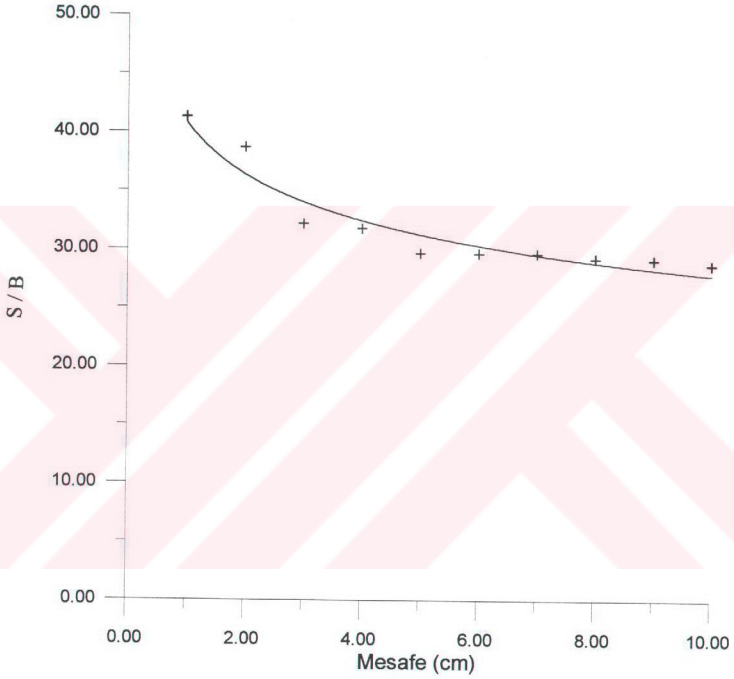
5.2.1.2.Orta Enerjili Genel Amaçlı (MEAP) Kolimatör İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Orta enerjili genel amaçlı kolimatör ile, oluşturulan fantomda, lenf nodüllerini simule eden lezyonların toplam sayımları ve ortalama sayımları ile S/B oranları tespit edilmiştir. Bu bağlamda su yüzeyinde alınan planar görüntülemeye ilişkin yapılan lezyon tayini değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar Tablo 5.4 'de verilmektedir.

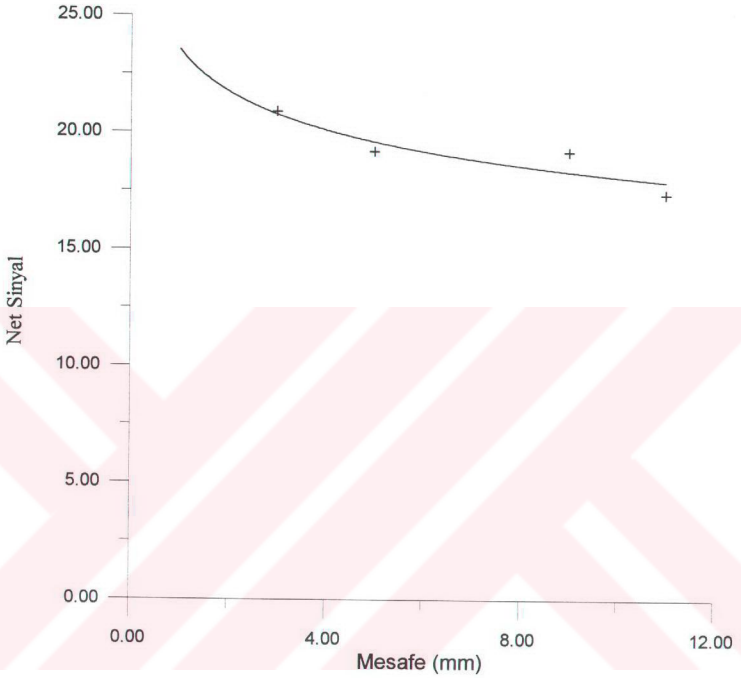
Tablo 5.4 MEAP Kolimatör ile Yüzeyde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	116876	556,6	927,7	Görülüyor
1	-	-	-	Görülüyor
2	1484	23,2	38,7	Görülüyor
3	1233	19,3	32,2	Görülüyor
4	1222	19,1	31,8	Görülüyor
5	1137	17,8	29,7	Görülüyor
6	1141	17,8	29,7	Görülüyor
7	1140	17,8	29,7	Görülüyor
8	1128	17,6	29,3	Görülüyor
9	1120	17,5	29,2	Görülüyor
10	1112	17,3	28,8	Görülüyor
11	-	-	-	Görülüyor
12	1209	21,5	35,8	Görülüyor
13	1107	19,8	33	Görülüyor
14	682	12,2	20,3	Görülüyor
15	1110	19,8	33	Görülüyor
16	1007	18	30	Görülüyor
B	39	0,6	-	-

Tablo 5.4'den hareketle, parlama etkisi için 1-10 delikleri için çizilen grafik Şekil 5.18'de, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 delikleri için çizilen grafik ise Şekil 5.19'da görülmektedir.



Şekil 5.18 MEAP Kolimatör İle Yüzeyde Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi



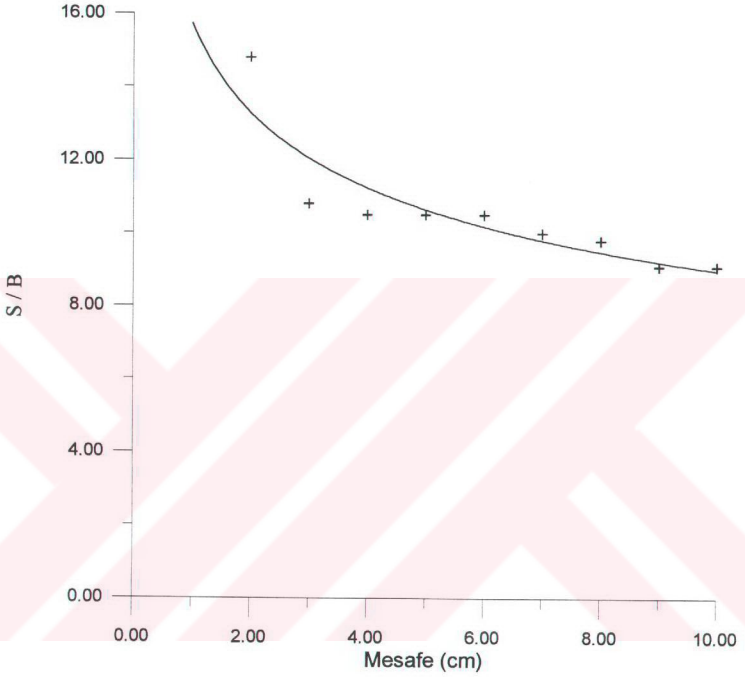
Şekil 5.19 MEAP Kolimatör Yüzeyden Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Orta enerjili genel amaçlı kolimatör ile oluşturulan fantomda su içinde 5 cm derinlikte ve su içinde 10 cm derinlikte planar görüntülemeye ilişkin yapılan lezyon tayini değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar Tablo 5.5 ve Tablo 5.6'da verilmektedir.

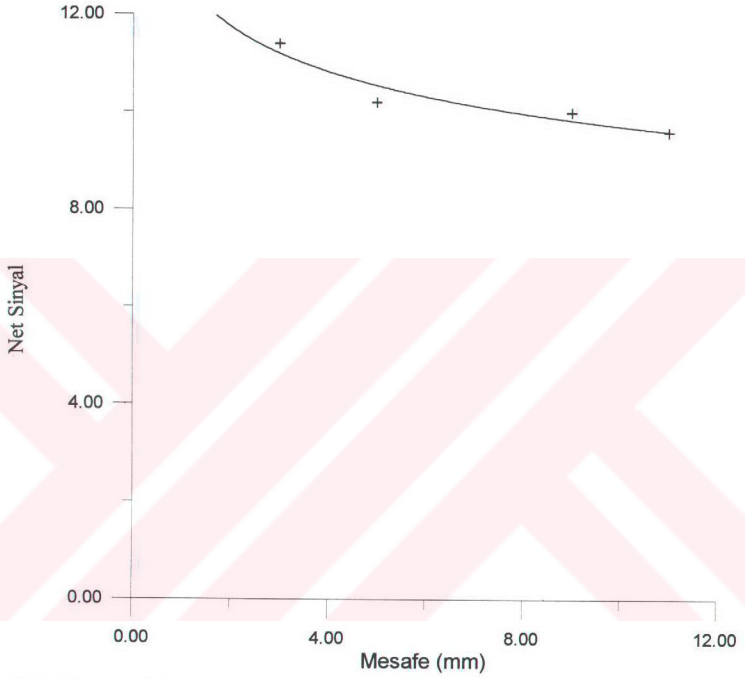
Tablo 5.5 MEAP Kolimatör ile 5 cm Derinlikde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	111768	532,2	532,2	Görülüyor
1	-	-	-	Görülüyor
2	950	14,8	14,8	Görülüyor
3	695	10,8	10,8	Görülüyor
4	675	10,5	10,5	Görülüyor
5	673	10,5	10,5	Görülüyor
6	670	10,5	10,5	Görülüyor
7	639	10	10	Görülüyor
8	629	9,8	9,8	Görülüyor
9	583	9,1	9,1	Görülüyor
10	581	9,1	9,1	Görülüyor
11	-	-	-	Görülüyor
12	693	12,4	12,4	Görülüyor
13	630	11,2	11,2	Görülüyor
14	349	6,2	6,2	Görülüyor
15	615	11	11	Görülüyor
16	597	10,6	10,6	Görülüyor
B	64	1	-	-

Tablo 5.5’den hareketle, parlama etkisi için 1-10 delikleri için çizilen grafik Şekil 5.20’de, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 delikleri için çizilen grafik ise Şekil 5.21’de görülmektedir.



Şekil 5.20 MEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

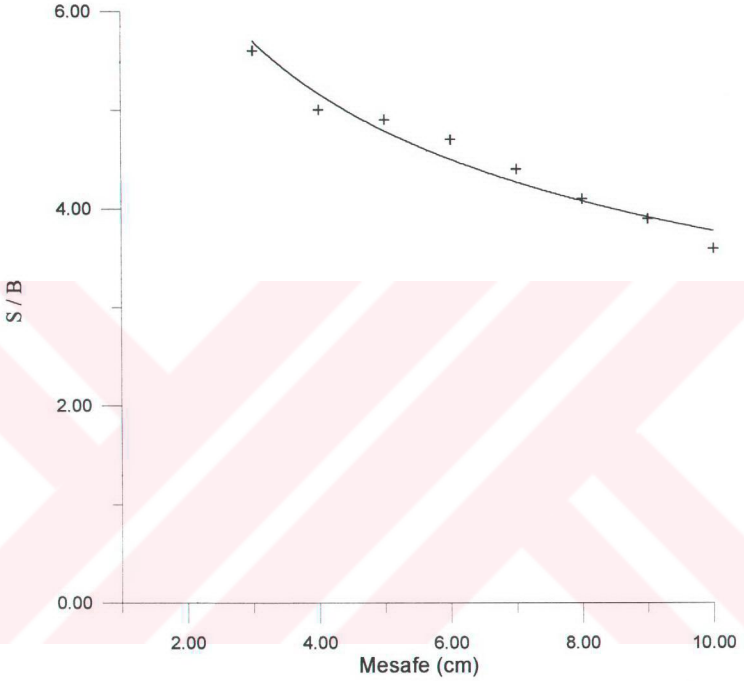


Şekil 5.21 MEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

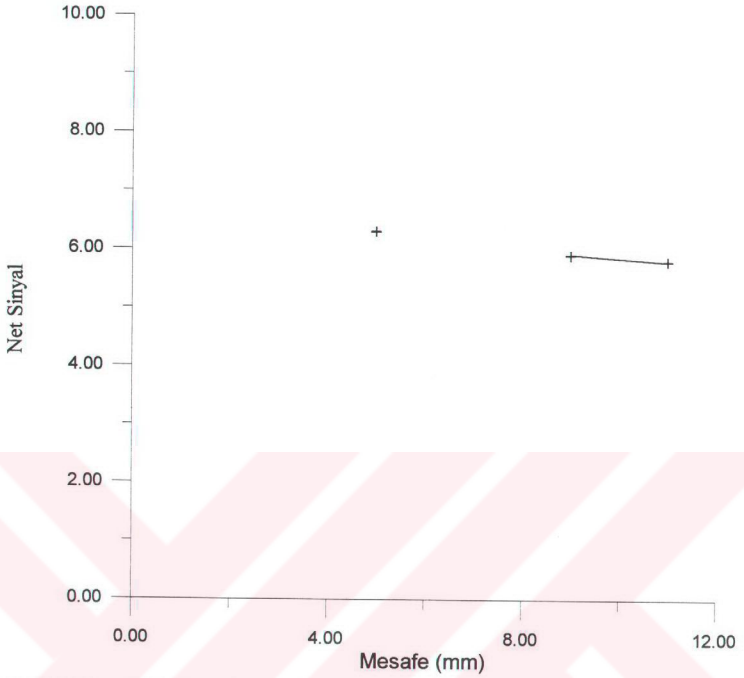
Tablo 5.6 MEAP Kolimatör ile 10 cm Derinlikde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	104731	498,7	277,1	Görülüyor
1	-	-	-	Görülüyor
2	-	-	-	Görülüyor
3	609	9,5	5,6	Görülüyor
4	543	8,5	5	Görülüyor
5	531	8,3	4,9	Görülüyor
6	510	8	4,7	Görülüyor
7	475	7,4	4,4	Görülüyor
8	442	6,9	4,1	Görülüyor
9	423	6,6	3,9	Görülüyor
10	400	6,2	3,6	Görülüyor
11	-	-	-	Görülüyor
12	-	-	-	Görülüyor
13	447	8	4,7	Görülüyor
14	218	3,9	2,3	Görülüyor
15	427	7,6	4,5	Görülüyor
16	421	7,5	4,4	Görülüyor
B	111	1,7	-	-

Tablo 5.6'dan hareketle, parlama etkisi için 1-10 delikleri için çizilen grafik Şekil 5.22'de, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 delikleri için çizilen grafik ise Şekil 5.23'de görülmektedir.



Şekil 5.22 MEAP Kolimatör İle 10 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi



Şekil 5.23 MEAP Kolimatör İle 10 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

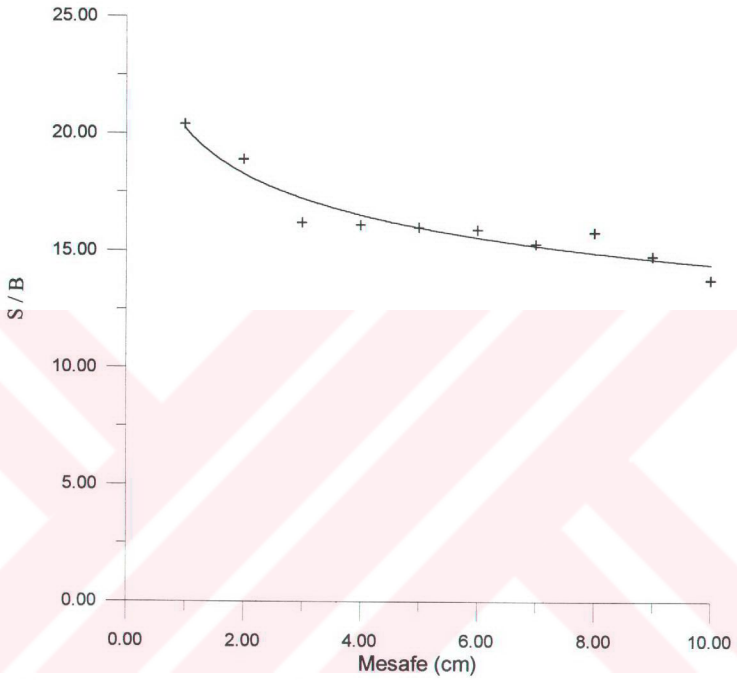
5.2.1.3. Düşük Enerjili Yüksek Rezolüsyonlu (LEHR) Kolimatör İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu kolimatör ile oluşturulan fantomda, lenf nodüllerini simüle eden lezyonların toplam sayımları ve ortalama sayımları ile S/B oranları tespit edilmiştir. Bu bağlamda su yüzeyinde alınan planar görüntülemeye ilişkin yapılan lezyon tayini değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar Tablo 5.7 'de verilmektedir.

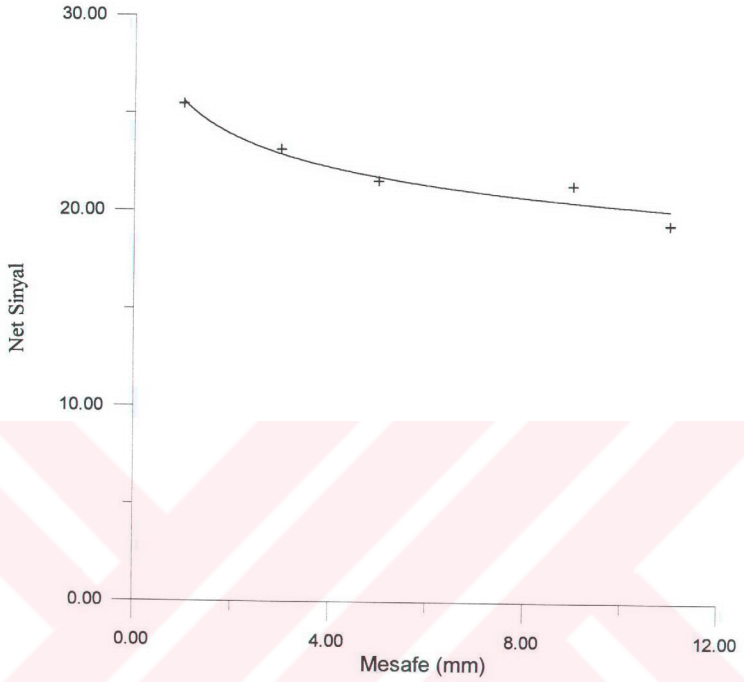
Tablo 5.7 LEHR Kolimatör ile Yüzeyde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	105715	503,4	359,6	Görülüyor
1	1830	28,6	20,4	Görülüyor
2	1700	26,5	18,9	Görülüyor
3	1451	22,7	16,2	Görülüyor
4	1446	22,6	16,1	Görülüyor
5	1439	22,5	16	Görülüyor
6	1426	22,3	15,9	Görülüyor
7	1372	21,4	15,3	Görülüyor
8	1421	22,2	15,8	Görülüyor
9	1324	20,7	14,8	Görülüyor
10	1239	19,4	13,8	Görülüyor
11	1505	26,9	19,2	Görülüyor
12	1380	24,6	17,6	Görülüyor
13	1287	23	16,4	Görülüyor
14	687	12,3	8,8	Görülüyor
15	1274	22,8	16,3	Görülüyor
16	1166	20,8	14,9	Görülüyor
B	89	1,4	-	-

Tablo 5.7'den hareketle, parlama etkisi için 1-10 delikleri için çizilen grafik Şekil 5.24'de, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 delikleri için çizilen grafik ise Şekil 5.25'de görülmektedir.



Şekil 5.24 LEHR Kolimatör İle Yüzeyde Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi



Şekil 5.25 LEHR Kolimatör Yüzeyden Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

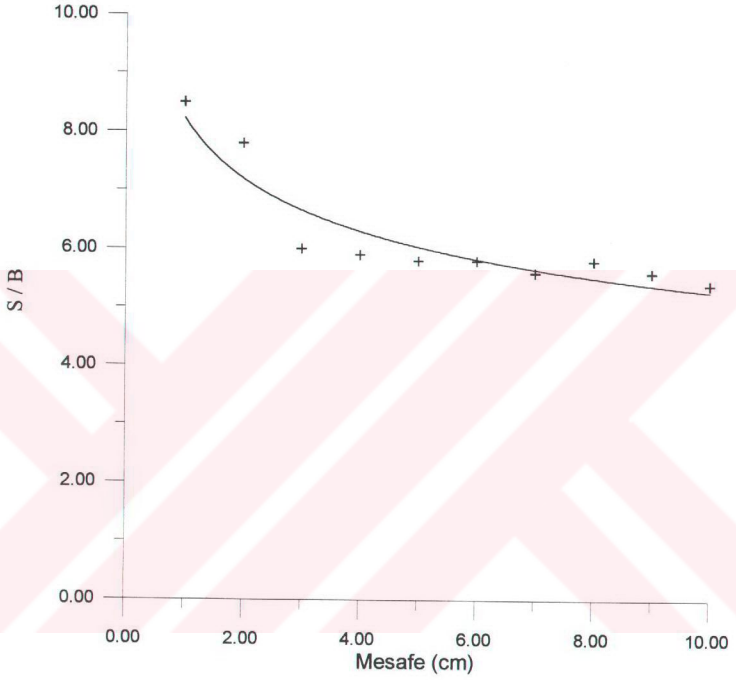
Düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu kolimatör ile oluşturulan fantomda su içinde 5 cm derinlikte ve su içinde 10 cm derinlikte planar görüntülemeye ilişkin yapılan lezyon tayini değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar Tablo 5.8 ve tablo 5.9'da sırasıyla verilmektedir.

Tablo 5.8 LEHR Kolimatör ile 5 cm Derinlikde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

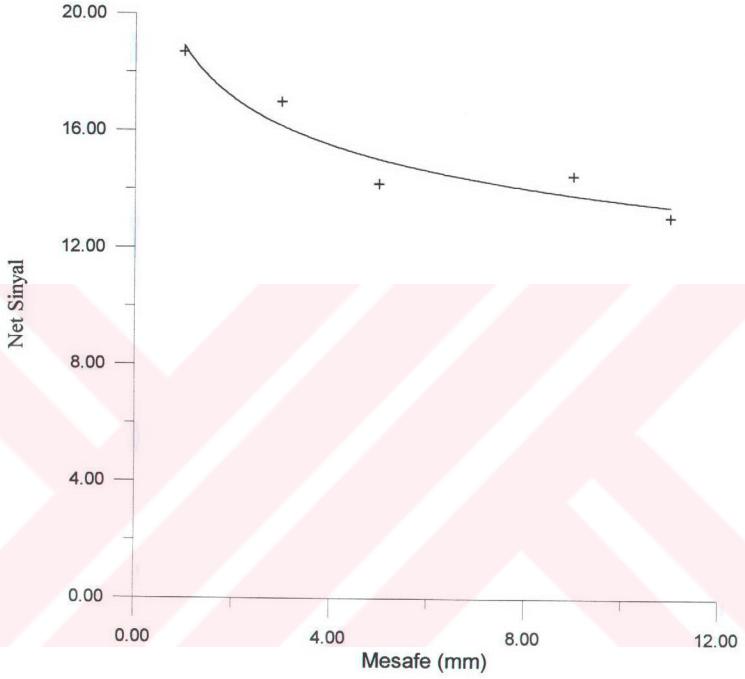
Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	105602	503	186,3	Görülüyor
1	1472	23	8,5	Görülüyor
2	1345	21	7,8	Görülüyor
3	1041	16,3	6	Görülüyor
4	1021	16	5,9	Görülüyor
5	1010	15,8	5,8	Görülüyor
6	998	15,6	5,8	Görülüyor
7	975	15,2	5,6	Görülüyor
8	1007	15,8	5,8	Görülüyor
9	975	15,2	5,6	Görülüyor
10	932	14,6	5,4	Görülüyor
11	1198	21,4	7,9	Görülüyor
12	1102	19,7	7,3	Görülüyor
13	957	16,9	6,3	Görülüyor
14	504	9	3,3	Görülüyor
15	965	17,2	6,4	Görülüyor
16	887	15,8	5,8	Görülüyor

B	172	2,7	-	-
---	-----	-----	---	---

Tablo 5.8’den hareketle, parlama etkisi için 1-10 delikleri için çizilen grafik Şekil 5.26’de, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 delikleri için çizilen grafik ise Şekil 5.27’de görülmektedir.



Şekil 5.26 LEHR Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi



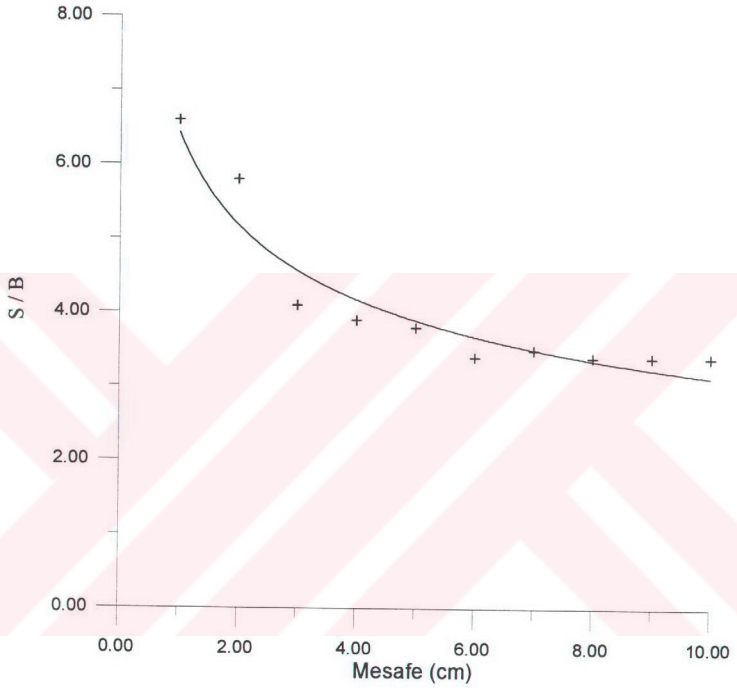
Şekil 5.27 LEHR Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Tablo 5.9 LEHR Kolimatör ile 10 cm Derinlikde Planar Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

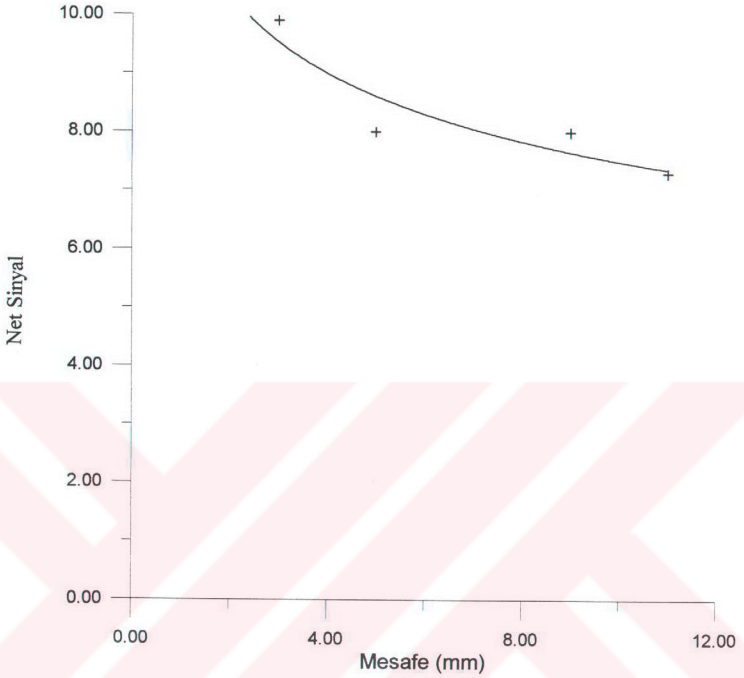
Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	93740	446,4	148,7	Görülüyor
1	-	-	-	Görülüyor
2	1115	17,4	5,8	Görülüyor
3	788	12,3	4,1	Görülüyor
4	757	11,8	3,9	Görülüyor
5	722	11,3	3,8	Görülüyor
6	652	10,2	3,4	Görülüyor
7	670	10,5	3,5	Görülüyor
8	649	10,1	3,4	Görülüyor
9	651	10,2	3,4	Görülüyor
10	645	10,1	3,4	Görülüyor
11	-	-	-	Görülüyor
12	699	12,9	4,3	Görülüyor
13	615	11	3,7	Görülüyor
14	360	6,4	2,1	Görülüyor
15	618	11	3,7	Görülüyor
16	579	10,3	3,4	Görülüyor

B	190	3	-	-
---	-----	---	---	---

Tablo 5.9'den hareketle, parlama etkisi için 1-10 delikleri için çizilen grafik Şekil 5.28'de, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 delikleri için çizilen grafik ise Şekil 5.29'da görülmektedir.



Şekil 5.28 LEHR Kolimatör İle 10 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi



Şekil 5.29 LEHR Kolimatör İle 10 cm Derinlikten Alınan Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

5.2.2. Farklı Kolimatörlerle Elde Edilen SPECT Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Farklı iki kolimatörle fantom kullanılarak 5 cm derinlikte alınan planar sintigrafik görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri ayrı ayrı verilmektedir.

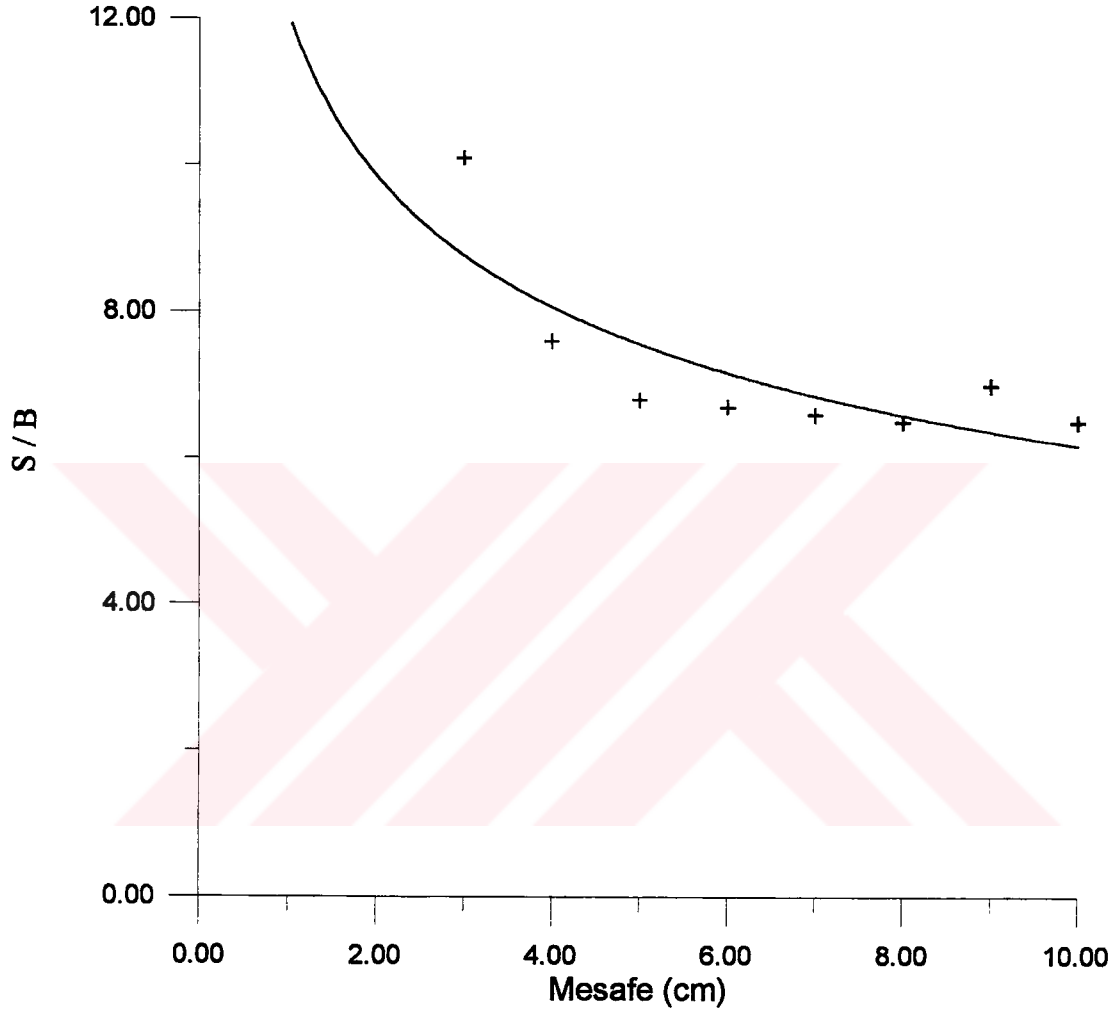
5.2.2.1.Düşük Enerjili Genel Amaçlı (LEAP) Kolimatör İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Düşük enerjili genel amaçlı kolimatör ile oluşturulan fantomda, lenf nodüllerini simule eden lezyonların toplam sayımları ve ortalama sayımları ile S/B oranları tespit edilmiştir. Bu bağlamda 5 cm derinlikde alınan SPECT görüntülemeye ilişkin yapılan lezyon tayini değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar Tablo 5.10 'da verilmektedir.

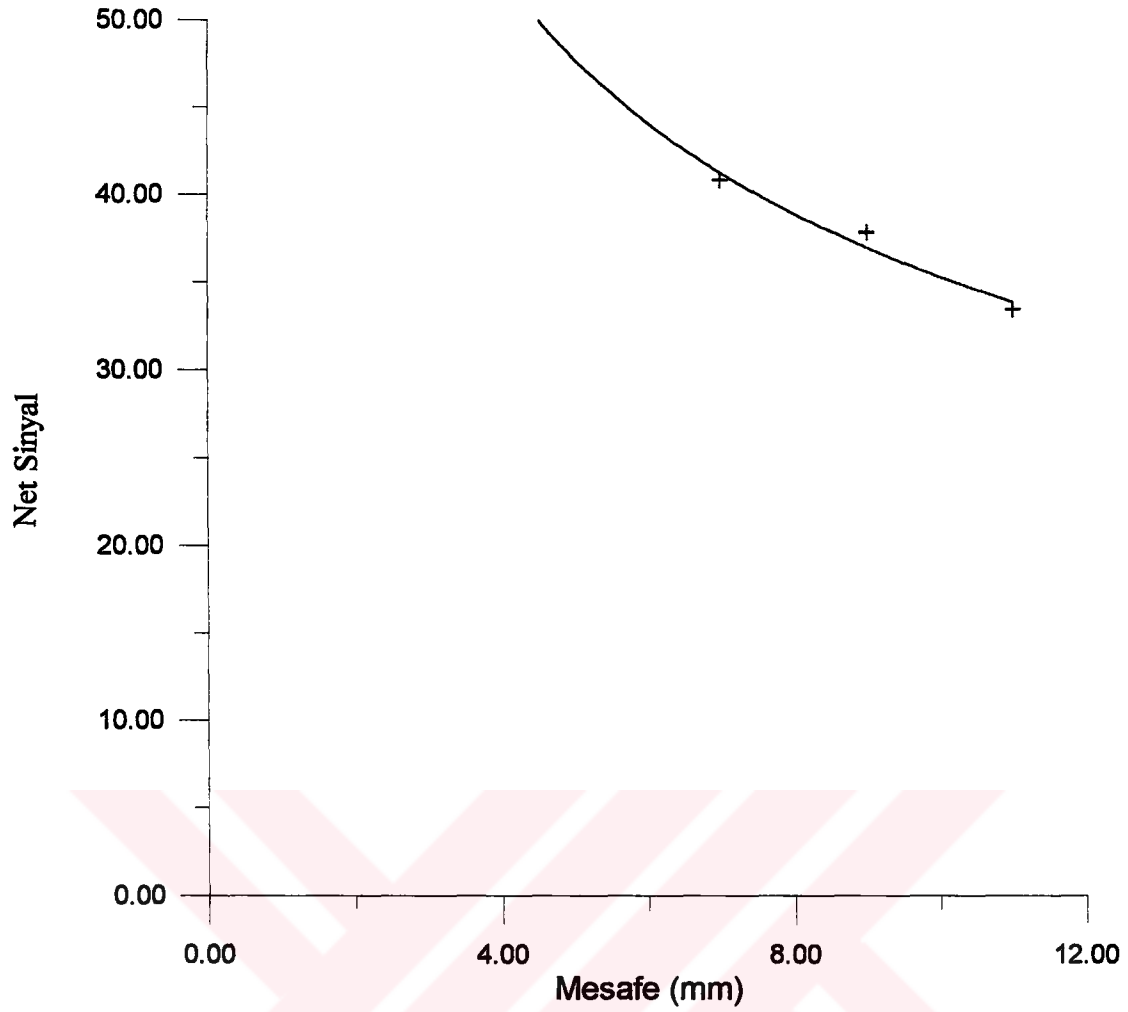
Tablo 5.10 LEAP Kolimatör ile 5 cm Derinlikde SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	50850	3178,1	794,5	Görülüyor
1	-	-	-	Görülüyor
2	-	-	-	Görülüyor
3	644	40,2	10,1	Görülüyor
4	488	30,5	7,6	Görülüyor
5	434	27,1	6,8	Görülüyor
6	428	26,8	6,7	Görülüyor
7	426	26,6	6,6	Görülüyor
8	418	26,1	6,5	Görülüyor
9	452	28,2	7	Görülüyor
10	417	26,1	6,5	Görülüyor
11	-	-	-	Görülüyor
12	-	-	-	Görülüyor
13	-	-	-	Görülüyor
14	403	44,8	11,2	Görülüyor
15	376	41,8	10,5	Görülüyor
16	337	37,4	9,4	Görülüyor
B	64	4	-	-

Tablo 5.10'dan hareketle, parlama etkisi için 1-10 delikleri için çizilen grafik Şekil 5.30'da, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 delikleri için çizilen grafik ise Şekil 5.31'de görülmektedir.



Şekil 5.30 LEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi



Şekil 5.31 LEAP Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

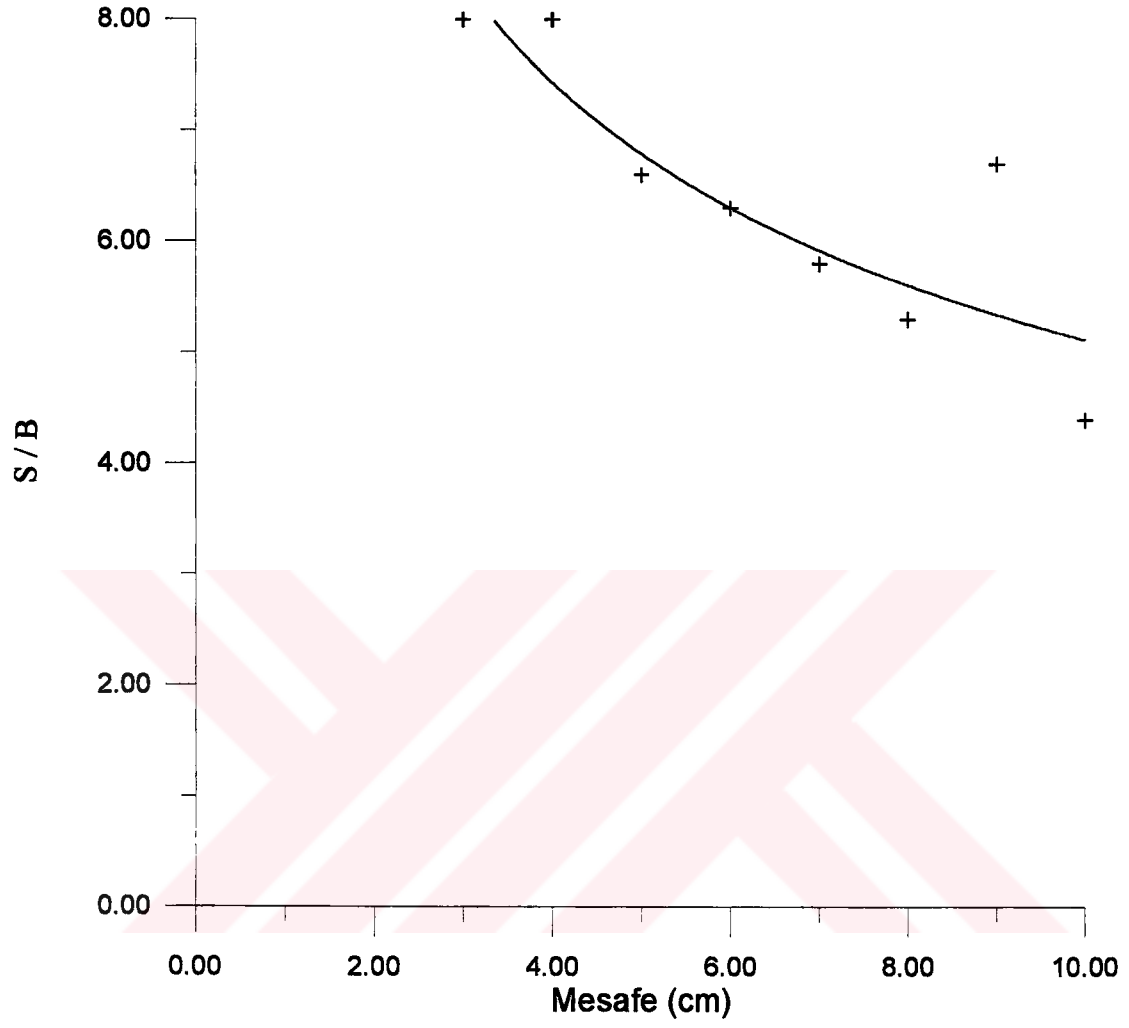
5.2.2.2.Düşük Enerjili Yüksek Rezolüsyonlu (LEHR) Kolimatör İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu kolimatör ile oluşturulan fantomda, lenf nodüllerini simüle eden lezyonların toplam sayımları ve ortalama sayımları ile S/B oranları tespit edilmiştir. Bu bağlamda 5 cm derinlikde alınan SPECT görüntülemeye ilişkin yapılan lezyon tayini değerlendirmesiyle elde edilen sonuçlar Tablo 5.11 'da verilmektedir.

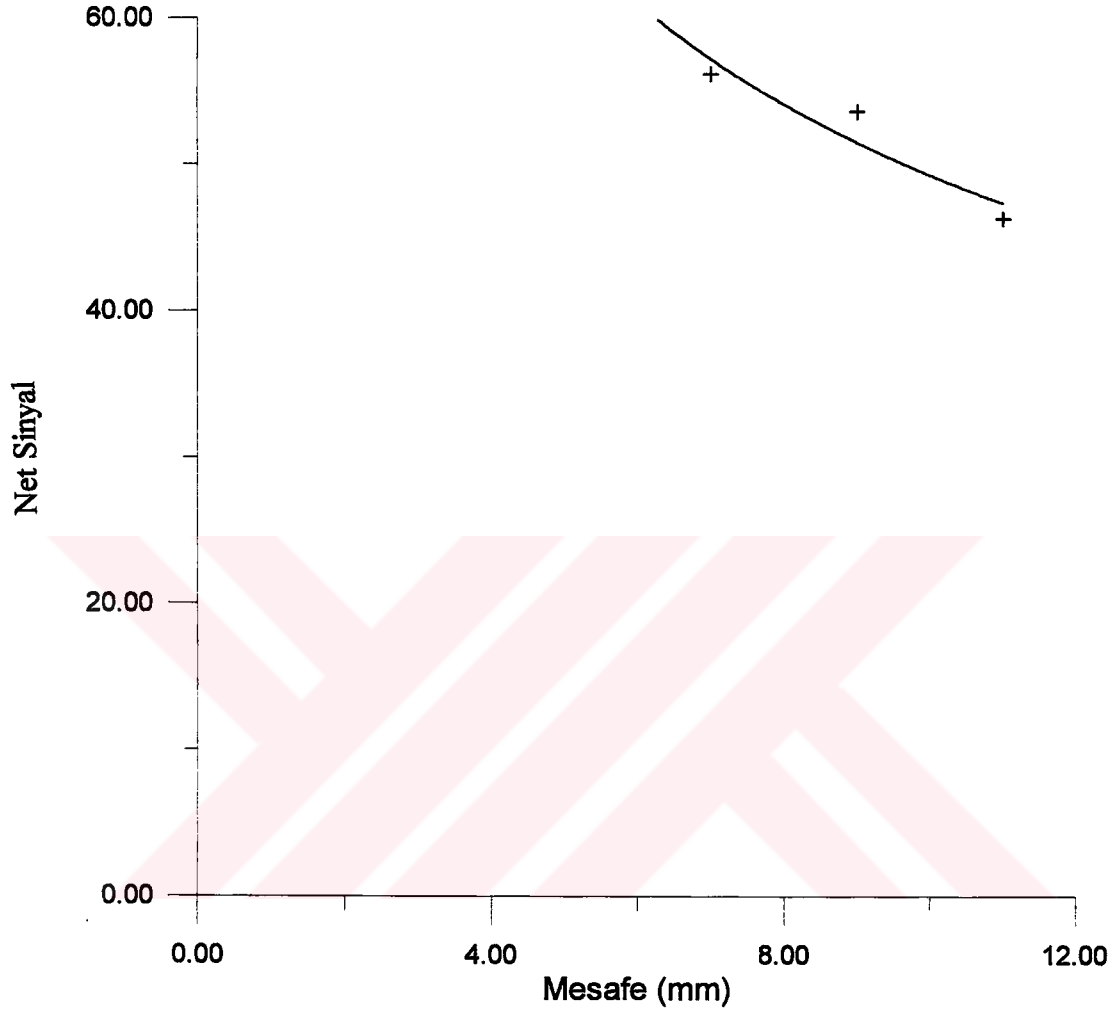
Tablo 5.11 LEHR Kolimatör ile 5 cm Derinlikde SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesine İlişkin Elde Edilen Sonuçlar

Lezyon No	Toplam Sayım	Ortalama Sayım	S/B	Sintigrafik Ayırım
0	50200	3137,5	570,5	Görülüyor
1	-	-	-	Görülüyor
2	-	-	-	Görülüyor
3	708	44,2	8	Görülüyor
4	702	43,9	8	Görülüyor
5	579	36,2	6,6	Görülüyor
6	552	34,5	6,3	Görülüyor
7	510	31,9	5,8	Görülüyor
8	471	29,4	5,3	Görülüyor
9	586	36,6	6,7	Görülüyor
10	390	24,4	4,4	Görülüyor
11	-	-	-	Görülüyor
12	-	-	-	Görülüyor
13	-	-	-	Görülüyor
14	556	61,7	11,2	Görülüyor
15	532	59,1	10,7	Görülüyor
16	466	51,8	9,4	Görülüyor
B	88	5,5	-	-

Tablo 5.11'den hareketle, parlama etkisi için 1-10 delikleri için çizilen grafik Şekil 5.32'de, uzaysal rezolüsyon değerlendirmesi için 11-16 delikleri için çizilen grafik ise Şekil 5.33'de görülmektedir.



Şekil 5.32 LEHR Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüye İlişkin Parlama Etkisi (Flashing Effect) İçin 1-10 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi



Şekil 5.33 LEHR Kolimatör İle 5 cm Derinlikten Alınan SPECT Görüntüye İlişkin Uzaysal Rezolüsyon İçin 11-16 Deliklere Ait Lezyon Tayini Değerlendirmesi

5.3. SONUÇLARIN MUKAYESELİ DEĞERLENDİRMESİ

Sonuçların mukayesesi açısından elde edilen sonuçlar ele alındığında Şekil 5.1 – Şekil 5.9’dan hemen görüleceği üzere, değişik kolimatörler ile alınan görüntüler arasında gözün algılayabileceği nitelikte farklılıklar mevcuttur.

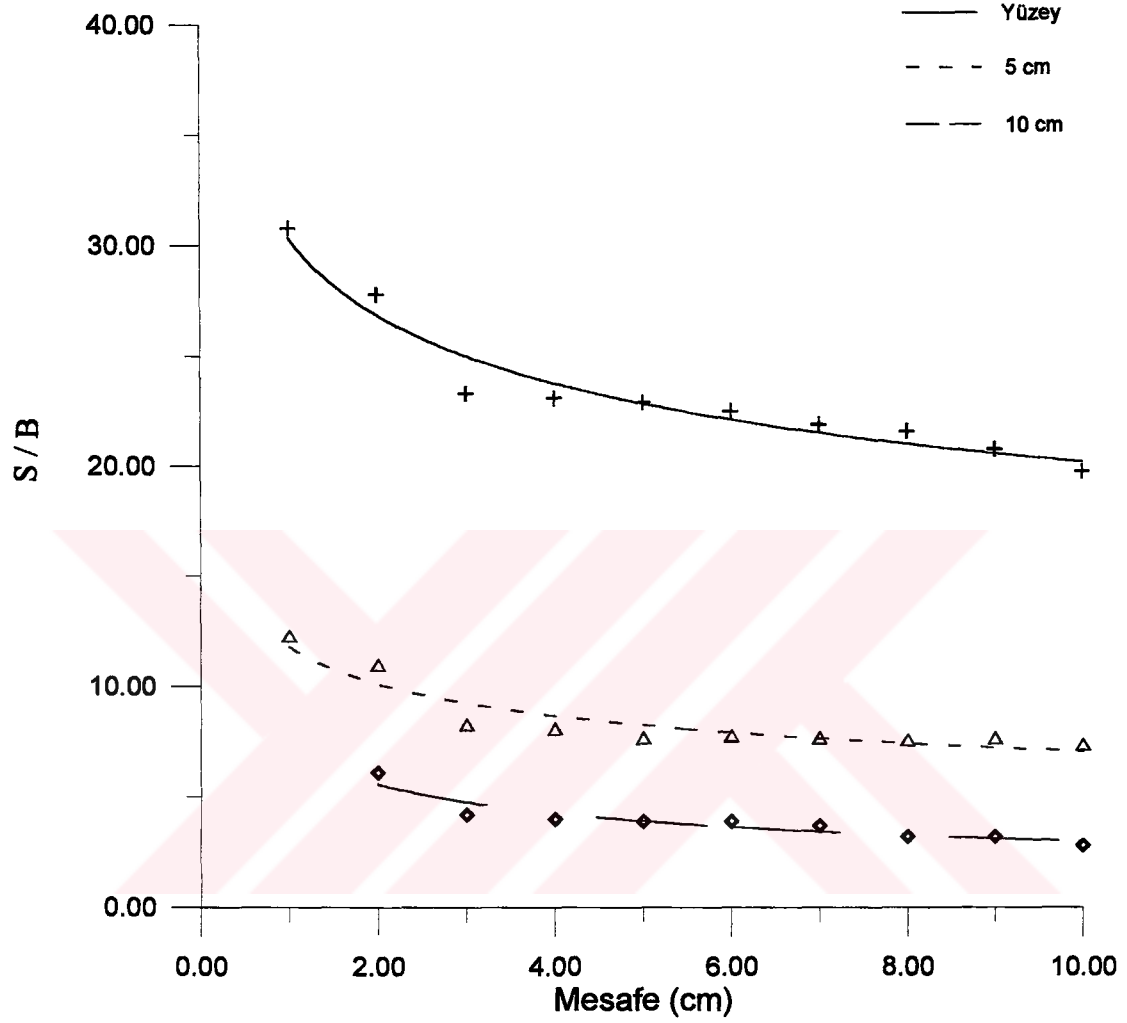
Çalışmalarımızda coronal SPECT görüntü alma için de, çalışılan iki farklı kolimatör için de söz konusu olmuştur (Şekil 5.10 ve Şekil 5.11). Bu bağlamda, coronal SPECT görüntüler için de durumun benzer şekilde kendini gösterdiği ve kullanılan kolimatör tipinin önemli olduğu söylenebilir.

5.3.1. Sintigrafik Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi

Lezyon tayini değerlendirmeleri sintigrafik görüntüler çerçevesinde üç farklı kolimatör için yapılmıştır. Söz konusu lezyon tayini grafikleri her bir çalışma için ayrı ayrı Şekil 5.12 – Şekil 5.29’da verilmiştir.

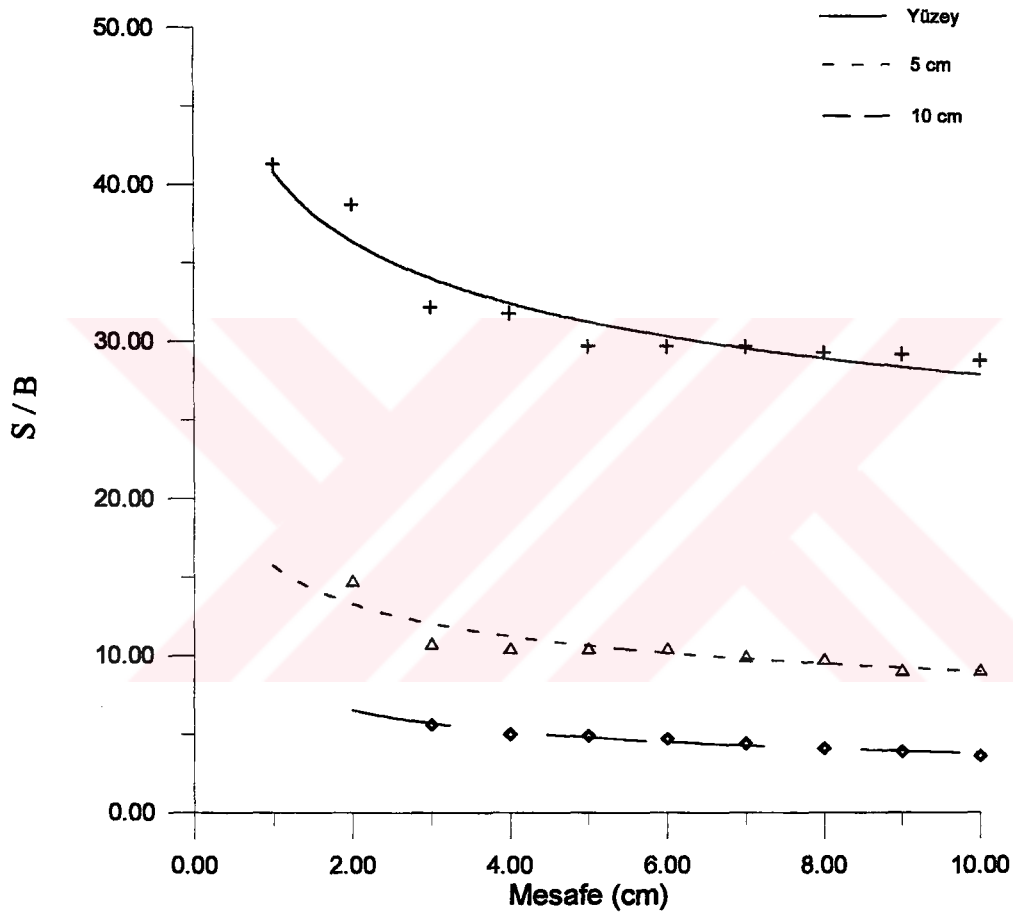
5.3.1.1. Sintigrafik Görüntüler İçin Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi

Üç farklı kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamında oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için parlama (flashing) etkisi için ayrı ayrı yapılmış olup, 0 cm (su yüzeyi), 5 cm derinlik ve 10 cm derinlik için LEAP kolimatöre ilişkin olarak Şekil 5.34’te görülmektedir.



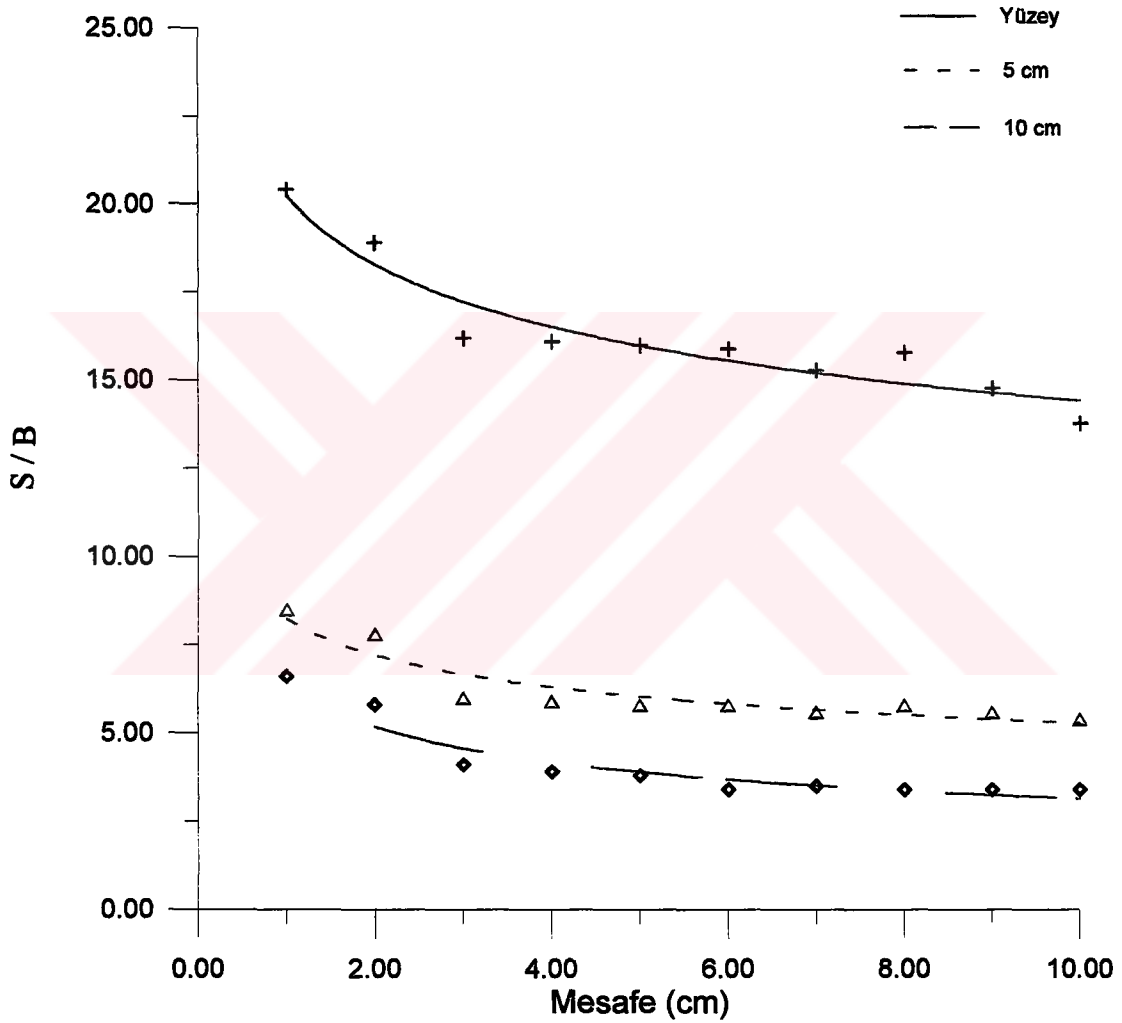
Şekil 5.34. LEAP Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinlikler İlişkin Lezyon Tayinlerinin Parlama (Flashing) Etkisi İçin Mukayeseli Değerlendirmesi

MEAP kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için parlama (flashing) etkisine ilişkin olarak Şekil 5.35'te görülmektedir.



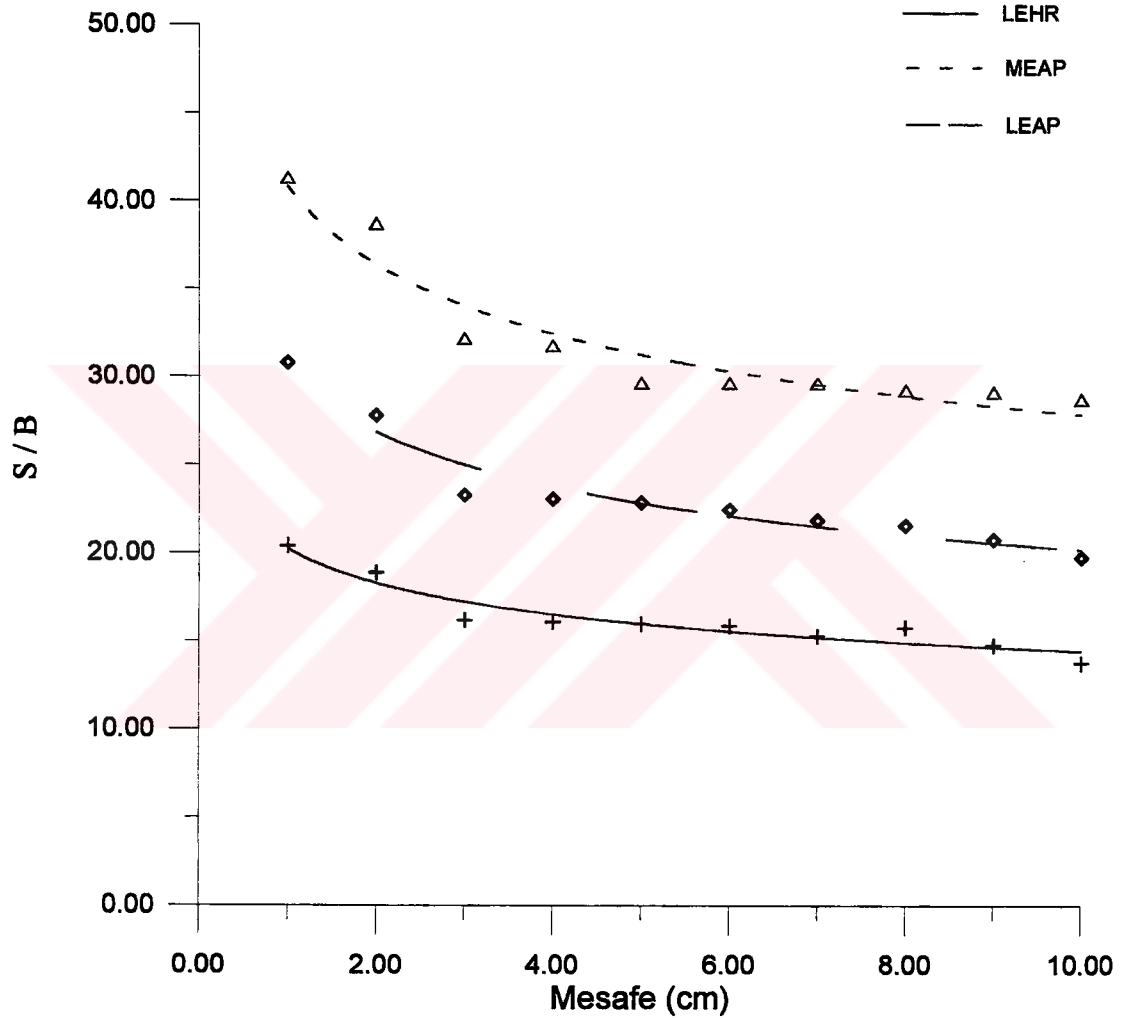
Şekil 5.35. MEAP Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinlikler İlişkin Lezyon Tayinlerinin Parlama (Flashing) Etkisi İçin Mukayeseli Değerlendirmesi

LEHR kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için parlama (flashing) etkisine ilişkin olarak Şekil 5.36'da görülmektedir.



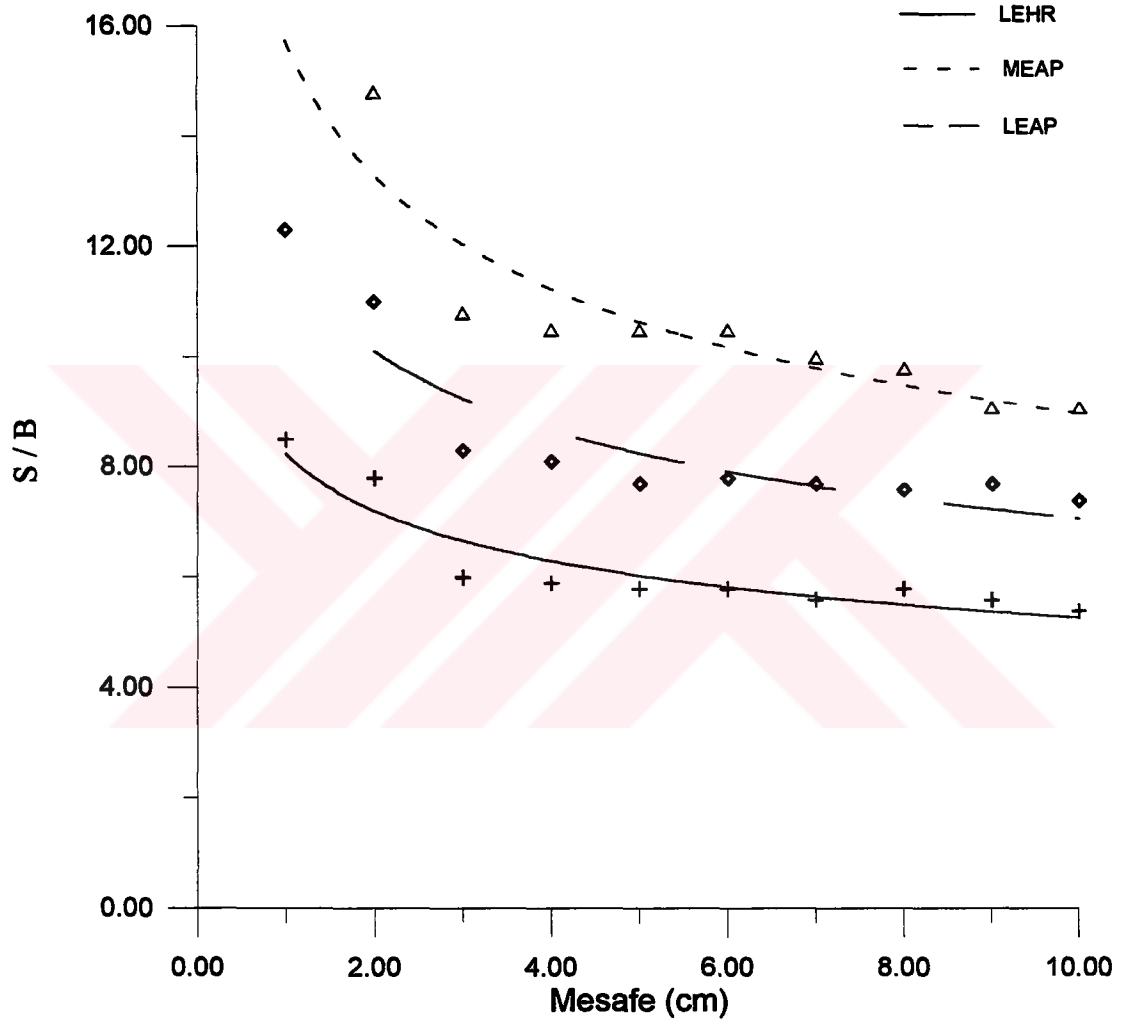
Şekil 5.36. LEHR Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinlikler İlişkin Lezyon Tayinlerinin Parlama (Flashing) Etkisi İçin Mukayeseli Değerlendirmesi

Üç farklı kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için parlama (flashing) etkisi için ayrı ayrı yapılmış olup, 0 cm (su yüzeyi) için Şekil 5.37’de görülmektedir.



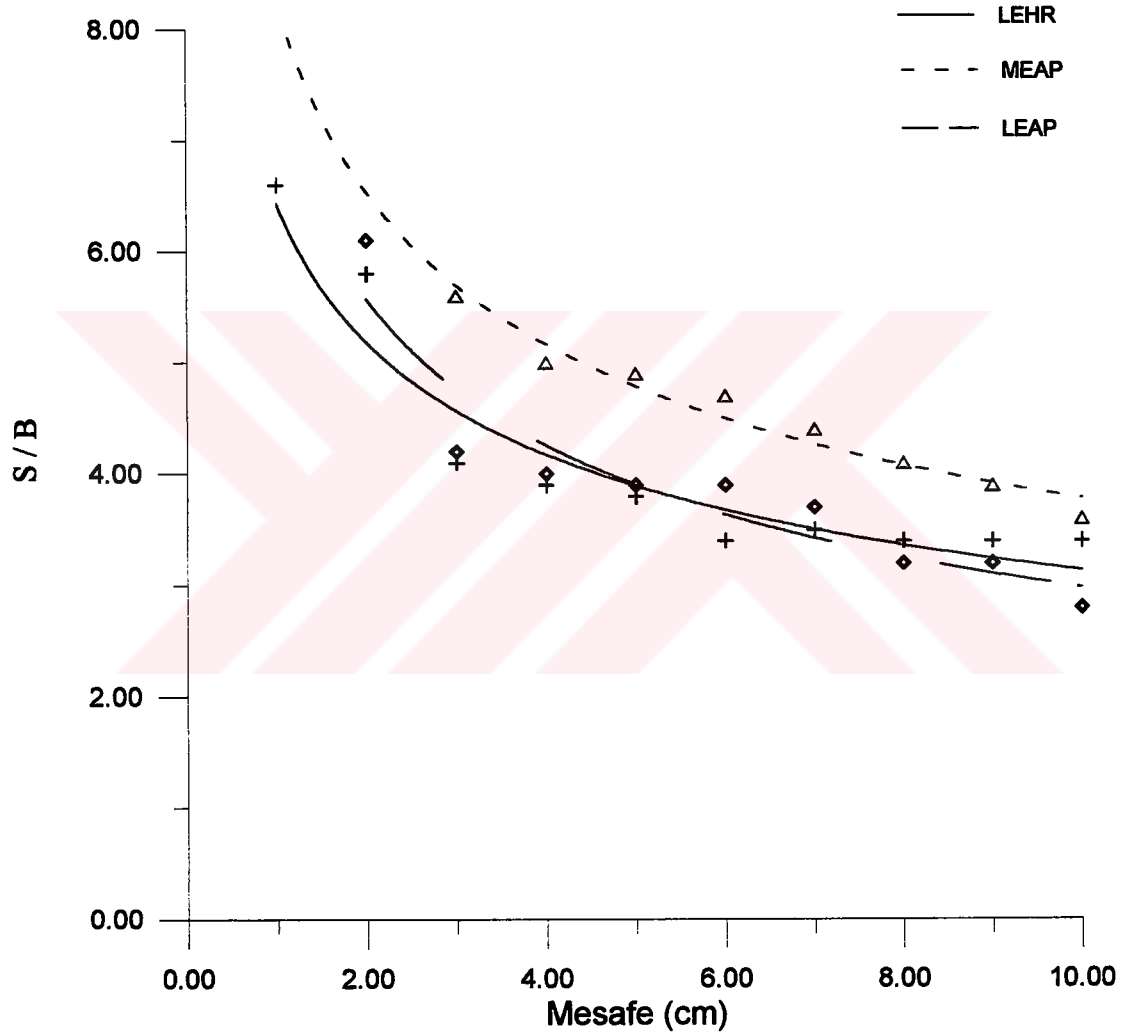
Şekil 5.37. Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 0 cm’de Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

Üç farklı kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için parlama (flashing) etkisi için ayrı ayrı yapılmış olup, 5 cm derinlik için Şekil 5.38’de görülmektedir.



Şekil 5.38. Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 5 cm Derinlikte Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

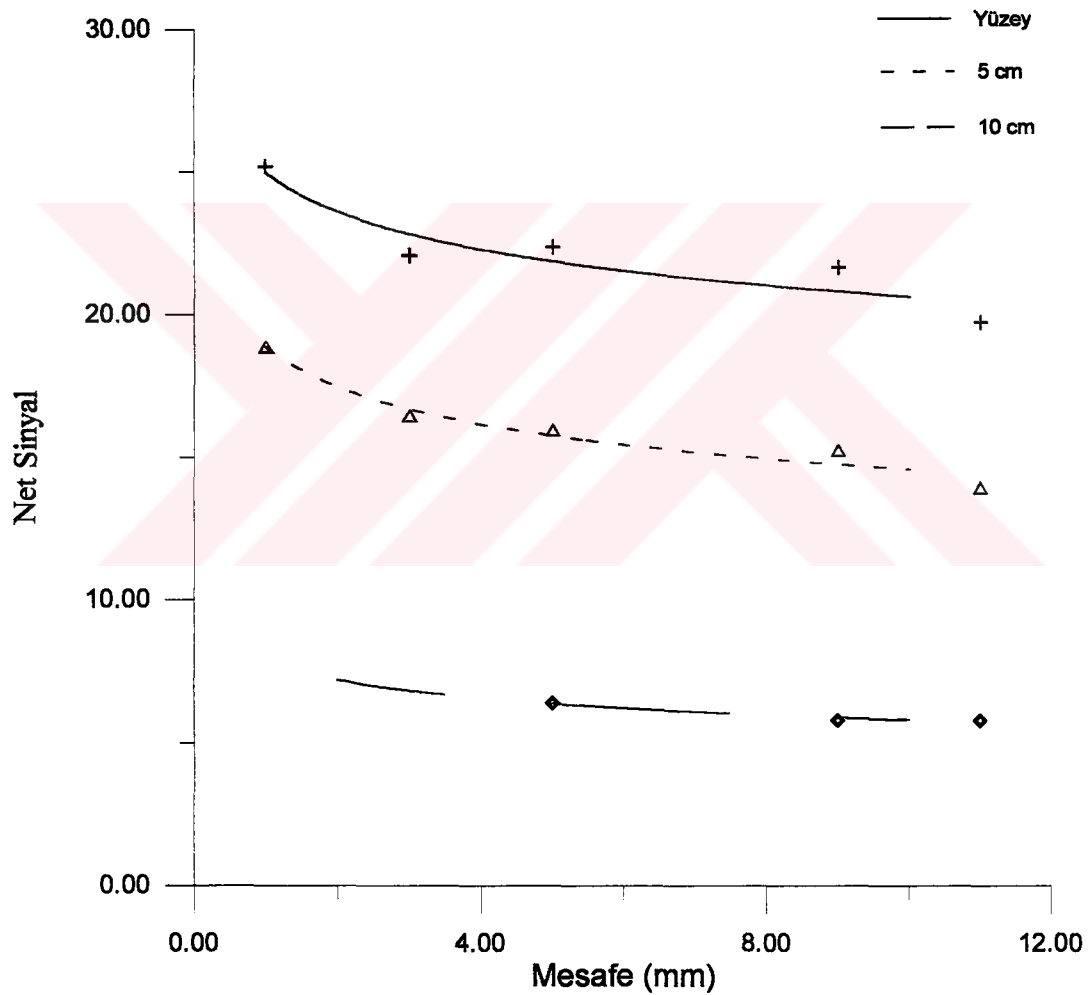
Üç farklı kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için parlama (flashing) etkisi için ayrı ayrı yapılmış olup, 10 cm derinlik için Şekil 5.39’da görülmektedir.



Şekil 5.39. Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 10 cm Derinlikte Parlama (Flashing) Etkisi İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

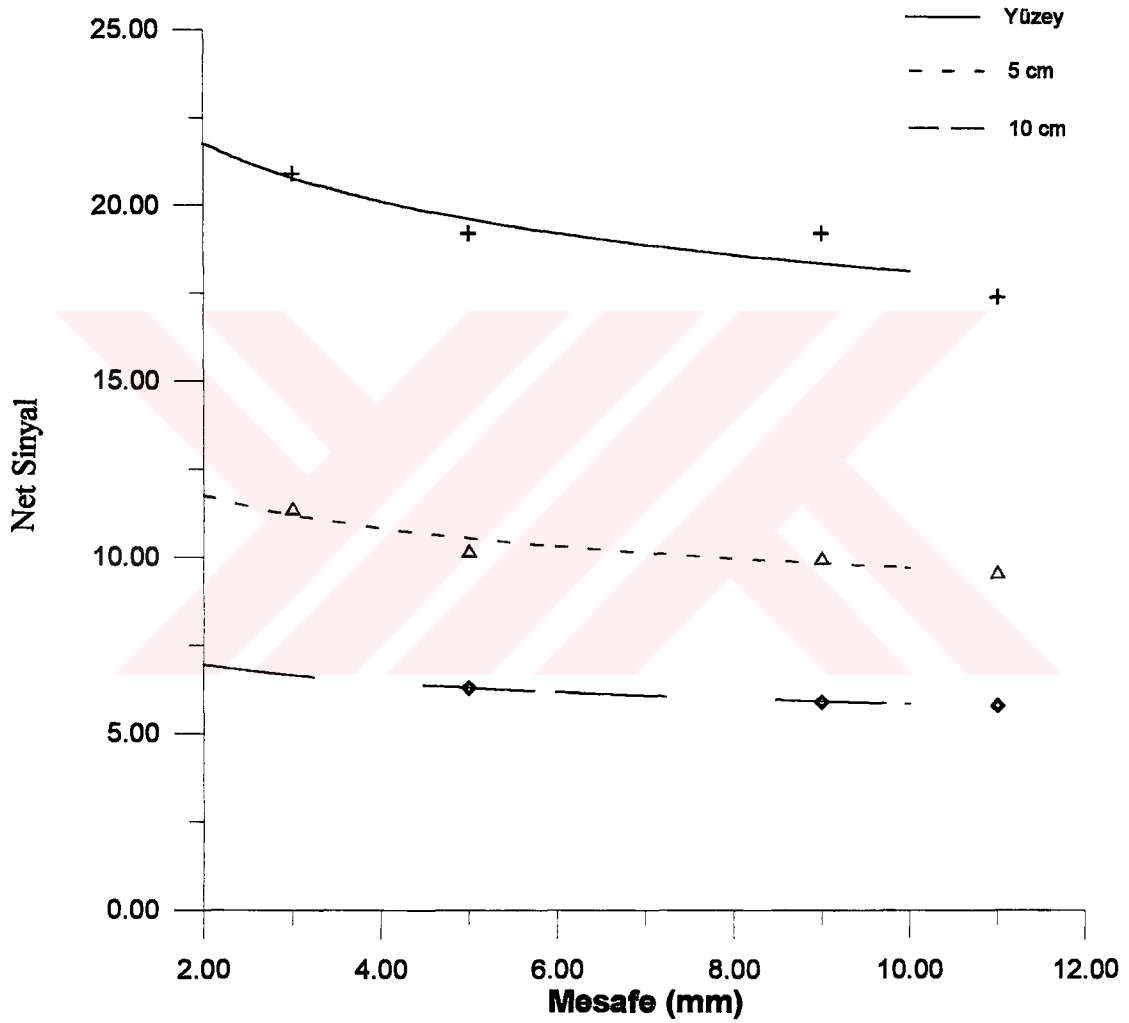
5.3.1.2. Sintigrafik Görüntüler İçin Uzaysal Rezolüsyona İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi

Üç farklı kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için uzaysal rezolüsyon değerlendirmeleri ayrı ayrı yapılmış olup, 0 cm (su yüzeyi), 5 cm derinlik ve 10 cm derinlik için LEAP kolimatöre ilişkin olarak Şekil 5.40'da görülmektedir.



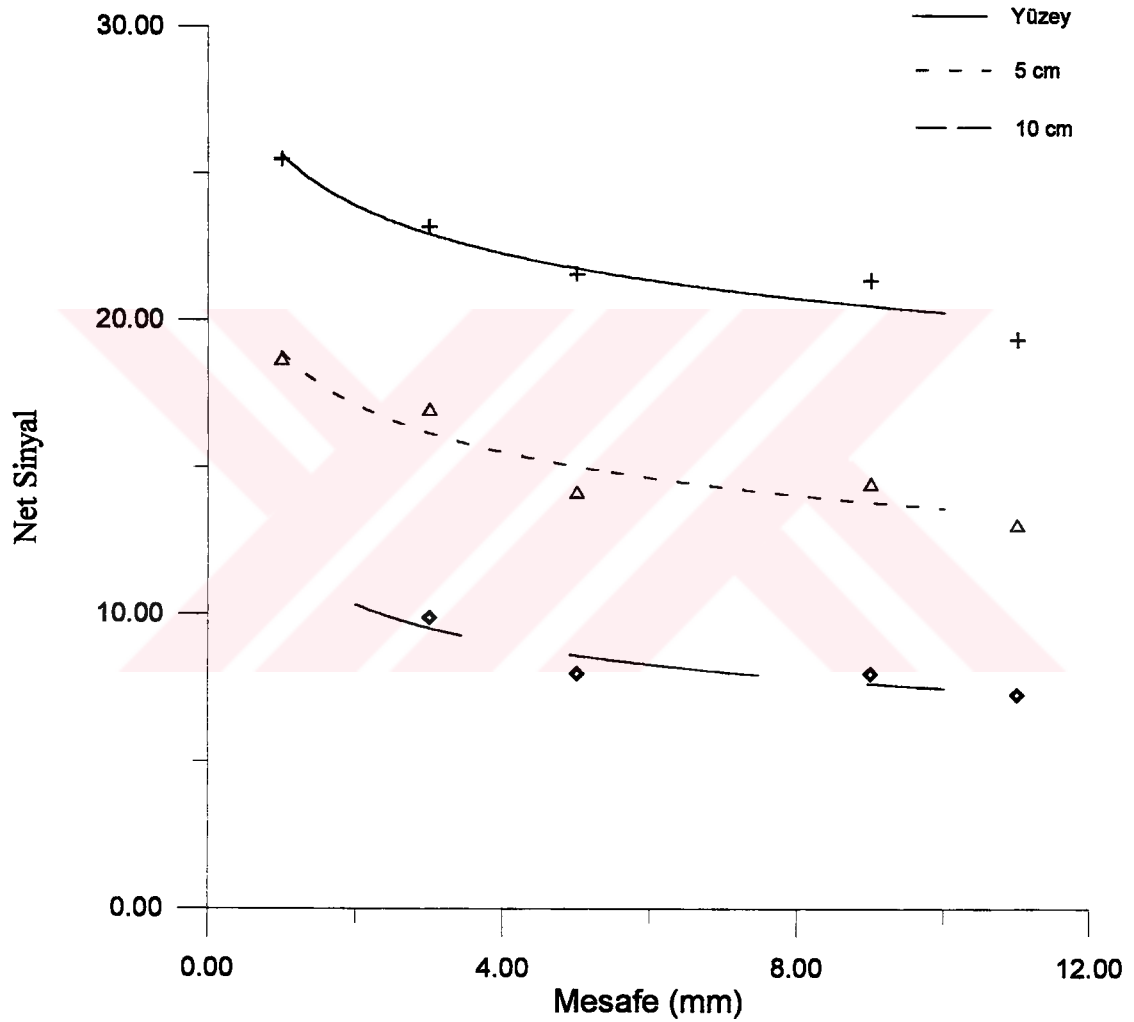
Şekil 5.40. LEAP Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinlikler İlişkin Lezyon Tayinlerinin Uzaysal Rezolüsyon İçin Mukayeseli Değerlendirmesi

MEAP kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için uzaysal rezolüsyona ilişkin olarak mukayeseli değerlendirilmesi Şekil 5.41’de görülmektedir.



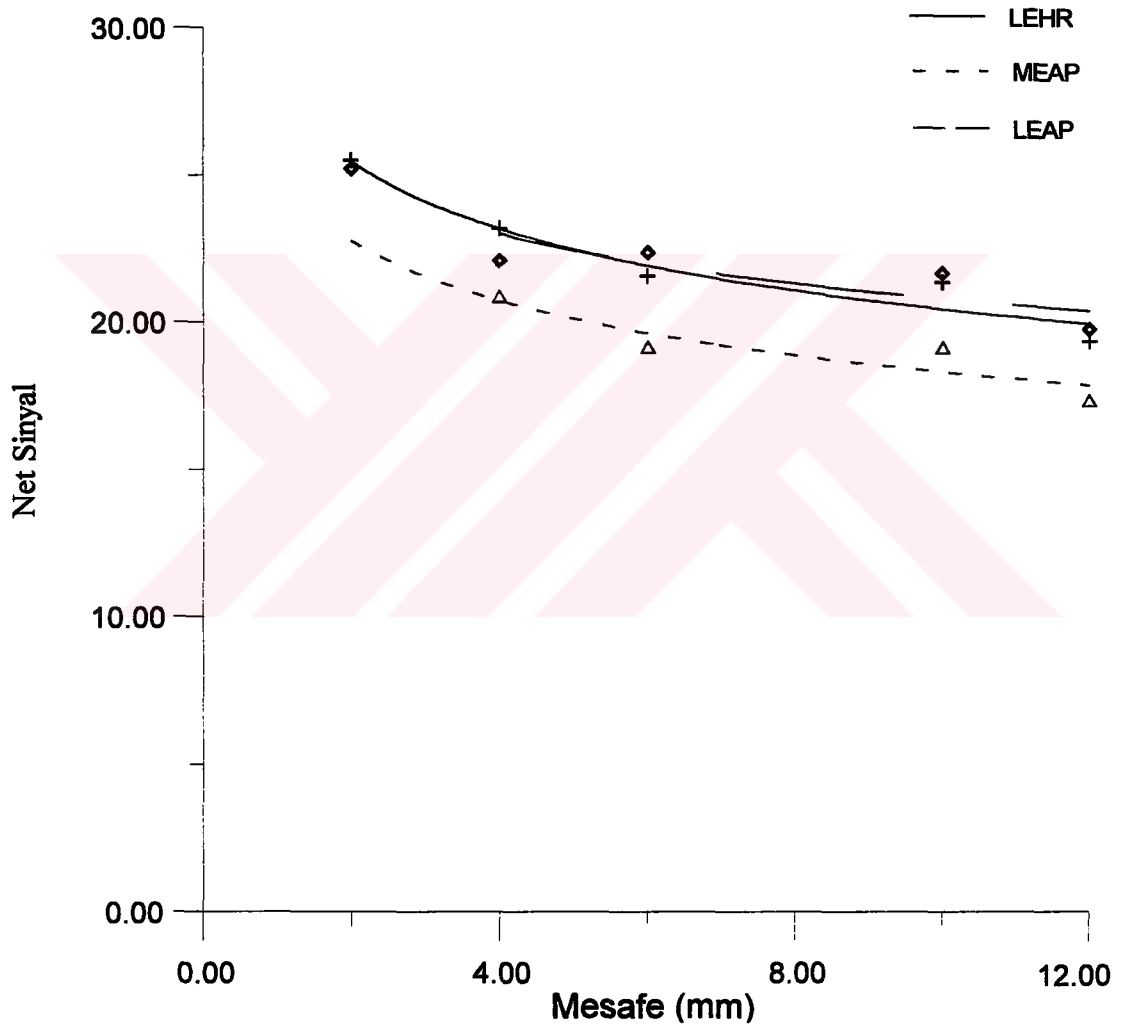
Şekil 5.41. MEAP Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinlikler İlişkin Lezyon Tayinlerinin Uzaysal Rezolüsyon İçin Mukayeseli Değerlendirmesi

LEHR kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için uzaysal rezolüsyona ilişkin olarak mukayeseli değerlendirilmesi Şekil 5.42’de görülmektedir.



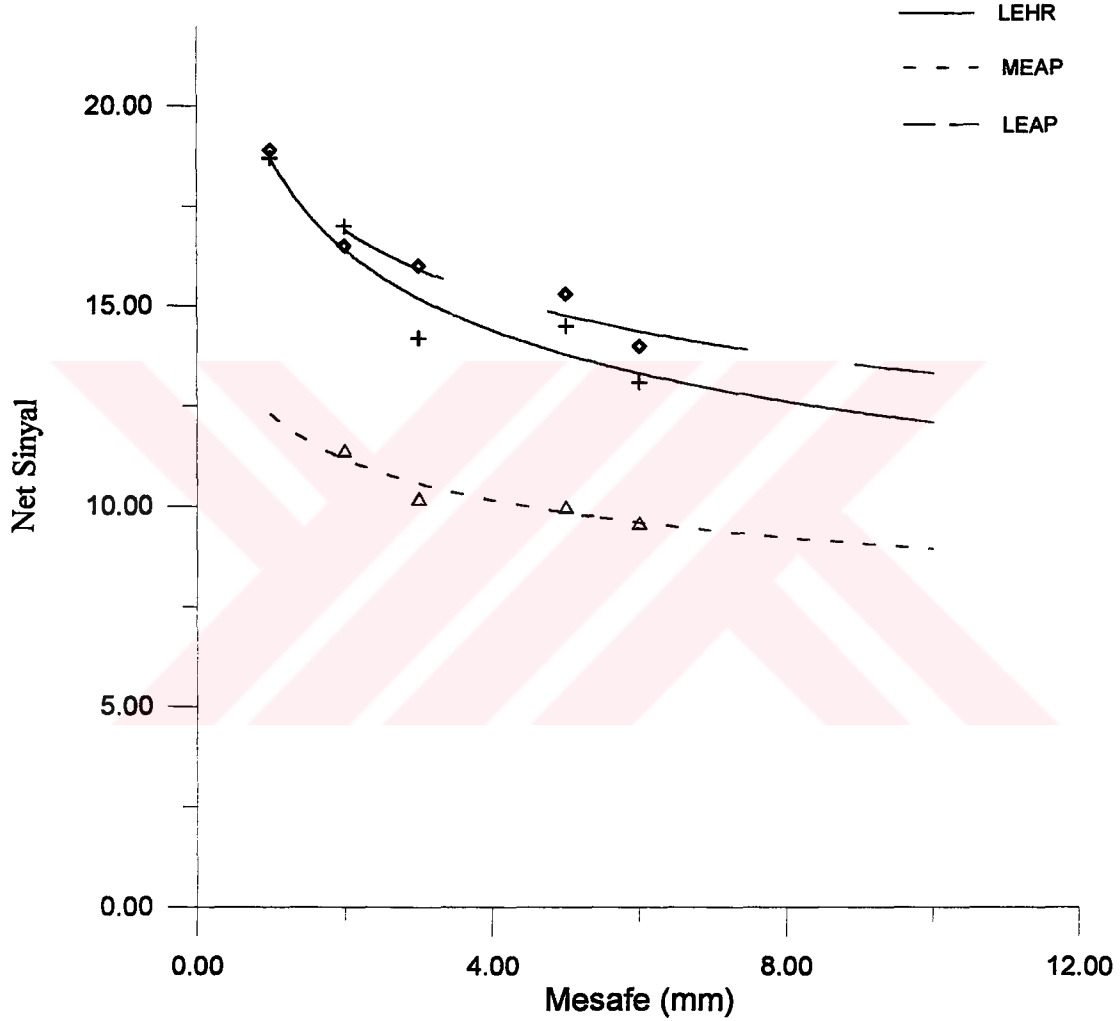
Şekil 5.42. LEHR Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin Farklı Derinlikler İlişkin Lezyon Tayinlerinin Uzaysal Rezolüsyon İçin Mukayeseli Değerlendirmesi

Üç farklı kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için uzaysal rezolüsyona ilişkin olarak mukayeseli değerlendirilmesi, 0 cm (su yüzeyi) için Şekil 5.43’de görülmektedir.



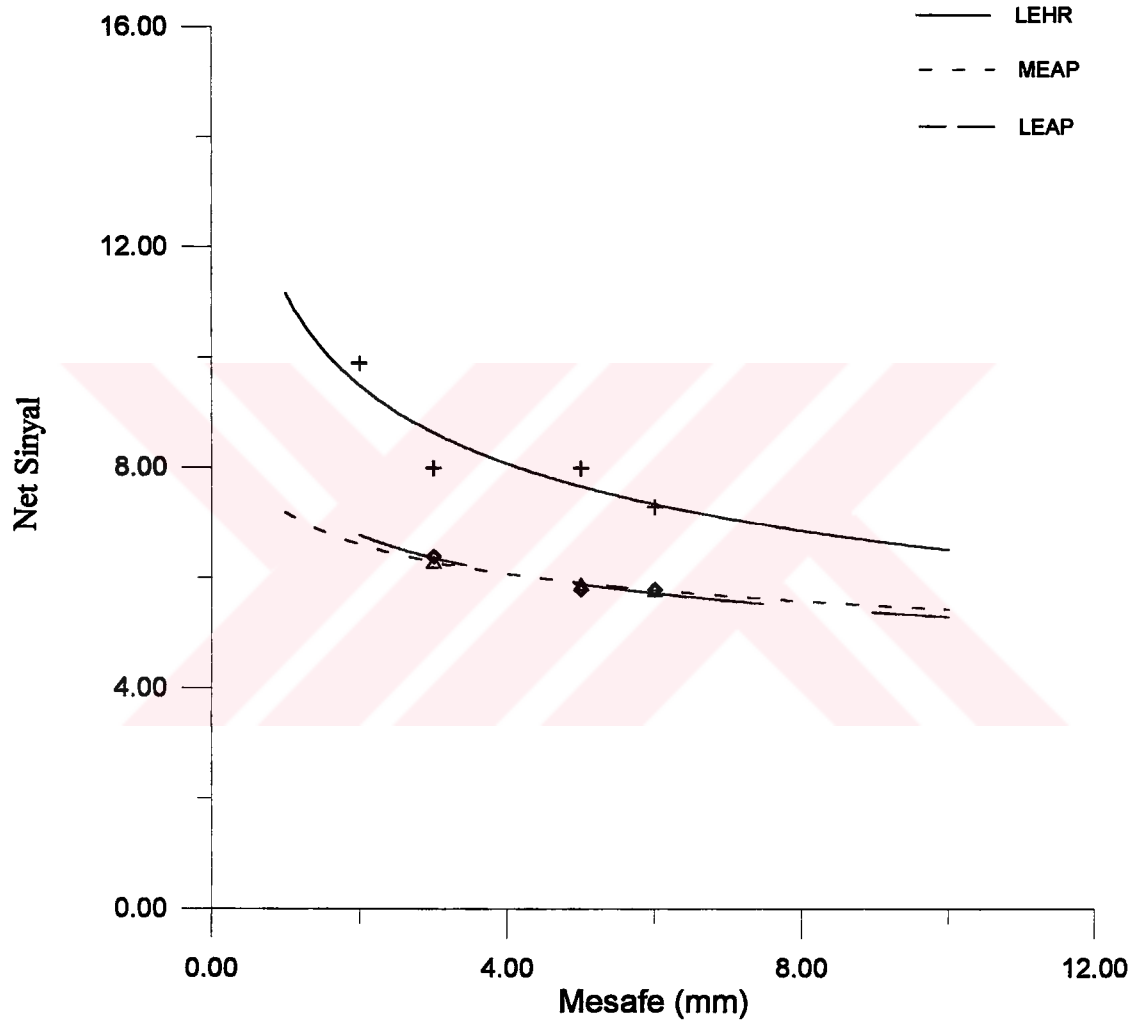
Şekil 5.43 Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 0 cm’de Uzaysal Rezolüsyona İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

Üç farklı kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için uzaysal rezolüsyona ilişkin olarak mukayeseli değerlendirilmesi 5 cm derinlik için Şekil 5.44’de görülmektedir.



Şekil 5.44. Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 5 cm Derinlikte Uzaysal Rezolüsyona İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

Üç farklı kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için uzaysal rezolüsyona ilişkin olarak mukayeseli değerlendirilmesi, 10 cm derinlik için Şekil 5.45’de görülmektedir.



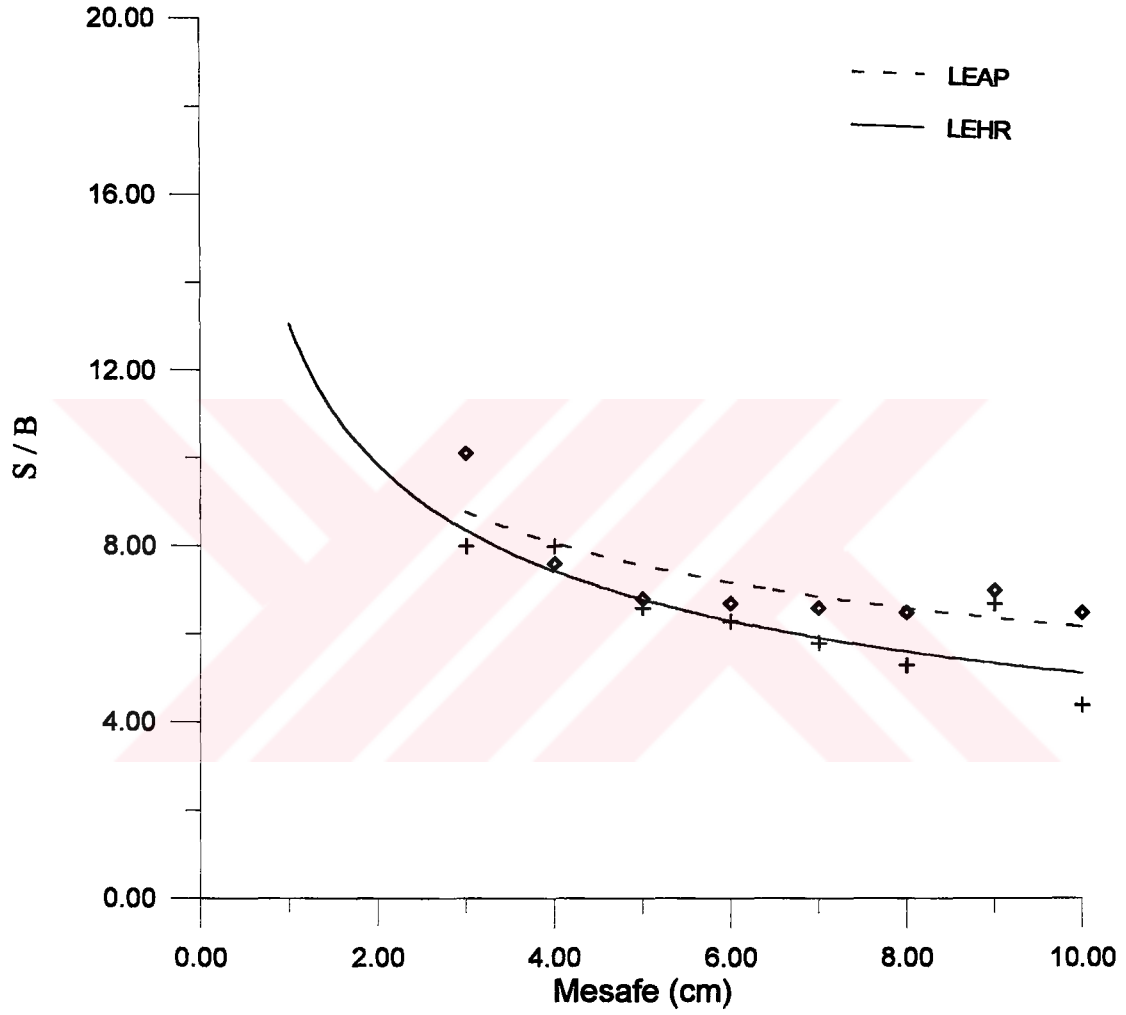
Şekil 5.45. Üç Farklı Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan Görüntülerin Background Ortamı İçin 10 cm Derinlikte Uzaysal Rezolüsyona İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

5.3.2. SPECT Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi

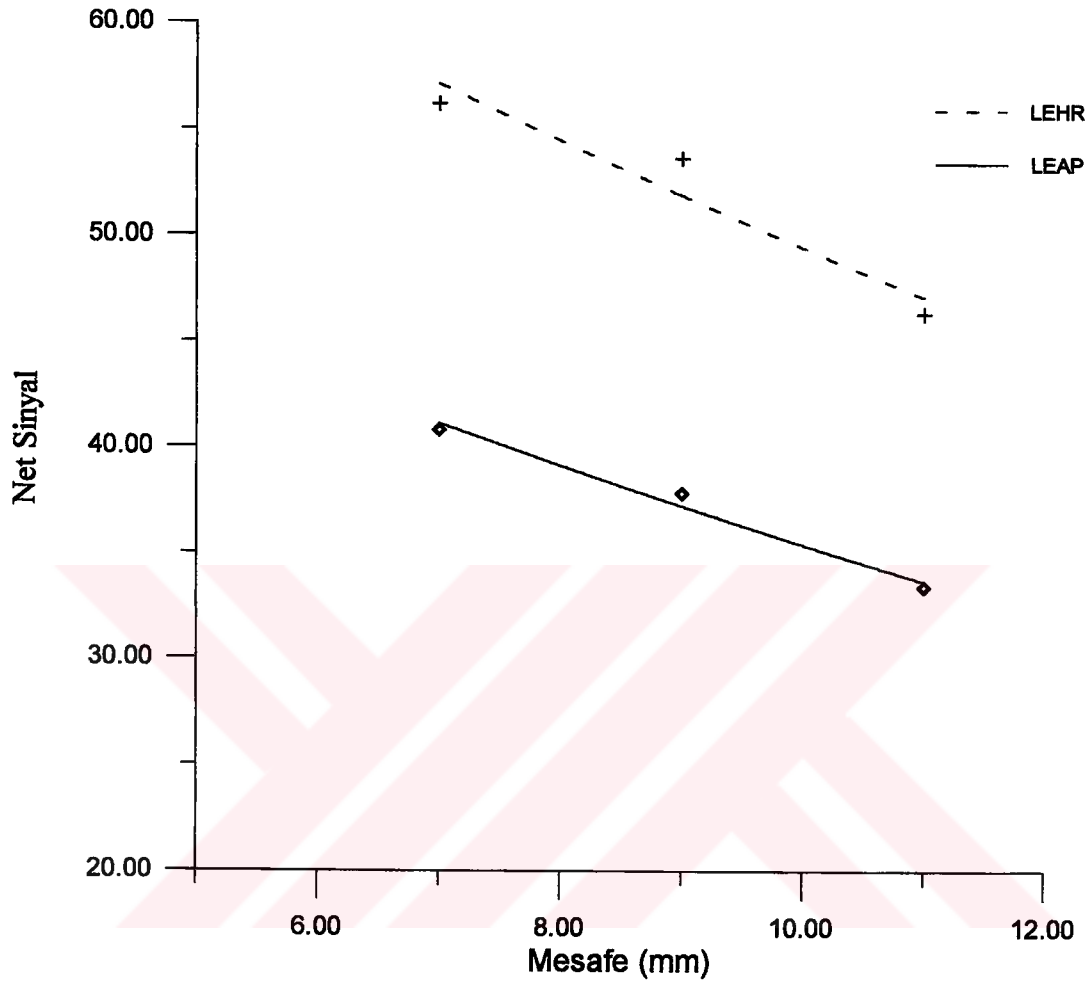
Lezyon tayini değerlendirmeleri SPECT görüntüler çerçevesinde iki farklı kolimatör için yapılmıştır. Söz konusu lezyon tayini grafikleri her bir çalışma için ayrı ayrı Şekil 5.30 – Şekil 5.33’de verilmiştir.

5.3.2.1. SPECT Görüntüler İçin Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi

Üç farklı kolimatör kullanılarak, Orbiter gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri fantomun farklı derinlikteki durumları için parlama (flashing) etkisi ve uzaysal rezolüsyon için ayrı ayrı yapılmış olup, 5 cm derinlik için LEAP ve LEHR kolimatörlere ilişkin olarak sırasıyla Şekil 5.46 ve Şekil 5.47’de görülmektedir.



Şekil 5.46. İki Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan SPECT Görüntülerin Background Ortamı İçin 5 cm Derinlikte Parlama (Flashing) Etkisine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi



Şekil 5.47. İki Kolimatör Kullanarak Orbiter Gama Kamera İle Fantom İçin Alınan SPECT Görüntülerin Background Ortamı İçin 5 cm Derinlikte Uzaysal Rezolüsyona İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

BÖLÜM 6

SONUÇ VE TARTIŞMA

Sintigrafi, halen nükleer tekniklerin önemle ve yaygın olarak uygulandığı bir alan olan nükleer tıp uygulamaları içinde önde gelen tanı amaçlı bir nükleer teknik durumundadır. Bu teknik, çeşitli organların durumu hakkında bilgi verebildiği gibi fonksiyonel olarak izlenebilmesine de olanak vermektedir.

Bu Yüksek Lisans Tezinde, radyoaktif izleme tekniği bağlamında, tıp amaçlı bir uygulama olan lenfosintigrafinin görüntü kalitesi ve değerlendirmesi konusunda bir incelenme yapılması amaçlanmıştır. Bu çalışma için lenfosintigrafi uygulamalarında sıklıkla kullanılan orbiter gama kameradan yararlanılmıştır. Burada, önemli bir husus, kullanılan kolimatör cinsi olduğundan, bu çalışmada üç farklı kolimatör ile çalışılmıştır. Bu kolimatörler, sırasıyla düşük enerjili genel amaçlı (LEAP), orta enerjili genel amaçlı (MEAP) ve düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatörlerdir.

Lenfosintigrafik uygulamalarda tercih edilerek kullanılan bir radyoizotop Tc-99m radyoizotopudur ve bu Yüksek Lisans Tez çalışması içinde söz konusu bu radyoizotop kullanılmıştır. Radyoizotop aktivitesi olarak, merkez lezyon için 100 μ Ci ve çevre lezyonlar için nispeten küçük bir aktivite değeri olarak, merkez lezyondaki aktivitenin yüzde biri olan 1 μ Ci ile çalışılmıştır.

Gama kamera ile lenfosintigrafik görüntü eldesine ilişkin çalışmanın güvenilirliği, çalışılan obje ile yakından ilgilidir. Bu bağlamda, gerçek insanla çalışmanın sorunlu olabileceğinden hareketle, gerçeği “en iyi” şekilde simüle edebileceği düşünülen bir fantom kullanılması yoluna gidilmiştir.

Bu amaçla, yumuşak dokuyu uygun şekilde simule edecek fiberglas bir fantom hazırlanmıştır. Merkezi lezyon ve çevre lezyonlar, fiberglas kare levha üzerine açtırılan deliklerle simüle edilmişlerdir. Lezyon geometrisi, parlama etkisi (flashing) ve uzaysal rezolüsyon incelemesine uygun incelemeye olanak verecek şekilde tasarımlanmıştır.

Lezyonun üçüncü boyuttaki yeri (derinliği) için görüntüleme durumu incelenmesi de hedeflenmiştir. Bu amaçla, fantom su içine yerleştirilmiş ve bu suya background ortalaması olarak 10 μ Ci aktivitede Tc-99m aktivitesi homojen olması sağlanarak eklenmiştir. Görüntüler, fiberglas plaka su yüzeyinde, 5 cm derinlikte ve 10 cm derinlikte olacak şekilde yerleşimle alınmıştır

Burada, su, yumuşak dokuyu simule etmektedir. Yumuşak dokunun da verilen radyoaktif maddeden etkilenebileceği düşünülerek, suya Tc-99m solüsyonu ilavesi ile background ortamı yaratılmıştır. Bu şekilde oluşturulan fantom ile deneylere gerçekleştirilmiştir. Bu haliyle oluşturulan fantom, özgünlük taşımaktadır ve versiyonel deneysel çalışmalara olanak sağlamaktadır.

Deneysel çalışmalarda orbiter (tek başlı) gama kamera ile çalışmalarda; sırasıyla, düşük enerjili genel amaçlı (LEAP), orta enerjili genel amaçlı (MEAP) ve düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatörler kullanılarak fantomun farklı su derinliklerinde görüntüler alınmıştır.

Fazla olarak sintigrafik felsefe ile uygulanan SPECT görüntüler de alınmıştır. SPECT görüntüler, coroner kesitte ve tek bir su derinliği (5cm) için yapılmış olup, SPECT görüntüleme için çalışma pratikliği olmaması nedeniyle orta enerjili genel amaçlı (MEAP) kolimatörle çalışılamamıştır. Buna karşın, düşük enerjili genel amaçlı (LEAP) ve düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatörler ile SPECT görüntüler alınmıştır.

Yapılan tüm bu çalışmalar sonucunda, backgroundlu su ortamı ile oluşturulan fiberglas fantom için görüntüleme, görüntü kalitesinin farklılıklar içerdiği görülmüştür. Fiberglas levhanın yüzeyde, 5cm derinlikte ve 10 cm derinlikte olma durumları farklılıklar getirmekte olup, derinlik arttıkça görüntü kalitesi de düşmektedir (Şekil 5.1 – Şekil 5.9).

Üç farklı kolimatörle parlama (flashing) etkisi için lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin yapılan ve S/B (sinyal/background) oranı ile belirlenen rasyonel değerlendirmelerle de net olarak saptanmıştır. Çalışılan üç farklı kolimatör olan , düşük enerjili genel amaçlı (LEAP), orta enerjili genel amaçlı (MEAP) ve düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatörler için derinliğe göre grafikler (Şekil 5.34 – Şekil 5.36) çizilmiştir.

Uzaysal rezolüsyon açısından üç farklı kolimatörle yapılan çalışmalarda da elde edilen net sayım değerlendirmeleri yine derinlikle uzaysal rezolüsyonun düştüğünü göstermektedir (Şekil 5.40 – Şekil 5.42). Bir başka deyişle, görüntü algılama, parlama (flashing) etkisi ve uzaysal rezolüsyon değerlendirmeleri birbirine paralel sonuçlar vermiştir.

Çalışılan üç farklı kolimatör olan , düşük enerjili genel amaçlı (LEAP), orta enerjili genel amaçlı (MEAP) ve düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatörler için durum benzerdir. Bu bağlamda, lezyon yerinin öneminden bahsedilebilir.

Bu durum, beklenti doğrultusunda bir sonuç olup, lezyonun derinlikle algılanabilme zorluğunu ifade etmektedir. Bunun ise, yetişkin ve özellikle, şişman kişiler için daha önemli olabileceği söylenebilir. Zira, yumuşak dokunun yarattığı background ortamı, parazit etki oluşturmakta, bu ise algılama ve değerlendirmeyi zorlaştırmaktadır.

Çalışılan farklı kolimatörlerin birbirine göre durumları da birbirine göre mukayese edilmiştir. Parlama (flashing) etkisi değerlendirmelerine ilişkin çizilen grafikler (Şekil 5.37 – Şekil 5.39) sinyal/ gürültü (S/B) değerlerinin en yüksek olduğu kolimatör orta enerjili genel amaçlı (MEAP) kolimatör olarak görülmektedir. Bu durum farklı su derinlikleri için değişmemektedir. Bununla beraber, su derinliği arttıkça, farklı kolimatörlerle ulaşılan sinyal/ gürültü (S/B) değerleri birbirine yaklaşmaktadır. Bu bakımdan orta enerjili genel amaçlı (MEAP) kolimatörün parlama (flashing) etkisinin elimine edilmesi açısından uygun bir kolimatör olduğu söylenebilir.

Çalışılan üç farklı kolimatörün uzaysal rezolüsyonu değerlendirmelerine ilişkin çizilen grafikler (Şekil 5.43 – Şekil 5.45) net sinyal (S') değerlerinin en yüksek olduğu kolimatör düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatör olarak

görülmektedir. Bu durum özellikle su derinliğinin arttığı bir başka deyişle, derin lezyon durumu için özellikle önemli olduğu görülmektedir.

Bu bakımdan düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatörün uzaysal rezolüsyon için uygun bir kolimatör olduğu söylenebilir. Nitekim, Şekil 6.1'deki mukayeseli görüntü de bu yorumu doğrular niteliktedir.

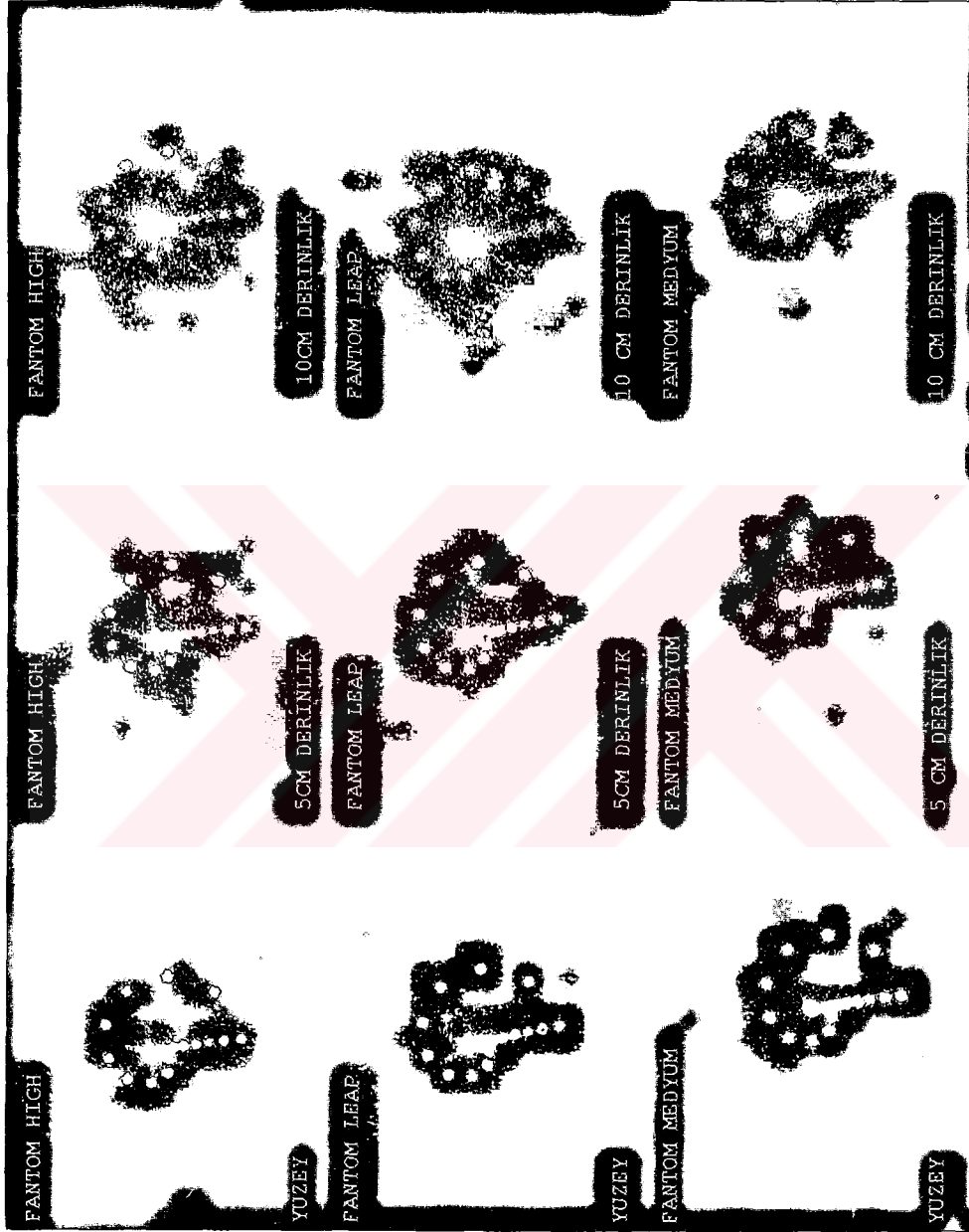
SPECT görüntüler alınırken çalışılmış olan düşük enerjili genel amaçlı (LEAP) ve düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatörler için 5cm su derinliği için yapılan mukayese grafikleri (Şekil 5.46 ve Şekil 5.47) parlama (flashing) etkisi için düşük enerjili genel amaçlı (LEAP) kolimatörün, buna karşın uzaysal rezolüsyon için ve düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatörün uygun olduğunu göstermektedir.

Düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatörler için uzaysal rezolüsyonun yüksek olması beklenti doğrultusunda bir sonuçtur. Zira, düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatörlerin tasarım amacına uygun düşmektedir.

Öte yandan parlama (flashing) etkisi açısından durum aynı değildir. Bu husus da, farklı kolimatörlerin kullanılma gerekliliğini gösteren önemli bir bulgu durumundadır.

Yapılan tüm bu çalışmalar sonucunda parlama (flashing) etkisi açısından, lezyonun varlığını tespit etmek açısından orta enerjili genel amaçlı (MEAP) ve düşük enerjili genel amaçlı (LEAP) kolimatörlerin uygun olabileceği söylenebilir. Ancak, parlama (flashing) etkisi; yakın lezyoların birbirini gölgelemesi sonucunu doğurabilir. Bu husus, gözden kaçırılmaması gereken bir olgudur.

Bu bağlamda, uzaysal rezolüsyonu yüksek kolimatör kullanmak gerekir ki; bu da, düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatör olmaktadır. Nitekim, bu kolimatörle yapılan deneyler sonucunda elde edilen lezyon tayini değerlendirmelerinde parlama (flashing) etkisi düşük, buna karşın uzaysal rezolüsyon yüksek değerler elde edilmiştir. Bu bakımdan, birbirine yakın ve “küçük” olarak nitelenecek lezyonların tayini için , düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatör kullanmak yerinde olur



Şekil 6.1 Deneylerde Kullanılan Üç Farklı Kolimatör (LEAP,MEAP,LEHR) İle Fantomun Üç Farklı Derinlikten Alınan Sintigrafik Görüntüleri

Sonuç olarak, lezyon varlığı değerlendirmesi için orta enerjili genel amaçlı (MEAP) ve düşük enerjili genel amaçlı (LEAP) kolimatörler, buna karşın; yakın ve küçük lezyon değerlendirmesi için düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatör kullanımı önerilebilir.

Öz olarak ifade edilmek istenirse, bu Yüksek Lisans Tez alışması ile; nükleer tıp alanında, tanı amaçlı önemli bir nükleer teknik olan sintigrafinin lenfosintigrafi bağlamında kullanımı ile elde edilen planar ve SPECT görüntülerin, orbiteri gama kamera ile farklı kolimatör kullanımının önemi ve birbirine göre mukayeseli değerlendirilmeleri, deneysel özgünlük içinde, rasyonel şekilde incelenebilmiştir.



KAYNAKLAR

- Alazraki, N.A., Styblo, T., Grant, S.F., Cohen, C., Larsen, T., Aarsvold, J.N.,** 2000. Sentinel Node Staging of Early Breast Cancer Using Lymphoscintigraphy and the Intraoperative Gamma-Detecting Probe, *Seminars in Nuclear Medicine*, **1**, 56-64.
- Alex, J.C., Krag, D.N.,** 1993. Gama Prob Guided Localization of Lymph Nodes, *Surgical Oncology*, **2**, 137-143.
- Beller, F.,** 1990. Development and Anatomy of the Breast, Baltimore.
- Bergquist, L., Strand, S.E., Hafstrom, L.,** 1984. Lymphoscintigraphy in Patients with Malignant Melanoma a Quantitative and Qualitative Evaluation of Its Usefulness, *European Journal of Nuclear Medicine*, **9**, 129-135.
- Bernier, D.R., Christian, P.E., Langan, J.K.,** 1997. Nuclear Medicine, Mosby, New York.
- Bor, D.,** 1997. Nükleer Tıp Fiziğine Giriş, *Türkiye Nükleer Tıp Derneği XI. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi*, Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Ankara, 16-19 Mayıs
- Calianos, R.,** 1977. An Approach for the Treatment of Penile Carcinoma, *Cancer*, **39**, 456-466.
- Chandra, R.,** 1982. Introductory Physics of Nuclear Medicine, Philadelphia.
- Damjanov, I., Linder, J., Anderson, S.,** 1996. Pathology, Mosby, St.Louis.
- Demir, M.,** 2000. Nükleer Tıp Fiziği, İ.Ü. Rektörlük Yayın No: 4252, İstanbul.
- Earl, P.J., Sodea, D.B.,** 1985. Principles and Practise of Nuclear Medicine, St.Louis.
- Földiák, G.,** 1986. Industrial Application of Radioisotopes, Elsevier, Amsterdam.
- Gardner, R.P., Ely, R.L.,** 1967. Radioisotope Measurement Applications in Engineering, Reinhold Publishing Company, New York.
- Garzom, O.L., Palcos, M.C., Radicella, R.,** 1965. Technetium-99m Labelled Colloid, *Applied Radiation and Isotopes*, **16**, 613.
- Görpe, A., Cantez, S.,** 1992. Pratik Nükleer Tıp, Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul.

- Gulec, S.A., Maffol, F.L., Carroll, R.G., 1998.** Sentinel Lymph Node Localization in Early Breast Cancer, *Journal of Nuclear Medicine*, **39**, 1388-1393.
- International Atomic Energy Agency (IAEA), 1991.** Quality Control of Nuclear Medicine Instruments, Vienne.
- Krag, D.N., Meijer, S.J., Weaver, D.L., Loggie, B.W., Harlow, S.P., Tanabe, K.K., Laughlin, E.H., Alex, J.C., 1995.** Minimal Access Surgery for Staging of Malignant Melanoma, *Archives of Surgery*, **130**, 654-658.
- Krasnow, A.Z., Hellman, R.S., 1999.** Lymphoscintigraphy, *Nuclear Medicine*, 16-94.
- McCarty, Jr. K.S., Tucker, J.A., 1992.** Histology for Pathologists, Raven Press, New York.
- Medicana, 1993.** Cilt 6, Ana Yayıncılık, İstanbul.
- Morton, D.L., Wen, D.R., Wong, J.H., Economou, J.S., Cagle, L.A., Storm, F.K., Foshag, L.J., Cochran, A.J., 1992.** Technical Details of Intraoperative Lymphatic Mapping for Early Stage Melanoma, *Archives of Surgery*, **27**, 392-399.
- Omgo, E.N., Jansen, L., Olmos, R.A.V., 1999.** Clinical Applications of Gamma-Detection Probes-Radioguided Surgery, *Journal of Nuclear Medicine*, **40**, 11-16.
- Pijpers, R., Collet, G.J., Meijer, S., 1995.** The Impact of Dynamic Lymphoscintigraphy and Gamma Probe Guidance On Sentinel Node Biopsy in Melanoma, *European Journal of Nuclear Medicine*, **22**, 1238-1241.
- Pijpers, R., Borgstein, P.J., Meijer, S., 1997.** Sentinel Node Biopsy in Melanoma Patients, Dynamic Lymphoscintigraphy Followed by Intraoperative Gamma Probe and Vital Dye Guidance, *World Journal of Surgery*, **21**, 788-792.
- Quinn, J.L., 1976.** Nuclear Medicine, Chicago.
- Schmitz, F.L., 2001.** Kişisel görüşme.
- Sherman, A.L., Ter-Pogossian, M., 1953.** Lymph Node Concentration of Radioactive Colloidal Gold Following Interstitial Injection, *Cancer*, **6**, 1238.
- Shikata, E., Iguchi, A., 1986.** Production of Mo-99 and its Application in Nuclear Medicine, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, **102**, 533-550.
- Stephen, L.G., La Fontaine, R., Stein, M.A., 1986.** Effect Field Uniformity and Spatial Resolution of Scintillation Cameras, *Journal of Nuclear Medicine*, **27**, 706-713.

- Trubetskoy, V.S., Frank-Kamenetsky, M.D., Whiteman, K.R., 1996.** Lymphangiographic Contrast Media for Gamma Scintigraphy and Magnetic Resonance Imaging, *Academic Radiology*, **3**, 232-238.
- Tuğrul, A.B., 1995.** A New Approach for Calculating The Geometry Factor For Flow Measurements With Radioactive Tracers, *Kerntechnik*, **60**, 265-266.
- Urgancıoğlu, İ., 1989.** Cerrahpaşa Nükleer Tıp El Kitabı, Saffet Matbaası, İstanbul.
- Üstün, E.F., 1964.** Radyoloji ve Yurt Dışında Radyoloji, Ege Üniversitesi Matbaası, İzmir.
- Wackers, F.J.T., Berman, D.S., Maddahi, J., 1989.** Technetium-99m Hexakis 2-Methoxyisobutyl Isonitrile: Human Biodistribution, Dosimetry, Safety, and Preliminary Comparison to Thallium-201 for Myocardial Perfusion Imaging, *Journal of Nuclear Medicine*, **30**, 301-311.
- Weissleder, R., Thrall, J.H., 1989.** The Lymphatic System: Diagnostic Imaging Studies, *Radiology*, **172**, 315-317.
- White, S.A., Susan, A., 1978.** Nuclear Medicine Technology Review, St.Louis.
- Whitehead, F.R., 1982.** *Quantative Analysis of Minimum Detectable Lesions-to Background Uptake Ratio for Nuclear Medicine Images Systems*, Searle Analytic Inc., Illinois.
- Winzelberg, G.G., Hydovitz, J.D., O'hara, K.R., 1985.** Parathyroid Adenomas Evaluated by Tl-201 / Tc-99m Pertechnetate Substraction Scanning, *British Medicine Journal*, **286**, 1384-1386.
- Yeğın, M., 1985.** Genel Nükleer Tıp, Atatürk Üniversitesi, Erzurum.

ÖZGEÇMİŞ

1976 yılında İstanbul'da doğdu. Orta okulu Özel Ortadoğu Lisesi'nde, liseyi Özel Bilgi Lisesi'nde okudu. 1994 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümüne girdi ve 1998'de mezun oldu. 1997'de İ.Ü. Çapa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda staj yaptı. 1998 yılında İ.T.Ü. Nükleer Enerji Enstitüsü'nde Yüksek Lisans öğrenimine başladı ve halen Nükleer Uygulamalar Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans eğitime devam etmekte olup, bu Anabilim Dalı'nda yarı-zamanlı öğrenci olarak çalışmaktadır. İngilizce bilmektedir.