

104150

**FARKLI GAMA KAMERALARLA VERTEBRA FANTOM
KULLANILARAK KEMİK SİNTİGRAFI ÇEKİMLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

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

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Ercan ARSLAN
(304.94.1.020)**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 22 Ocak 2001
Tezin Savunulduğu Tarih : 05 Şubat 2001**

Tez Danışmanı : Prof.Dr. A. Beril TUĞRUL

Diğer Jüri Üyeleri Doç.Dr. Filiz BAYTAŞ (İTÜ)

Doç.Dr. Mustafa DEMİR (İÜ)

M. Beril 14.02.2001
F. Baytaş 14/2/2001
M. Demir 14/02/2001

ŞUBAT 2001

104150

ÖNSÖZ

Bu çalışmada iki farklı gama kamera kullanılarak kemik sintigrafisine ilişkin deneysel bir çalışma; su ortamı ile ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom kullanılarak olabildiğince gerçeğe yakın şartlar simule edilerek gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Bu çalışmanın, konu ilgililerine yararlı olacağını umarım.

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

Yüksek Lisans eğitimim sırasında ders aşamasında ve tez aşamasında bana olan değerli yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyip, kendinde bulunan pozitif enerjiyi bana aktaran, her konuda beni destekleyip, teşvik eden değerli Hocam Sayın Prof.Dr.A.Beril TUĞRUL'a en içten duygularıyla şükranlarımı sunmayı 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 teşekkür etmek isterim.

Bu çalışmada deneysel çalışmaların birçok aşamasında değerli yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç.Dr. Mustafa DEMİR'e ayrıca teşekkürlerimi sunarım. Çalışmalara katkısı olan Teknisyen Cavit NİŞLİ'ye de teşekkür ederim.

Bugünlere ulaşmamda bana her zaman her yönden destek olan aileme minnetlerimi sunarım.

Ocak 2001

Ercan ARSLAN

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ	viii
SEMBOL LİSTESİ	xi
ÖZET	xii
SUMMARY	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. NÜKLEER TEKNİKLERİN GELİŞİMİ VE TIP UYGULAMALARI	4
2.1. Nükleer Teknikler	4
2.2. Nükleer Tekniklerin Endüstride Uygulamaları	5
2.2.1. Proses Araştırmaları	7
2.2.2. Karışım Özellikleri Tayini	8
2.2.3. Bakım İncelemeleri	8
2.2.4. Aşınma ve Korozyon İncelemeleri	8
2.3. Nükleer Tekniklerin Tıpta Uygulamaları	9
2.3.1. Radyoloji	9
2.3.1.1. Radyolojide Kullanılan X-Işınlarının Özellikleri	11
2.3.1.2. X-Işınlarının Madde İle Etkileşimi	12
2.3.1.3. Radyolojinin Gelişim Sebepleri	14
2.3.2. Radyasyon Onkolojisi	15
2.3.2.1. Teleterapi	16
2.3.2.2. Brakiterapi	16
2.3.2.3. Radyasyon Onkolojisinde Kullanılan Radyasyon Çeşitleri	16
2.3.3. Nükleer Tıp	19
3. SİNTİGRAFİ	22
3.1. Gama Kameralar	22
3.2. Sintilasyon Detektörleri	25
3.3. Kolimatörler	26
3.3.1. Kolimatör Çeşitleri	26
3.3.1.1. Geometrilere Göre Kolimatörler	27
3.3.1.2. Görüntü Kalitesi Teminine Göre Kolimatörler	30
3.3.1.3. Kullanılan Radyoizotopun Enerjisine Göre Kolimatörler	31
3.4. Sintigrafide Kullanılan Radyoizotoplar	31
3.5. Sintigrafide Kullanılan Radyofarmasötikler	35
3.6. Sintigrafi Uygulamaları	36
3.6.1. Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi	36
3.6.2. Beyin Spect	37

3.6.3. Beyin Perfüzyonu	37
3.6.4. Akciğer Perfüzyon Sintigrafisi	37
3.6.5. Akciğer Ventilasyon Sintigrafisi	37
3.6.6. Troid Uptake (Birikimi)	38
3.6.7. Troid Sintigrafisi	38
3.6.8. Paratroid Sintigrafisi	38
3.6.9. Dalak Sintigrafisi	38
3.6.10. Dinamik Böbrek Sintigrafisi	38
3.6.11. Statik Böbrek Sintigrafisi	39
3.6.12. Göz Yaşı Yolları Sintigrafisi	39
3.6.13. Kemik Spect	39
3.6.14. Kemik Sintigrafisi	39
3.6.14.1. Endikasyonları	41
3.6.14.2. Kemik Sintigrafisinde Kullanılan Radyofarmasotikler	42
3.6.14.3. Kemik Sintigrafisi Uygulamaları	43
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	47
4.1. Fantom Seçimi	47
4.1.1. İnsan Kemik Yapısı	48
4.1.2. Deneyde Kullanılan Kemik Bölgesi	51
4.2. Deneyde Kullanılan Fantom	53
4.3. Kullanılan Radyoizotop	56
4.4. Kullanılan Deney Düzeneği	57
4.4.1. Orbiter Gama Kamera	58
4.4.2. Verteks Gama Kamera	59
4.4.3. Gama Kameralarla Çalışma	61
4.5. Deneyin Yapılışı	61
5. DENEY SONUÇLARI	69
5.1. Alınan Sintigrafik -Görüntüler	69
5.1.1. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Elde Edilen Görüntüler	69
5.1.1.1. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Anterior Pozisyonda (Önden) Görüntüleme Sonuçları	69
5.1.1.2. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Posterior Pozisyonda (Arkadan) Görüntüleme Sonuçları	72
5.1.1.3. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle SPECT Görüntüleme Sonuçları	72
5.1.2. Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle Elde Edilen Görüntüler	78
5.1.2.1. Orbiter (Tek Başlı) Gama Kamera İle Alınan Görüntüleme Sonuçları	78
5.1.2.2. Orbiter (Tek Başlı) Gama Kamera İle SPECT Görüntüleme Sonuçları	78
5.2. Lezyon Tayini Sonuçları	84
5.2.1. Verteks (Çift Başlı) Kamera İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	84
5.2.1.1. Anterior Pozisyonda (Önden) Lezyon Tayini Değerlendirmesi	85
5.2.1.2. Verteks Gama Kamera İle SPECT Görüntüleme İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	96
5.2.2. Orbiter (Tek Başlı) Kamera İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	99

	<u>Sayfa No</u>
5.3. Sonuçların Mukayeseli Değerlendirmesi	102
5.3.1. Sintigrafik Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi	102
5.3.2. SPECT Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi	109
6. SONUÇ VE TARTIŞMA	114
KAYNAKLAR	118
ÖZGEÇMİŞ	120



KISALTMALAR

BT	: Bilgisayarlı Tomografi
EHDP	: Etan-1-hidroksil-1, 1-difosfonat
HDP	: Disodyum oksidronat
HR	: High Resolution
HS	: High Sensitivity
IV	: Intravenöz
İ.T.Ü	: İstanbul Teknik Üniversitesi
İ.Ü	: İstanbul Üniversitesi
NaI(Tl)	: Sodyum iyodür talyum
MAA	: Macro Agregated Albumin
MDP	: Metil difosfonat
MHDP	: Hidroksimetilen difosfonat
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
PMT	: Photo-Multiplier Tube
SPECT	: Single Photon Emission Computed Tomography

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1 Sintigrafide Kullanılabilen Radyoizotoplar (Demir, 2000)	33
Tablo 4.1 Kullanılan Tc-99m Radyoizotopunun Özellikleri	57
Tablo 4.2 Çalışılan Orbiter Kameranın Özellikleri	59
Tablo 4.3 Çalışılan Verteks Kameranın Özellikleri	60
Tablo 4.4 Lezyon Simülasyonu İçin Alt Limit Tayinine İlişkin Kullanılan Aktiviteler	62
Tablo 4.5 Lezyon Simülasyonu Parametreleri	63
Tablo 4.6 Lezyon Simülasyonu Markalamasına Göre Lezyon Parametreleri	65
Tablo 4.7 Çalışılan fantom Pozisyonları	67
Tablo 5.1 0 cm Mesafede Anterior (Önden) Pozisyonda Elde Edilen Sonuçlar ...	82
Tablo 5.2 2,5 cm Mesafede Anterior (Önden) Pozisyonda Elde Edilen Sonuçlar .	82
Tablo 5.3 5 cm Mesafede Anterior (Önden) Pozisyonda Elde Edilen Sonuçlar ...	83
Tablo 5.4 10 cm Mesafede Anterior (Önden) Pozisyonda Elde Edilen Sonuçlar .	83
Tablo 5.5 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle SPECT Görüntüleme İçin Elde Edilen Sonuçlar	86
Tablo 5.6 Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle SPECT Görüntüleme İçin Elde Edilen Sonuçlar	99

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1 İlk X-Işını Radyografi (Cartz, 1995)	10
Şekil 2.2 X-Işını Tüpünden Elde Edilen X-Işınlarının Enerji Spektrumu (Shultis ve Faw, 1996)	12
Şekil 2.3 Gama Işınlarının Enerji Spektrumuna Bir Örnek (Halmshaw, 1971)	17
Şekil 3.1 Sintigrafide Kullanılan Düzenegin Blok Diyagramı	23
Şekil 3.2 Sintigrafi Düzenegi	24
Şekil 3.3 Pinhole Kolimatör	27
Şekil 3.4 Iraksak (Diverjan) Kolimatör (Demir, 2000)	29
Şekil 3.5 Yakınsak (Konverjan) Kolimatör (Demir, 2000)	29
Şekil 3.6 Tüm Vücut İçin Normal Hale İlişkin Anterior (önden) ve Posterior (arkadan) Kemik Sintigrafisi Görüntüleri (Bernier ve ark., 1997)	44
Şekil 3.7 Tüm Vücut İçin Patolojik Hale İlişkin Anterior (önden) ve Posterior (arkadan) Kemik Sintigrafisi Görüntüleri (Bernier ve ark., 1997)	45
Şekil 3.8 Lomber Spine (Bel kemiği) İçin Planar Görüntü İle Mukayesesi (Bernier ve ark., 1997)	46
Şekil 4.1 İnsan İskelet Yapısı	49
Şekil 4.2 Vertebra Servikal (vertebralis cervicalis) Omurların Görünüşü (Ferner ve Staubesand, 1982)	52
Şekil 4.3 1. Omur Atlas İle 2. Omur Axis'in Görünüşü (Ferner ve Staubesand, 1982)	52
Şekil 4.4 Lezyon Simülasyonlu Vertebra Fantom	54
Şekil 4.5 Polimer, Dikdörtgenler Prizması Şeklindeki Kap İçine Yerleştirilmiş Vertebra	54
Şekil 4.6 Polimer Kap İçine Sabitlenmiş Vertebra Fantom	56
Şekil 4.7 Çalışılan Orbiter Gama Kamera	58
Şekil 4.8 Çalışılan Verteks Gama Kamera	58
Şekil 4.9 Lezyon Simülasyonu Yerleşim Düzeni	64
Şekil 4.10 Sintigrafi Çekimine Hazırlanmış Fantom	66
Şekil 5.1 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Anterior (Önden) Pozisyonda Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri	70
Şekil 5.2 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Anterior (Önden) Pozisyonda Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri	71
Şekil 5.3 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Posterior (Arkadan) Pozisyonda Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri	73
Şekil 5.4 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Posterior (Arkadan) Pozisyonda Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri	74
Şekil 5.5 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Coronal SPECT Görüntüleri	75
Şekil 5.6 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Transvers SPECT Görüntüleri	76
Şekil 5.7 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sagittal SPECT Görüntüleri	77

Şekil 5.8	Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri	79
Şekil 5.9	Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri	80
Şekil 5.10	Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Coronal SPECT Görüntüleri	81
Şekil 5.11	Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Transvers SPECT Görüntüleri	82
Şekil 5.12	Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sagittal SPECT Görüntüleri	83
Şekil 5.13	Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 0 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	88
Şekil 5.14	Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 0 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	89
Şekil 5.15	Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 2,5 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	90
Şekil 5.16	Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 2,5 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	91
Şekil 5.17	Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 5 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	92
Şekil 5.18	Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 5 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	93
Şekil 5.19	Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 10 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	94
Şekil 5.20	Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 10 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	95
Şekil 5.21	Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Su Ortamı İle Oluşturulan SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	97
Şekil 5.22	Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Background Ortamı İle Oluşturulan SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	98
Şekil 5.23	Orbiter (Tek Başlı) Gama Kamera İle Su Ortamı İle Oluşturulan SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	100
Şekil 5.24	Orbiter (Tek Başlı) Gama Kamera İle Background Ortamı İle Oluşturulan SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi	101

Şekil 5.25	Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin Su Ortamı ve Background Ortamı İçin 0 cm’de Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi	103
Şekil 5.26	Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin Su Ortamı ve Background Ortamı İçin 2,5 cm’de Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi	104
Şekil 5.27	Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin Su Ortamı ve Background Ortamı İçin 5 cm’de Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi	105
Şekil 5.28	Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin Su Ortamı ve Background Ortamı İçin 10 cm’de Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi	106
Şekil 5.29	Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin 0 cm, 2,5 cm, 5 cm ve 10 cm’de Su Ortamı İçin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi	107
Şekil 5.30	Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin 0 cm, 2,5 cm, 5 cm ve 10 cm’de Background Ortamı İçin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi	108
Şekil 5.31	Verteks (Çift Başlı) Kamera İçin Su ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin SPECT Görüntülerine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmeleri	110
Şekil 5.32	Orbiter (Tek Başlı) Kamera İçin Su ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin SPECT Görüntülerine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmeleri	111
Şekil 5.33	Verteks (Çift Başlı) ve Orbiter (Tek Başlı) Kamera İçin Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin SPECT Görüntülerine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmeleri	112
Şekil 5.34	Verteks (Çift Başlı) ve Orbiter (Tek Başlı) Kamera İçin Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin SPECT Görüntülerine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmeleri	113

SEMBOL LİSTESİ

B	: Background
E_{max}	: X-Işınlarının Maksimum Enerjiye sahip olanı
EC	: Electron Capture
IC	: Intersect
IT	: Internal Transmission
S	: Sinyal
Z	: Atom Numarası



FARKLI GAMA KAMERALARLA VERTEBRA FANTOM KULLANILARAK KEMİK SİNTİGRAFİSİ ÇEKİMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

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 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 uygulamaları olup, 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, kadavradan alınmış vertebra ile su ortamı ve background ortamı ile oluşturulan fantom ile çalışılmıştır. Lezyon oluşumu için ise vertebra omurlarının altına veya arasına tüpler içinde farklı aktivitelerde Tc-99m konarak deneysel çalışmalar yapılmıştır.

Kemik sintigrafisinde sıkça kullanılan verteks (çift başlı) ve orbiter (tek başlı) iki farklı gama kamera kullanılarak çekimler yapılmıştır. Böylelikle, her iki gama kamera ile, su ortamı ve background ortamında vertebra fantom kullanılarak çekimler gerçekleştirilmiştir. İlave olarak, her iki gama kamera ile SPECT görüntüler de alınmıştır.

Lezyon tayini değerlendirmesi S/B (sinyal/background) oranından hareketle yapılmıştır. Böylelikle, çekimler rasyonel olarak değerlendirilmiştir. Ulaşılan deneysel sonuçlar birbiri ile mukayeseli olarak incelenerek değerlendirilmiştir.

EVALUATION OF SCINTIGRAPHY WITH DIFFERENT GAMMA CAMERAS BY USING VERTEBRA PHANTOM

SUMMARY

A new vision has been opened in medicine with using nuclear techniques. 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.

Taking the information at about effecting of human is the most important for successive applications in practice. So, generally using a phantom is preferred for the experimental studies due to hard to study on a man. In this study, a dead vertebra phantom that is consists with water and background media is selected as the phantom. Tc-99m tubes, which are placed under and between the vertebrae, are used for the simulation of lesions.

Using vertex and orbiter gamma cameras that are used widespread for the bone scintigraphy has done experimental studies. So, the scintigraphy has been applied by using vertebra phantom with water and background media for the two gamma cameras. Moreover, SPECT visions have also been taken by using two different gamma cameras.

Evaluation of lesion determination has been observed by the S/B (signal/noise) ratio. Therefore, the scintigraphic applications were evaluated rationally. Moreover, the experimental results are also evaluated comparatively.

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Nükleer teknoloji ile yapay radyoizotop üretimi mümkün olmuş ve bu teknolojinin gelişmesiyle de radyoizotoplar farklı alanlarda yaygın olarak kullanılır hale gelmişlerdir. Bu kullanım o derece etkin ve yaygın olmuştur ki; yeni nükleer teknikler geliştirilmiş ve başarıyla uygulanmıştır (**Földiak, 1986**).

Kendiliğinden radyasyon yayan kararsız izotoplar “radyoizotop” olarak nitelenmektedirler. Radyoizotopların bazıları doğada bulunmaktadır. Bunlara “doğal radyoizotoplar” denmektedir (**Etherington, 1958**). Ancak, bunlar; nispeten limitli ve belirlidirler.

Oysa, nükleer teknolojinin gelişimiyle ve bu gelişimin uzantısında nükleer reaktörlerin ve hızlandırıcıların artmasıyla, reaktör kalbinde meydana gelen nükleer reaksiyonlar sonucunda çok sayıda doğada bulunmayan radyoizotop kolaylıkla üretilebilir hale gelmiştir. Böylelikle, “yapay radyoizotoplar” elde edilmiştir.

Yapay radyoizotopların kolay ve çok sayıda üretilmeye başlanması, bir çok nükleer tekniğin ve yeni nükleer mühendislik dallarının gelişmesine olanak sağlamıştır (**Rahman ve Shieeh, 1981**). Bu nükleer teknikler, farklı amaçlara hizmet verebilen ve farklı konularda ufuk açan teknikler durumuna gelmişlerdir.

Radyoizotopların yaygın olarak kullanıldığı alanlar olarak, tıp, endüstri, tarım ve hayvancılık çalışmaları ve arkeometri sayılabilir. Bu alanlar, işgal konusu olarak birbirlerinden hayli farklı alanlara hizmet veriyor olmalarına karşın, nükleer teknikleri başarı ile uygulayabilmektedirler.

Nükleer reaktörlerde, fisyon sonucu veya nötron bombardımanı sonucu oluşan yapay radyoizotoplar, endüstride hayli yaygın şekilde kullanılmaktadır (**Gardner ve Ely, 1967**). Bu alanda, daha çok, kalite ve proses kontrolünde kullanımları yaygınlaşmıştır. Bu kullanım, aynı zamanda sanayinin sorunlarına ekonomik ve hassas çözümler getirmiştir. Sisteme temas etmeden ölçüm yapılabilmesi, nükleer tekniklere avantaj getirmektedir (**Foster ve Wright, 1977**) Bu bakımdan, endüstride radyoizotopların ve bu bağlamda nükleer tekniklerin kullanımı giderek artan bir gelişim göstermektedir.

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. Arkeometride ise, tek ve yegane olan birçok antik eserin tahribatsız olarak incelenmesi, radyoizotoplar ve nükleer tekniklerin kullanımıyla mümkün olabilmektedir.

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 kullanılabilir (**Bernier ve ark., 1997**). Bu kullanım ile ulaşılan sonuçlar, çoğu kez konvansiyonel tekniklerle ulaşılamayacak derecede ileri ve detaylı olabilmektedir. Bu bağlamda, radyoizotop kullanımı ve uygulamaları, tıp alanında yeni bilim dallarının gelişimine ve organize olmasına neden olmuştur.

Teşhis amaçlı olarak radyoizotopların ve nükleer tekniklerin kullanımıyla, tıpta, “nükleer tıp” adı altında önemli ve etkin bir bilim dalı vücut bulmuştur. Nükleer tıp amaçlı uygulamalar, hayli çeşitli olup, çoğu kez, alternatifsizdirler. Bu bakımdan, günümüzde, giderek yaygınlaşmakta ve pek çok gelişkin hastanede bir nükleer tıp merkezi bulunmaktadır.

Nükleer tıpta, tomografi, sintigrafi, kemik yoğunluğu ölçümü gibi farklı, ancak hepsi hastalık tanısına yönelik kullanılan nükleer teknikler kullanılmaktadır. Nükleer tıp görüntülerinin genel adı olan “sintigrafi”, uygun radyoizotop ve biyoaktif bileşenin kullanımıyla, bir vücut organının veya bölgesinin görüntüsü olarak durumunu inceleyip, farklı organ veya vücut bölgeleri için başarıyla uygulanmaktadır (El Desouki ve ark., 2000, Kajiya ve ark., 2000, Jager ve ark., 2000).

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında, önemli bir nükleer teknik olan sintigrafinin kemik görüntülemesi üzerinde deneysel bir çalışma yapılması düşünülmüştür. Bu amaçla, “uygun” ve gerçekçi bir fantom kullanılarak, farklı dozlarda radyoizotop kullanımıyla “kemik sintigrafisi”nde elde edilen sonuçlar ve değerlendirmeleri bu çalışmanın hedefleri arasında yer almaktadır.



BÖLÜM 2

NÜKLEER TEKNİKLERİN GELİŞİMİ VE TIP UYGULAMALARI

2.1. NÜKLEER TEKNİKLER

Nükleer teknolojinin gelişimi ve yapay radyoizotopların nükleer reaktörlerde üretiminin artmasından sonra farklı alanlara hizmet veren birçok teknik geliştirilmiştir. Nükleer teknikler olarak nitelenen bu yöntemler, çok farklı alanlara hizmet verebilmektedir. Bu hizmet alanlarının başlıcaları;

- Endüstri
- Tıp
- Tarım ve Hayvancılık çalışmaları
- Arkeometri

olarak sayılabilir. Bunlardan özellikle ilk ikisi günümüzde yaygın olarak uygulanmaktadır. Bu bakımdan burada, nükleer tekniklerin endüstri ve tıpta uygulamalarına ayrı alt bölümler halinde yer verilecektir.

Radyoizotopların ve radyasyonun nükleer tekniklerde önemi yadsınmadığı gibi, bunların kullanımı, yeni aygıt ve sistemlerin teknolojik olarak geliştirilmesini sağlamıştır. Bu aygıtlarla yapılan çalışmalar bazı çok özel nitelikler içermektedir (Bayhan, 1998).

Bunlar;

- Radyasyon maddeye nüfuz edebilmektedir.
- Ölçülecek materyale doğrudan temas olmadan ölçüm yapılabilir.
- Hareketli malzemede, hareket halinde iken ölçüm yapılabilir.
- Radyoizotop kaynaklar kararlı olarak nitelenebilecek uygulamalara olanak sağlarlar.
- Geliştirilen cihaz ve aygıtlar az bakım gerektirmektedir.
- Maliyet / yararlılık oranı diğer yöntemlere göre iyidir.
- Genellikle tahribatsız muayene olanağı sağlarlar
- Hassasiyetleri iyidir
- Çabuk ve hızlı uygulama yapılabilir.
- Hata oranları genellikle düşüktür

Nükleer tekniklerle ilgili aygıtların üretiminde mikroişlemci teknolojisi önemli olmuştur. Bu şekilde;

- Karmaşık kalibrasyon eğrilerinin doğrusallaştırılması,
- Radyoizotop bozunumu için kompensasyon,
- Önemli kalibrasyon kontrolleri

mikroişlemci teknolojisi ile kolaylıkla yapılabilir.

2.2. NÜKLEER TEKNİKLERİN ENDÜSTRİDE UYGULAMALARI

Radyasyon ve radyoizotop uygulamalarının endüstrideki katkı ve yararları gelişmiş ülkelerde çok iyi bilinmektedir. Modern endüstride radyasyon ve radyoizotopların kullanımı, proses geliştirilmesi ve iyileştirilmesi, ölçüm, otomasyon ve kalite kontrol için büyük önem taşımaktadır. Radyoizotopların bu alandaki uygulamaları, nükleer teknolojinin vücut bulmasıyla, hemen başlamış ve hızla gelişmiştir.

Bugün endüstrinin hemen her alanında radyoizotoplar ve nükleer teknikler çeşitli biçimlerde kullanılmaktadır (**Földiák, 1986**). Radyoaktif maddenin çok küçük bir miktarı kolayca saptanarak ölçülebildiği için aşağıda sayılan endüstri alanlarında büyük yararlar sağlamaktadır. Bunlar;

- Kömür,
- Petrol ve gaz
- Petro-kimya,
- Çimento,
- Cam,
- İnşaat malzemeleri.,
- Maden filizi işlenmesi,
- Kağıt,
- Demir ve çelik,
- Demir dışı metaller,
- Otomotiv

endüstrisi olarak sayılabilir.

Bu endüstri alanlarında radyoizotopların kullanım amaçlarını ise ana başlıklar şeklinde şöylece sıralayabiliriz. Bunlar;

- Proses Araştırmaları
- Karışım Özellikleri Tayini
- Bakım İncelemeleri
- Aşınma ve Korozyon

çalışmalarıdır (**Bayhan, 1998**).

2.2.1. Proses Araştırmaları

Proses araştırmaları; kalış zamanı ve akış hızı belirlemeleri, akış modellemeleri, akış parametrelerinin saptanması, fonksiyonel parametrelerin belirlenmesini, çeşitli kalite güvence kontrollerini, analizleri içeren geniş ve kapsamlı araştırma ve uygulama grubunu oluştırmaktadır.

Radyoizotopların proses endüstrisindeki en önemli kullanım yeri, belki de kalış zamanı araştırılmalarıdır. Bu şekilde, fabrika optimizasyonu, modelleme ve otomatizasyon sağlanır. Fabrika bir kez optimum performansa ulaşınca artık radyoizotoplar sapmaları ve fonksiyon bozukluklarını araştırmak için kullanılır hale gelir.

Radyoizotop kullanımıyla, fonksiyon bozukluklarının nedenleri çok kolayca anlaşılabilir. Örneğin; istenmeyen bir buhar by-pass'ının, borularda tıkanıklığın veya ölü bölgelerin belirmesi hemen saptanabilir. Sistemi durdurmadan sorunu saptayarak tamir için durdurmaya gerek olup olmadığđ yada yapılacak işlerin detayı belirlenebilmektedir.

Ayrıca, kağıt ve çelik levha üretiminde, yüksek hızda üretimi otomatize etmek için, radyoizotop kullanılması o mertebede yaygınlaşmıştır ki; proses için artık bir ön koşul haline gelmiştir. Böylelikle, radyoizotop kullanımıyla pahalı proses ekipmanlarının durumu konusunda sağlıklı bilgi alınmakta ve kullanım ömürleri artırılmaktadır.

Endüstride, boyut ve seviye ölçümü gibi uygulamalar da proses araştırmaları arasında sayılabilir. Bu uygulamalara alternatif geleneksel yöntemlerin kullanılmasına karşın, 'birim alandaki kütle' gibi bazı ölçümleri sadece radyoizotop yöntemlerle yapabilmek mümkün olabilmektedir. Bu parametreye kalınlık ölçüsü denmekte ve tabaka şeklinde üretim yapan kağıt, çelik, plastik endüstrisinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Ayrıca, analiz amaçlı kullanılabilen nükleer teknikler de bu gruba girmektedir. Fazla olarak kalite güvence için kullanılan nükleer teknikler de bu grupta yer almaktadır.

Radyasyon bazı kimyasal reaksiyonları indükleyebilmektedir. Bu nedenle örneğin, plastik üretimi veya plastiğin başka bir materyal ile ilişkilendirilmesinde kullanılmaktadır. Çapraz bağlı bazı polimerler için bu uygulama başarılı olmaktadır.

2.2.2. Karışım Özellikleri Tayini

Karışım süresi belirlemeleri, karıştırıcı performansı ve optimizasyonunu içerir (**Gardner ve Ely, 1967**). Karıştırma prosesi, çimento ve kağıt gibi sektörlerde çok önemlidir. Çünkü bu alandaki karışım materyalinin ağırlığı genellikle binlerce tonu bulmaktadır. Bu kadar büyük bir kütlede karışım işleminin kontrolü ancak radyoizotoplarla kolay ve masrafsız olarak sağlanabilmektedir.

2.2.3. Bakım İncelemeleri

Bakım incelemeleri; kaçak ve sızıntı tespiti, istenmeyen fonksiyonel özelliklerin araştırılması, materyal taşınımı belirlemesini kapsamaktadır. Bu çalışmalara ilişkin bir örnek; Hindistan'da 140 km.'lik bir petrol boru hattının radyoaktif izleme yöntemleriyle test edilmesi gösterilebilir. Bu çalışmayla beş yerde kaçak bulunmuştur. Bu yöntem, geleneksel hidrostatik basınç ve gözle muayene yöntemleriyle karşılaştırıldığında zamandan ve parasal açıdan önemli ölçüde tasarruf sağlamaktadır. Aynı zamanda, bu uygulamalar, fire ve zararı da azaltmaktadır.

2.2.4. Aşınma ve Korozyon İncelemeleri

Aşınma ve korozyon incelemeleri, motor aşınması tespiti, proses ekipmanlarının korozyonunun belirlenmesi, yağlama performansı tespiti konularını içerir (**Gardner, 1967**). Otomotiv endüstrisinde radyoizotoplarla işaretli makine parçalarının aşınmasına ilişkin çalışmalarla yenilik ve geliştirme konusunda önemli kolaylıklar sağlanmıştır.

Yeni bir motorun tasarımı için yüzlerce aşınma testinin uygulanması gerekmektedir. Yüzey aktivasyon tekniği ile, araştırılacak metalin yüzeyindeki ince bir tabaka hızlandırıcıdan elde edilen iyonlarla ışınlanır. Böylece çok küçük miktarda radyoaktif materyal kullanılarak çok yüksek duyarlılık elde edilir. Bu işlemle, geleneksel yöntemlere oranla hayli ekonomik olarak daha hassas sonuçlara ulaşmak mümkün olabilmektedir. Ayrıca, radyoizotop yöntemlerle yapılan testlerde motor sökölmemekte, böylece çalışma sırasında fonksiyonel durumda iken ölçüm yapılabilir.

2.3. NÜKLEER TEKNİKLERİN TIPTA UYGULAMALARI

Nükleer teknikler, nükleer teknolojinin gelişimine paralel olarak, tıpta büyük ölçüde uygulama alanı bulmuştur. Bu gelişimin yaygınlaşarak süreceği izlenimi edinilmektedir. Bu bağlamda, tıp içinde de farklı bilim dalları ve uygulama alanları vücut bulmuştur.

Sağlık alanında nükleer uygulamalar dendiği zaman akla ilk gelen tıp dalları:

- Radyoloji,
- Radyasyon Onkolojisi,
- Nükleer Tıp

olarak sıralanabilir.

2.3.1. Radyoloji

Radyoloji, sağlık bilimleri içinde gelişen ilke nükleer konularla ilişkili bilim alanıdır. Maddeye nüfuz edebilen radyasyon ile iç yapıya ilişkin görüntü almayı ifade eder. Tıpta obje insandır ve dolayısı ile insan vücudunun iç yapısına ilişkin görüntü alma, amaç olmaktadır. Bu bağlamda, uygun bir girici radyasyon tipi X-ışınlarıdır. Ancak, vücudun yumuşak doku olması ve insan sağlığı için olabildiğince düşük doz kullanılması hedeflendiğinden radyoloji amaçlı olarak düşük enerji seviyeli X-ışınları radyolojide kullanılmaktadır. .

Bilindiği üzere, X- ışınları, 1895 yılında Röntgen tarafından keşfedilmiştir (Alpen, 1998). Bu keşif, tesadüfi olarak gerçekleşmesine karşın ilk uygulaması radyoloji tarzında, İlk radyolojik uygulama el radyografinin alınması şeklinde olmuştur. Bu bakımdan, radyoloji; nükleer teknikler içinde ilk gelişen tekniktir denebilir. Şekil 2.1’de ilk X-ışını radyografi görülmektedir.



Şekil 2.1. İlk X-Işını Radyografi (Cartz, 1995).

X-ışınlı radyolojik uygulamaların ülkemizdeki geçmişi, dünyadaki başlangıcı kadar eskidir. Bir askeri tıp öğrencisi Dr. Esat Fevzi Türkiye’de ilk röntgen aygıtını geliştirilmiştir. İkinci röntgen aygıtı 1899’da Almanya’dan alınmış, üçüncüsü ise Alman Kızılhaç’ı tarafından hediye edilmiştir. 1899 ve 1900 yıllarında Gülhane ve Haydarpaşa askeri hastanelerine alınan iki yeni aygıttan sonra, 1904 yılında İstanbul’da kullanılan röntgen aygıtlarının sayısı 7’ye ulaşmıştır.

Bugün ülkemizde en küçük sağlık merkezinde dahi bir röntgen aygıtı bulamak mümkündür. Geçen yıllar içerisinde yetişen çok sayıda radyoloji uzmanı ve dünyaya paralel olarak gelişen teknolojik ilerlemeler sonucunda ülkemizde radyoloji bilimi önemli yer edinmiştir (Bayhan, 1998).

2.3.1.1. Radyolojide Kullanılan X-Işınlarının Özellikleri

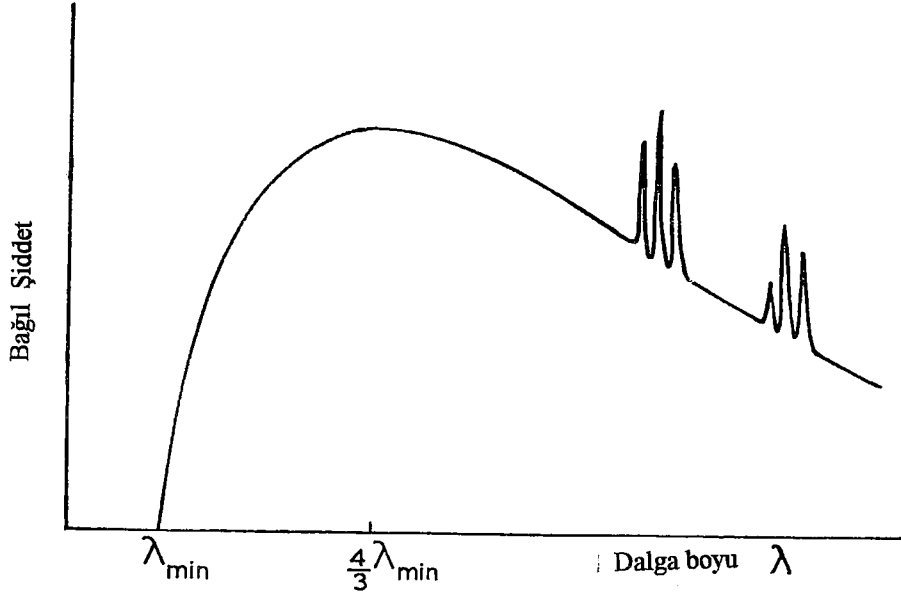
X- ışınları elektromanyetik radyasyon ailesine mensup, enerjitik fotonlardır. Maddeye nüfuz edebilme kabiliyetleri vardır. Bu bakımdan maddenin iç yapısına ilişkin görüntü almada, dolayısı ile de radyolojide kullanılırlar.

X-ışınları iki farklı tipte elde edilebilmektedirler. Bunlar; karakteristik X-ışınları ve frenleme tipi (bremsstrahlung) X-ışınlarıdır. Her ikisi de atom uzayında meydana gelen olaylar sonucu oluşmalarına karşın, karakteristik X-ışınları, atom uzayında yer alan alt seviye elektronlarının bir uyarı altında, yerlerini terk etmeleri ve bu yerin daha sonra, enerjisi yüksek elektronlar tarafından doldurulurken, fazla enerjilerini vermeleri sırasında yayınlanırlar. Karakteristik X-ışınları çizgisel spektruma sahiptirler.

Frenleme tipi (Bremsstrahlung) X-ışınları ise, hızlandırılmış, yüksek enerjili elektronların hedef bir atomla etkileşimleri sırasında, frenlenmeleri ve enerjilerini kaybetmeleri sırasında oluşan radyasyondur.

Bu tip X- ışınları geniş enerji spektrumuna sahiptirler. Bir başka deyişle, hızlandırılmış elektronlar atom uzayında durdurulurken farklı enerjilerde X-ışınları oluşur. Oluşan X-ışınlarının maksimum enerjiye sahip olanı (E_{max}) anma enerjisi olarak nitelenir.

Frenleme tipi (Bremsstrahlung) X-ışınları, X-ışını tüpü kullanılarak oluşturulur. Frenleme tipi (Bremsstrahlung) X-ışınları oluşurken, durdurulduğu atomun karakteristik X-ışınlarının da üremesi söz konusudur. X- ışını tüpünden üretilmiş X-ışınlarına ilişkin enerji spektrumu Şekil 2.2’de görülmektedir.



Şekil 2.2. X-Işını Tüpünden Elde Edilen X-Işınlarının Enerji Spektrumu (Halmshaw, 1971)

Radyolojide kullanılan X-ışınları, (bremsstrahlung) frenleme tipi X-ışınlarıdır. Bu bağlamda, tıp uygulamalarında X-ışını tüpünden yararlanılır. X-ışını üretimi, X-ışını tüpünde kontrollüdür. Bir başka deyişle, istenilen zamanda ve istenilen şiddette oluşturulabilmeleri mümkündür. Burada, sürekli bir radyasyon ışımasının söz konusu olmadığı dikkati çekmektedir. Bu husus, X-ışınlarını, amaca uygun kullanma kolaylığı ve radyasyon güvenliği açısından uygunluk ifade eder.

2.3.1.2. X-Işınlarının Madde İle Etkileşimi

X-ışınları iyonizan radyasyondurlar. Bu bağlamda, etkileştikleri atomları, iyonlaştırırlar. X-ışınlarının yeterince enerjiye sahip olmaları sonucunda gama ışınlarında da olduğu gibi, 3 farklı etkileşim olayı meydana gelebilir (Alpen, 1998). Bunlar;

- Fotoelektrik Olay
- Compton saçılması
- Çift Oluşumu olaylarıdır.

Çift oluşumu olayı, en az 1,02 MeV enerjiye sahip fotonların madde ile etkileşimi sırasında oluşan bir olaydır. Bu etkileşimde, foton kaybolur ve bir elektron pozitron çifti oluşarak, anihilasyon radyasyonu meydana getirirler. Bu olay, tıp alanında uygulanan radyolojide kullanılan X-ışınları için söz konusu olmaz. Zira, tıp amaçlı radyolojide kullanılan X-ışınları düşük enerjilidir. Bu nedenle de çift oluşumu olayı meydana gelmez.

Nükleer tıpta en modern görüntüleme teknolojisi olan PET (Pozitron Emisyon Tomografisi)'nin fiziksel temeli çift oluşumu olayına dayanır. Çift oluşumu ile ortaya çıkan 511 KeV enerjili anihilasyon fotonları PET kamera ile detekte edilebilmektedir. Bu teknik metabolik hastalıkların ve onkolojik hastalıkların tanısında çok güvenilir sonuçlar vermektedir.

Tıpta kullanılan düşük enerjili X-ışınları için, madde ile etkileşimleri sırasında en çok meydana gelme olasılığı olan olay, fotoelektrik olaydır. Fotoelektrik olayda, foton tüm enerjisini etkileştiği atomun elektronuna aktarır ve kendisi yok olur. Enerji alan elektron ise bağlı bulunduğu atom yörüngesine kendisini bağlayan bağ enerjisinin üzerinde enerji aldığı için bu yörüngeden ayrılarak, atomlar arası uzaya fırlar. Enerjitik bu elektrona “fotoelektron” adı verilir. Bu elektron çevre atomlarla etkileşerek, enerjisini kaybederken, etkileştiği bu atomların da iyonlaşmasına yol açar.

Compton olayında ise, foton atom elektronu ile etkileşir ve ona enerjisinin bir miktarını verir. Enerjiyi alan elektron yörüngesinden ayrılarak, atomlar uzaya fırlar ve atom iyonize olmuş olur. Ancak, foton tüm enerjisini kaybetmediğinden, yön değiştirerek, yoluna devam eder. Enerjisinin bir kısmını kaybetmiş foton madde ile yeniden etkileşebilir. Enerjitik elektron ise, çevresindeki atomlarla etkileşerek, atomları iyonize eder ve yavaşlar.

Görüldüğü üzere, X-ışınlarının maddeyle etkileşimleri sonucunda maddede iyonlaşma olmaktadır. Bu nedenle, X-ışınları “iyonizan radyasyon” grubuna girerler **Shapiro, 1989**). İyonizan radyasyonun canlılar için, yeterince uzun maruz kalınması halinde olumsuz etkileri olduğundan, X-ışınları için, radyasyondan korunma çerçevesinde uygun şartlarda kullanım söz konusudur.

2.3.1.3. Radyolojinin Gelişim Sebepleri

Radyoloji, nükleer tekniklerin tıpta kullanımı çerçevesinde değerlendirildiğinde ilk gelişen bilim alanı durumundadır. Halen de tıpta en yaygın kullanılan nükleer teknik radyografi olmaktadır.

Bunların nedenleri şöyle özetlenebilir (**Bayhan, 1998**):

- Öncelikle X-ışını kullanılarak uygulanan test yöntemleri çok uzun yıllar insana görünen bir zarar vermeden vücudun içini gösterebilen tek yöntem niteliğini taşımıştır.
- Sağlık personelinin eğitiminde çok önem verilen, bilgi birikimi oluşmuş ve özel uzmanlık dalı olarak belirlenen bir alan olmuştur.
- Birçok hastalıkta ve hastalıkların varyasyonlarında geniş alanda uygulanarak önemli boyutta veriler ve kriterler saptanmıştır.
- Radyoloji dışındaki uzmanlık alanlarında yetişen hekimlerde, radyoloji konusunda genel bilgi oluşmuş, bu bağlamda sık başvurulanan bir teknik halini almıştır.
- Yöntem, kısa bir sürede uygulanabilmektedir.
- Direkt testlerde hastanın vücuduna herhangi bir madde verilmemektedir.
- Röntgen aygıtları kolay ulaşılır cihazlar haline gelmiştir.
- Röntgen cihazını çalıştırmak özel şartları gerektirmemektedir
- Teknik kolay uygulanabilmektedir
- Diğer nükleer teknik uygulamalarına göre ucuzdur
- Elde edilen görüntüler kolay değerlendirilebilmektedir
- Hasta hakkında ileri ve değerli bilgiler elde edebilmek mümkündür.

Radyolojide, teknolojinin gelişimi bir ileri uygulama tekniği olan “tomografi” gelişmiştir. Farklı açılardan, alınan görüntünün birleştirilerek istenen bölgenin kesit görüntüsünün elde edildiği tomografi, radyolojinin vazgeçilmez bir uygulaması olarak bugün yaygın olarak uygulanmaktadır. Tomografide görüntü birleştirmesi bilgisayar kullanımı ile gerçekleştiğinden, teknik çoğu kez “Bilgisayarlı Tomografi (BT)” olarak anılmaktadır. Aslında X-ışını ile alınan ilk görüntüdeki X-ışınının davranışı ile en gelişkin tomografi aygıtının kullandığı X-ışının davranışı arasında fiziksel prensip açısından fark yoktur.

X-ışınları ile radyolojide görüntü, X-ışınının geçtiği alandaki doku yoğunluğuna göre absorbe olup olmaması sonucunda oluşturmaktadır. Ancak, özellikle elektronik ve bilgisayar alanındaki teknolojik ilerlemeler, bu enerjinin sağladığı bilgilerin daha da artmasına neden olmuştur. İlk X-ışını görüntülerini elde edebilmek için 12 dakikalık bir ışınlama süresi gerekirken bugünkü olanaklarla son derece düşük radyasyon ve ışınlama süresinde çok daha detaylı görüntüler alınabilmektedir.

X-ışınlı görüntülemenin temel karakteristiği insan organizması hakkında anatomik bilgi oluşturmaktır. Kontrast materyallerin kullanılması ile de, sınırlı olmakla birlikte ileri fonksiyonel veriler sağlanabilmektedir.

2.3.2. Radyasyon Onkolojisi

Bu tıp dalında radyasyon, hastalıkların tedavisi amacıyla kullanılmaktadır. Radyasyonun hastalıklarının tedavisinde kullanılması X-ışınlarının bulunmasında hemen sonra başladığı söylenebilir. Bu uygulamaları nedeniyle Niels F. Rinsen 1903 tarihinde Nobel Tıp ödülünü kazanmıştır. Gerçekten de birçok deri hastalığında X-ışını ve daha sonra da doğal radyoaktif kaynakların yaydığı ışınların tedavi edici etkisi bulunduğu gözlenmiştir.

Ülkemizde de röntgen ışını kullanarak ilk tedaviler Dr. Albay Cemil Topuzlu tarafından uygulanmış (1903) ve 19 hastanın sonuçları yayınlanmıştır. Yüzyılın başlangıcında radyasyon ve radyoaktivitenin biyolojik etkileri hakkında henüz yeterli bilgi birikimi bulunmamasına karşın, gözlenen sonuçlar, kısa sürede radyasyonun farklı tıp alanlarında kullanılır tedavi edici bir unsur olarak algılanmasına da neden olmuştur.

Ancak, radyasyon hakkında edinilen ileri bilgiler, radyasyonun günümüzde tedavi amaçlı bilinçli kullanımı olarak kanser tedavisinde kullanımını gündeme getirmiştir. Bu bağlamda, artık radyoaktivitenin sağlıkta uygulanması için özgün bilim alanları oluşmuştur. Bunlardan birisi de “radyasyon onkolojisi”dir.

Radyasyon onkolojisi isminden de anlaşılacağı gibi kanserin radyasyon kullanarak tedavi edilmesi ile uğraşmaktadır. Bu tip tedavide iki farklı uygulama söz konusudur (**Bayhan, 1998**). Bunlar;

2.3.2.1. Teleterapi

Bu tedavi uygulamasında radyasyonla, hedef bölge dışarıdan ışınlanmaktadır. Bir başka deyişle, belirlenen bir bölge uzaktan ve dış ışınlama şeklinde radyasyona maruz bırakılmaktadır.

2.3.2.2. Brakiterapi

Burada, hedef bölge, radyasyon kaynağı ile temas halinde ışınlanmaktadır. Bu uygulama, vücudun bazı bölgeleri için tercih edilmektedir.

2.3.2.3. Radyasyon Onkolojisinde Kullanılan Radyasyon Çeşitleri

Radyasyon onkolojisinde farklı radyasyon tiplerinden yararlanılabilmektedir. Bunlar;

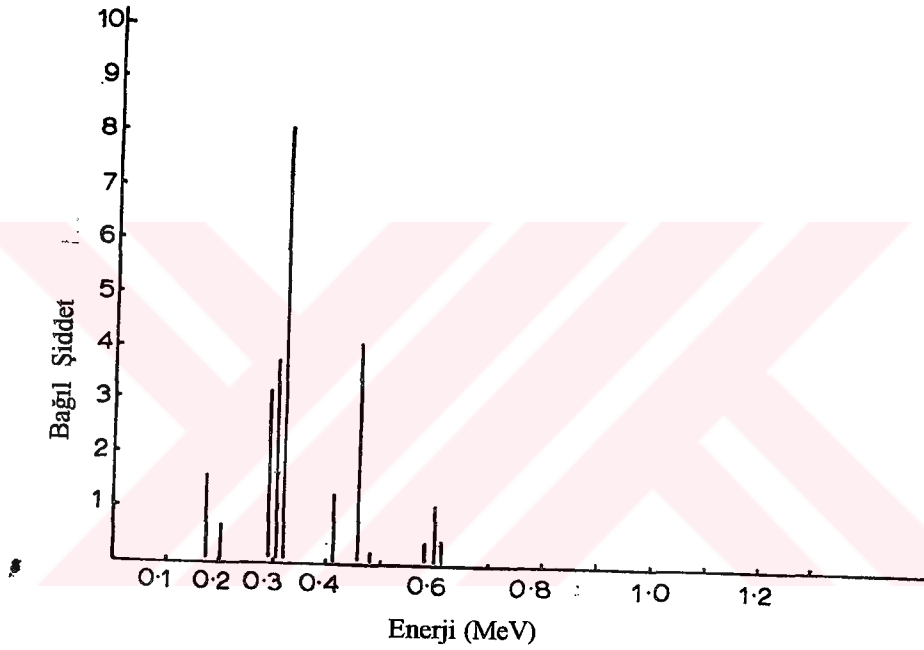
- X-ışınları
- Gama ışınları
- Elektronlar
- Sub-atomik parçacıklar

olabilmektedir (Bayhan, 1998).

Tedavi amaçlı X-ışını uygulamalarında radyolojide kullanılan X-ışını enerjisinden hayli yüksek enerjili X-ışınları kullanılmaktadır. Böylelikle, hedef bölge yüksek dozda radyasyonla ışınlatabilmektedir.

Elektronlar ve sub-atomik parçacıklar, iyonizan radyasyonlardır. Madde ile etkileşimleri; sahip oldukları elektrik yükü nedeniyle Coulomb etkileşimi çerçevesinde olmakta ve maddede doğrudan iyonizasyona neden olmaktadır.

Radyasyon onkolojisinde en yaygın kullanılan radyasyon tipi ise gama ışınlarıdır. Gama ışınları da X-ışınları gibi enerjitik ve maddeye nüfuz edebilen elektromanyetik radyasyon ailesine mensup ışınlarıdır ve yine X-ışınları gibi ışık hızı ile hareket eden fotonlardır. X-ışınlarından farkı kararsız atomların çekirdeğinden yayınlanırlar ve enerji spektrumları çizgiseldir (Şekil 2.3). Maddeyle etkileşimleri de X-ışınları gibi, fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşumu olayları ile olur. Tüm bu olaylar sonucunda, madde dolaylı olarak iyonlaşmış olur.



Şekil 2.3 Gama Işınlarının Enerji Spektrumuna Bir Örnek (Halmshaw, 1971)

Çoğu kez, radyasyon onkolojisinde Co-60 radyoizotopu gama radyasyon kaynağı olarak kullanılmaktadır. Co-60 radyoizotop kaynağının 1,17 MeV ve 1,33 MeV enerjilerde iki farklı gama piki bulunmaktadır. Bu radyoizotopun enerji seviyesi 1,02 MeV'in üzerinde olduğunda, gama ışınlarının madde ile etkileşiminde meydana gelebilecek üç olay da meydana gelebilir.

Kobalt-60 kullanılarak yapılan tedaviler, bugün gelişkin bir hale gelmiştir. Subatomik partikülleri istenen yoğunluk ve enerjide, istenen derinliğe hedeflemek yeni aygıt olanakları ile mümkün olmaktadır. Daha önceleri betatron aygıt ile yapılan bu işlem bugün 'lineer accelerator' olarak isimlendirilen çizgisel partikül hızlandırıcılarla çok etkin şekilde uygulanmaktadır (Bayhan, 1998).

Öte yandan bilgisayar ve elektronik teknolojisindeki gelişmeler her alanda olduğu gibi radyasyon onkolojisi alanında da önemli yenileşmeler olmuştur. Son derece hızlı X-ışınlı bilgisayarlı tomografilerle alınan kesit görüntüler, hızlı ve güçlü bilgisayar yardımıyla 3 boyutlu şekilde biçimlendirilmekte, ışınlanacak alanın çevresi ve dışındaki dokuları korumak için robotik sistemlerle kurşun kalıpları hazırlanmaktadır. Böylece son derece seçici olarak sadece ışınlaması istenen bölge istenen açı dozda ışınlanmaktadır.

Bugün radyoterapi, kanserle savaş stratejisi içerisinde, cerrahiden sonra ikinci sırada yer almaktadır. Radyoterapinin amacı hastalığı küratif olarak tedavi etmenin yanı sıra kanser hastalarında yaşam kalitesini yükseltecek desteği de sağlamaktır. Baş, boyun tümörleri, meme kanseri, özefagus, vulva, anüs, rektum kanserleri, yumuşak doku sarkomları ve pediatrik tümörlerde radyoterapinin önemi ilk sıradadır.

Geçen yıllar içerisinde radyasyonun daha kontrollü ve etkin olarak kullanılmasını sağlayan aygıtların yanı sıra radyasyonun biyolojik etkileri de oldukça detaylı olarak anlaşılmış durumdadır. Bu nedenlerle Hodgkin hastalığı, servikal ve endometrial kanser, seminoma ve larinks kanserlerinde hastalara uzun bir yaşam sağlayacak uygulamalar geliştirilmiştir. Bununla birlikte birçok kanser türünde de henüz hiçbir tedavi yöntemi ile yeteri ile kadar etkili olunamamaktadır. Bu nedenle radyoterapi alanında henüz yapılacak çok iş, araştırılacak çok konu bulunmaktadır denebilir.

2.3.3. Nükleer Tıp

Nükleer tekniklerin tıp alanında uygulaması olarak gelişen bir bilim alanı da “nükleer tıp”tır. X-ışınları ile radyoaktivitenin bulunuşu arasında fazla zaman farkı olmamasına karşın, insan sağlığında radyoizotop uygulamalarının gelişimi, X-ışınlarının tıpta kullanılmasıyla karşılaştırıldığında oldukça gecikmişlik ifade etmektedir (Bayhan, 1998). Fazla olarak, radyolojide teknik gelişim nispeten tamamlanmış gibi görünse de, radyoizotop uygulamalarındaki gelişim aktif şekilde süregitmektedir. Bu bağlamda, nükleer tıp bilim dalının önümüzdeki zaman diliminde daha da gelişiminin beklendiği söylenebilir.

Radyoaktivitenin keşfi X-ışınlarının keşfi ile aynı zamana rastlamasına karşın insan sağlığındaki efektif kullanımı 50-60 yıl kadar bir gecikmeye uğramıştır. Çünkü gerek radyoizotopların gelişimi, gerek aygıtların gelişimi ve gerekse tıp bilimindeki fizyoloji ve hastalıkların oluşumuna ilişkin fizyo-patolojik bilgilerin sağlanması da böylesine bir sürecin oluşmasını gerekli kılmıştır.

Öte yandan, ilk ayırt edilen radyoaktif elementlerin hepsi doğal radioizotoplardır. Son derece kısıtlı sayıda ve bugün için fiziksel ve kimyasal özellikler açısından istenmeyen nitelikleri taşıyan bu doğal radyoaktif elementlerle ilk izleme prensibi ‘radionuclide tracer principle’, bir Macar kimyacı olan George de Hevesy 1912 yılında radyoaktivite mantığını fizikten kimyaya taşımayı düşünmüş ve 1923 yılında da ilk biyokimyasal uygulamayı yapmıştır. İlk deneyi kurşunun toprak-vücut-toprak arasındaki hareketini kapsamaktadır.

Tanı için radyoizotop maddelerin ilk kullanımı ise 1925 yılında gerçekleşmiştir. Harvard tıp fakültesinde ihtisas yapan Herman Blumgart, uzmanlık tezini hazırlarken hastaların bir kolundan radon solüsyonu enjekte etmiş ve diğer kola ne kadar zamanda ulaştığını basit bir geiger sayacı ile ölçerek saptamıştır.

Marie Curie’nin kızı Irene ve kocası Frederic Juliot 1934 yılında radyoaktif bozunmanın sadece doğal radyoaktif elementlerde olmadığını gösterince yepyeni bir ufuk açılmıştır. Marie Curie tarafından bulunan bir radyoaktif element olan Polonyum ile radyoaktif olmayan alüminyumı ışınlayarak ilk yapay radyoaktif element olan pozitron yayıcı

fosforu bulmuşlar ve arkasından yüzlerce yeni radyoaktif elementin geliştirilmesinde öncü olmuşlardır. 1923' ten itibaren süren çabaları sonucunda ise Ernest Lawrance 1930'da siklotronu bulmuş ve yapay radyoaktivitenin keşfinden sonra araştırmalar ve yeni buluşlar inanılmaz bir hız kazanmıştır.

İnsan vücuduna verilen radyoaktivitenin dağılımının görüntülenmesi ise 1950'li yılların başında Benedic Cassen'in çizgisel tarayıcı olarak adlandırılan aygıtı geliştirmesi sonucunda başlamıştır. Oldukça uzun bir sürede ve bugün için oldukça kötü detayda görüntüleme yapan bu aygıtlar, o yıllar için bir devrim niteliği taşımıştır. 1959'da ise Hal O. Anger, "Anger Camera" veya "Gama kamera" ismi verilen sistemleri geliştirmiştir (Williams, 1987). Bu aygıtla çizgisel tarayıcılara oranla daha geniş bir alanda, daha kısa bir sürede ve rezolüsyonu daha yüksek görüntüler elde edilmeye başlanmıştır.

Tc-99m radyoizotopunun 1960'lı yılların sonunda bulunması, devrimsel bir olgu olarak algılanmıştır. Tc-99m'in bulunması, fiziksel ve kimyasal özelliklerin detaylı olarak anlaşılması ve jeneratör ürünü şeklinde kullanılmasının sağlanmasından sonra bu radyoaktif madde ile işaretlenebilecek çok sayıda farmasötik geliştirilmiş ve halen de geliştirilmeye devam edilmektedir.

Ancak radyoaktif madde arayışı, sadece Tc99m ile sınırlı kalmamıştır. Nükleer tıpta, gerek görüntüleme ve gerekse tedavi amaçlı kullanılabilecek yüzlerce yeni yapay radyoaktif maddeler elde edilmiştir.

Gama-kameralar da ilk modellerine göre bugün önemli değişikliklere uğramıştır. Gerek detektör yapısında, gerek mekanik parçalarda oluşan bu değişikliklerin en önemlisi bilgisayarın gama kameraların en önemli bölümlerinden biri haline gelmesidir. Bilgisayar teknolojisi sayesinde radyo farmasötiklerin klinik uygulama alanları da artmış ve daha sayısal, zamansal ve renkli skalaya uyarlanan görüntü olanakları, tomografik görüntüleme ve elde edilen görüntüleri matematiksel işlem ile iyileştirme olanaklarına ulaşılmıştır.

Gama kamera modellerindeki özellikler şöyledir.

- Detektörlerin görüş alanı eskiye göre genişlemiştir. Aynı anda insan vücudunun oldukça geniş bir bölümünü görüntülemek, ya da bütün vücudu üç kerede görüntüleyebilmek mümkündür.
- 2 ve 3 detektörlü gama kameralar geliştirilmiş hem düzlemsel ve hem de tomografik çalışmalarda görüntü toplama süresi çok kısaltılmıştır.
- Kolimatör üretim teknolojisinin gelişmesi sonucunda hatasız geometri ile iyi rezolüsyon sağlanmıştır.
- Tomografik ve bütün vücut görüntülemeleri sırasında detektörü daima vücuda en yakın uzaklıkta tutabilen otomatik 'kontur deteksiyon' aparatları geliştirilmiştir.
- Kalp ve beyin için tomografik görüntüleme amaçlı, özel tasarımda gama kameralar üretilmiştir.
- Slip ring adı verilen ve X ışınlı bilgisayarlı tomografilerde devrim yaratan teknoloji gama kameralara da uyarlanmış, sürekli dönebilen detektörlerle, hiç durmadan ve istenilen vücut boyutunda kesit görüntüler alabilme olanağına ulaşılmıştır.
- Özel nitelikli kolimatörler ve elektronik donanımlarla 511 KeV enerjide pozitron ışınlarını da gama kameralarla saptamak mümkün hale gelmiştir.
- Gama kameralarda kullanılan bilgisayarlar, görüntü işlemede hız ve yeni olanaklar sağlamıştır.

Bütün bu gelişmelere karşın gama kameralarla alınan görüntülerin rezolüsyonu X-ışın görüntüleri ile karşılaştırıldığında yeterli değildir (**Bayhan, 1998**). Bu ise zaman içinde daha iyi görüntü sonuçları verecek versiyonel tekniklerin gelişimi için iyi bir neden oluşturmaktadır.

Üretimi yeni olan bir süper absorban maddenin oluşumunda da radyasyon uygulaması etken olmuştur. Bu madde şimdi, hijyenik tamponlar ve hava temizleyici elementlerin yapımında kullanılmaktadır. Medikal alanda ise ilaç, enzim, antijen ve antikörlerin polimerik materyaller üzerine radyasyon ile immobilize edilmesi "radyasyon immobilizasyon" adı ile bilinmektedir. Bu uygulama duyarlı biyolojik moleküller için daha iyi kararlılık ve daha uzun kullanım ömrü sağlamaktadır. Aynı zamanda yavaş salınım yapan ve kontrollü biçimde uzun süre tedavi sağlayan sistemlerin geliştirilmesine de olanak sağlamaktadır.

BÖLÜM 3

SİNTİGRAFI

Sintigrafi olarak nitelenen nükleer teknik, gerçekte genel bir nitelemedir. Kullanılan aparat ve kolimatörlere göre ayırımlanabildiği gibi, hizmet ettiği tıp alanına bağlı olarak da farklılıklar arz edebilmektedir. Hatta farklı isimler (lenfanjiyografi v.b) alabilmektedir. Bu bakımdan, tekniği tek cümle içinde ifade hayli güç olmaktadır.

Bununla beraber, öz olarak belirtmek istenirse, “Sintigrafi” sintilasyon detektörleriyle oluşturulan gama kamera sistemleri ile, farklı vücut bölge ve/veya organlarına uygun yerleşimli gama aktif radyoizotop bağlanmış radyofarmasotikler kullanılarak, söz konusu vücut bölgesi ve/veya organına ilişkin, bilgisayar bağlantılı görüntü alma tekniğidir.

3.1. GAMA KAMERALAR

Sintigrafide daha çok hareketsiz gama kameralar kullanılmaktadır (**Görpe ve Cantez, 1992**). İlk kez 1957 yılında Anger tarafından geliştirilmiştir. Bu tip kameralar halen de onun ismiyle anılmakta ve “Anger kamera” olarak nitelenmektedir. Söz konusu cihazların ticarileşmesi ise 1964 yılında mümkün olmuştur (**Sandler ve ark., 1996**).

Sintilasyon amaçlı kullanılan bir sistemde farklı elemanlar bulunmaktadır. Bunlar;

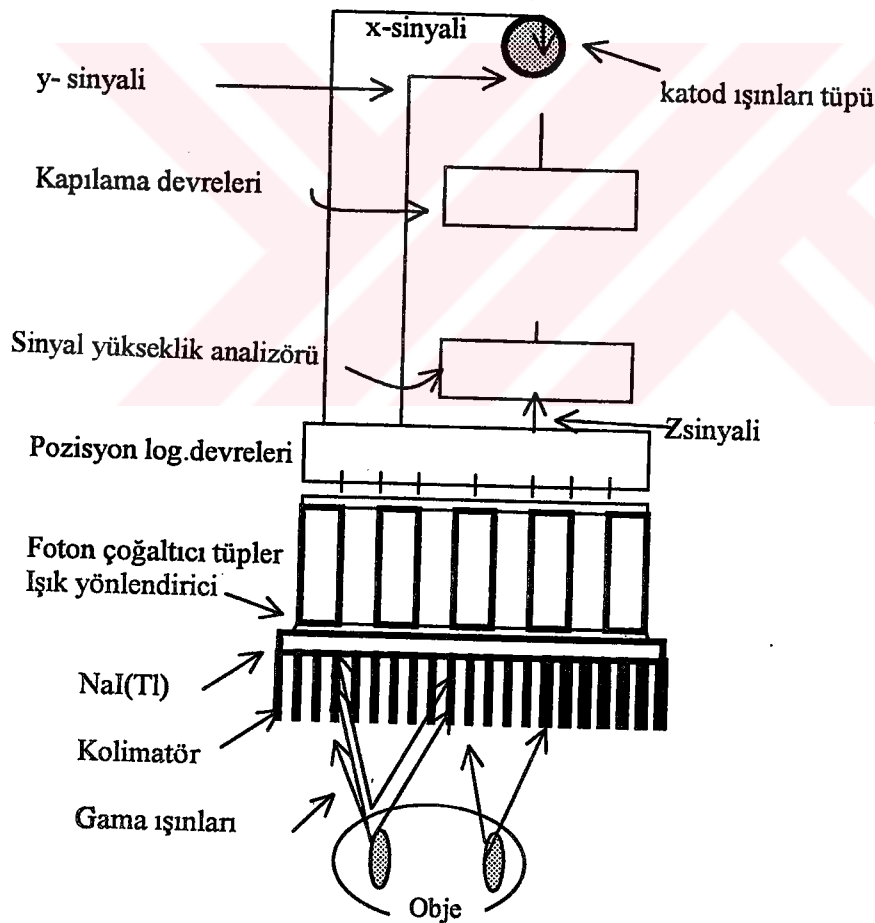
- NaI (Tl) sintilasyon detektörleri
- Ön yükseltici (preamplifier)
- Yükseltici (amplifier)

- Sinyal yükseklik analizörü
- Sinyal devreleri
- Kolimatör
- Bilgisayar
- Monitör

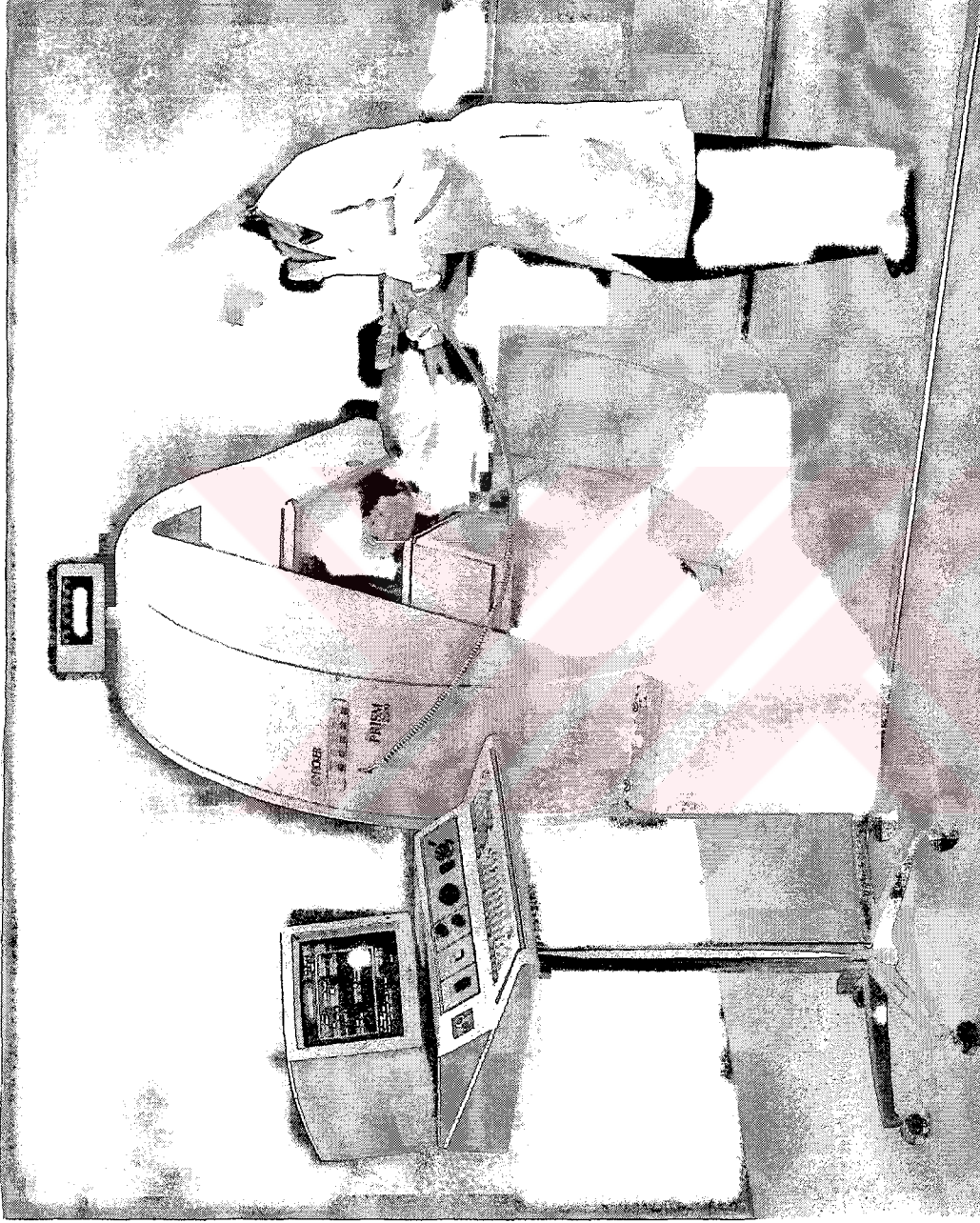
olarak sayılabilir (Görpe ve Cantez, 1992, Sandler ve ark., 1996, Williams, 1987).

Sintigrafik amaçlı kullanılan bir düzeneğe ilişkin blok diyagram Şekil 3.1’de bir fotoğraf ise Şekil 3.2’de görülmektedir.

Sintigrafi düzeneğinde detektör ve kolimatörler farklı olabilmektedir. Bu bakımdan ayrı olarak incelenmeleri yerinde olacaktır.



Şekil 3.1 Sintigrafide Kullanılan Düzeneğin Blok Diyagramı



Şekil 3.2. Sintigrafi Düzenegi

3.2. SİNTİLAYON DETEKTÖRLERİ

Radyoaktif ışınlar bir maddenin atom ve molekülleriyle etkileşime girdiğinde, o maddede enerjisine göre iyonizasyon ya da eksitasyon meydana gelir. Radyasyon enerjisi her iki olayı da meydana getiremeyecek kadar düşük ise, moleküller arasında sadece titreşim meydana gelir ve foton yok olur.

Üzerine düşen radyasyon enerjisi ile orantılı olarak dışarıya görünür ışık yayan cisimlere “sintilatör” denmektedir. Sintilatörden yayılan görülebilir ışıklara da “sintilasyon” adı verilmektedir. Sintilasyon detektörleri sintilasyon olayını değerlendiren aletler olmaktadır.

Sintilasyon detektörleri farklı radyasyon tipleri için geliştirilmiştir. Günümüzde yaygın kullanılanları, daha çok beta sintilasyon detektörleri ile gama sintilasyon detektörleridir.

Beta sintilasyon detektörleri; genellikle, organik sintilatörlere sahiptirler. Organik sıvı maddelerin sintilatör olarak katı maddelere göre önemli bir üstünlüğü, radyoaktivitenin tarayıcıdaki sıvı hacmine tamamiyle nüfuz edebilmesi ve deteksiyon etkinliğinin artmasıdır.

Gama sintilasyon detektörlerinde, sintilasyon kristali genellikle talyum ile aktive edilmiş. Sodyum iyodür kristali olup, üzerine düşen fotonları, görünür ışık fotonlarına dönüştürmektedir. Sintigrafide bu tip detektörler kullanılmaktadır.

Uygulamada; hastaya verilen radyofarmasotiğin ilgili organ, ya da ortamda lokalizasyonu sağlandıktan sonra detektör uygun geometrik koşullara göre ayarlanıp sayım alınır. Organa ulaşan radyofarmasotikden fotonlar izotropik olarak yayınır. Detektör bölgesine düşen ışınlar kolimatör tarafından yönlendirilerek sintilasyon kristaline gönderilir. Sintilasyonlar ışık yönlendirici tabaka tarafından odaklanarak foton çoğaltıcı tüpe (PMT) yansıtılır. PMT çıkışında elektrik sinyallerine dönüşen sintilasyonlar, şekillendirilmek üzere ardışık elektronik ünitelere ulaşmaktadırlar.

3.3. KOLİMATÖRLER

Kolimatörlerin, nükleer teknilerin uygulanmasında, kullanıcı yönünden büyük önemleri vardır. Nükleer tıpta amaca uygun kolimatörler sıkça kullanılmaktadır. Kolimatörler gama kamerada kristalin ön tarafında bulunan, genellikle kurşundan veya atom numarası yüksek (altın veya tungsten) gibi başka elementten imal edilen yapılardır.

Gama ışınları, elektromanyetik radyasyon olmaları nedeniyle kırılmazlar, bu nedenle doğrultuları da değişmez. Kurşun gibi ağır elementler tarafından zayıflatılabilir veya durdurulabilirler.

Kolimatör kullanımının esas amacı organdan gelen ışınları detektöre yönlendirmek ve harici kaynaklardan gelen ışınları durdurmaaktır. Kolimatör yapımında kurşun element tercih edilmesinin sebebi, kurşunun yüksek atom numaralı ($Z=82$) olması ve gama ışınlarını iyi absorbe edebilmesindendir. Ayrıca yumuşak olduğu için kolay şekillendirilebilir. Kolimatörün içinde ışınların geçişine uygun yuvarlak veya köşeli delikler vardır. Kolimatörün kullanım özelliğine göre deliklerin boyları uzun veya kısa olabilir. Deliklerin arasındaki kalınlığa “septa” denmektedir. Radyoizotopun enerjisine göre septa kalınlığı, ince veya kalın olabilir.

3.3.1. Kolimatör Çesitleri

Sintigrafi düzenekleri içinde farklı kolimatör tiplerinin kullanılması söz konusu olabilmektedir. Kullanılan kolimatörleri farklı amaçlara hizmet etmek üzere tasarılanmaktadır. Bu bakımdan kolimatörleri farklı yönlerden sınıflamak mümkündür. Kolimatör sınıflandırması:

- Geometrilerine
- Görüntü Kalitesi Teminine
- Kullanılan Radyoizotopun enerjisine

göre yapılabilmektedir.

3.3.1.1. Geometrilerine Göre Kolimatörler

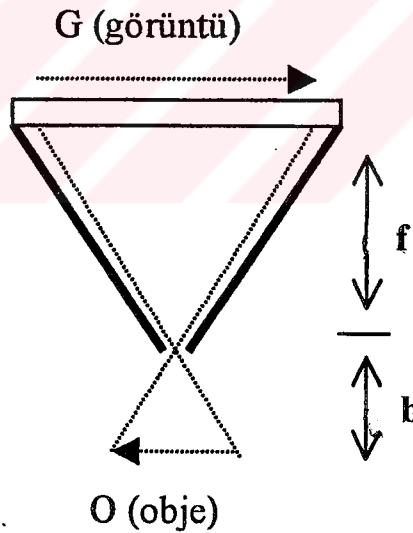
Geometrilerine göre kolimatörler, başlıca iki grupta incelenebilir.

Bunlar:

- Pinhole kolimatörler,
- Çok kanallı kolimatörler

olarak nitelenirler.

Pinhole kolimatörler; kurşun, tungsten, platin veya diğer ağır metallerden imal edilmektedirler. Pinhole, koni şeklinde yapılmış olan elemanın uç kısmını oluşturur. Koninin detektörden uzaklığı, genellikle 20-25 cm, çapı ise 4-8 mm dir. Bu kolimatörlerin uzaysal rezolüsyonu iyi olup küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasında kullanılır. Kolimatörün pinhole olarak nitelenen deliği objeye yaklaştırıldıkça görüntü büyür, uzaklaştırıldıkça görüntü küçülür, bu iki durumda da görüntü kalitesi kötüleşir (Demir, 2000). Şekil 3.3.'de bir pinhole kolimatör şematik olarak görülmektedir.



Şekil 3.3. Pinhole Kolimatör

Çok kanallı kolimatörler; kanal tiplerine göre farklılıklar gösterirler ve kendi içinde ayırtılabilirler, kanal geometrisine göre yapılmaktadır (Demir, 2000).

Buna göre;

- Paralel kolimatörler
 - Paralel olmayan kolimatörler
- olarak betimlenirler.

Paralel kolimatörler, nükleer tıpta sıkça kullanılan kolimatör çeşitidir. Paralel kanalları ayıran cidar kalınlıkları görüntüleme için kullanılan radyoizotopun gama enerjisini durdurmaya yetecek kalınlıkta seçilir. Yüksek enerjili radyoizotopun ince cidarlı kolimatör ile görüntülenmesi durumunda kolimatörü aşabilen gama ışınları, görüntü kalitesini önemli ölçüde bozar. Burada, kolimatör kanallarının boyu da önemlidir, boyu uzun olan kolimatörlerde kanallara paralel gelmeyen ışınlar ilk etkileştiği cidardan geçebilirse aynı doğrultudaki diğer septalarda zayıflatılarak durdurulabilir. Paralel kolimatörler ile çalışılırken, kolimatörün hastaya en yakın mesafede olması önemlidir. Kolimatör-hasta mesafesi açıldıkça görüntülenmek istenen organın dışından gelen ışınların da detekte edilmesi görüntüde bulanıklık etkisi oluşturur.

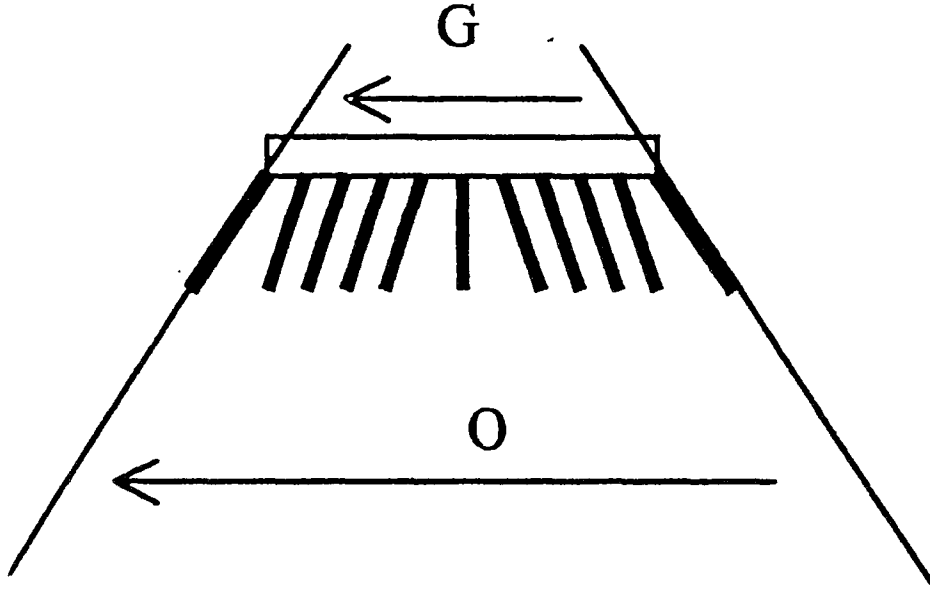
Kanalları birbirine paralel olmayan kolimatörler de kendi içinde ikiye ayrılabilirler.

Bunlar;

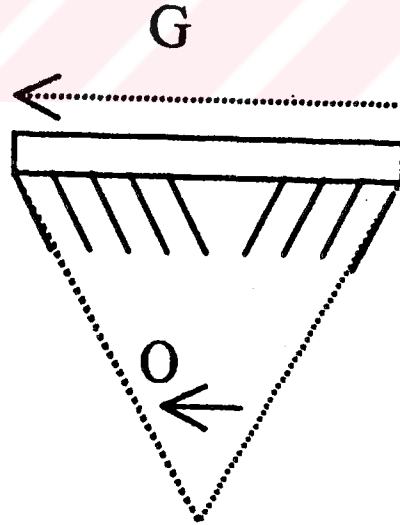
- Iraksak (Diverjan) Kolimatörler
 - Yakınsak (Konverjan) Kolimatörler
- olmaktadır.

Iraksak (diverjan) kolimatörlerde, kanallar detektör yüzeyinden uzaklaştıkça giderek daralır, kolimatör yüzeyleri 40-50 cm kadar geniş olup büyük organların küçük görüş alanı olan kameralarla görüntülenmesinde sıklıkla kullanılır. Bir iraksak kolimatör şematik olarak Şekil 3.4'de görülmektedir.

Yakınsak (konverjan) kolimatörler pinhol kolimatöre benzer fakat konverjan kolimatörlerin çok kanallı olmasına karşın pinhol kolimatörler tek kanallıdır. Kanallar kolimatörden uzaklaştıkça genişleyen açı yaparlar. En dıştaki kanallar, kolimatörün ön tarafında kesiştiği yerin kolimatörün yüzeyi ile arasındaki mesafeye odak (fokus) mesafesi denir ve en kaliteli görüntü objenin bu mesafeye yerleştirilmesi ile elde edilmektedirler. Bir yakınsak kolimatör şematik olarak Şekil 3.5'de görülmektedir.



Şekil 3.4. Iraksak (Diverjan) Kolimatör (Demir, 2000)



Şekil 3.5. Yakınsak (Konverjan) Kolimatör (Demir, 2000)

3.3.1.2. Görüntü Kalitesi Teminine Göre Kolimatörler

Görüntü kalitesi teminine göre kolimatör sınıflandırması ile kolimatörler 3 grupta toplanabilirler.

Bunlar;

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

olmaktadır.

Yüksek rezolüsyonlu kolimatörler (HR); görüntüde uzaysal rezolüsyonun önemli olduğu durumlarda kullanılır. Kemik sintigrafisinde birbirine yakın lezyonların görüntülenmesi özellikle önemlidir. Bu bakımdan yüksek rezolüsyonlu kolimatörler kemik sintigrafisi için tercih edilmektedirler. Bu kolimatör tipinde kanalların boyları uzun, buna karşın delik çapı dar yapılmaktadır (**Demir, 2000**)

Yüksek hassasiyetli kolimatörler (HS); bir organda radyoaktivite tutulumunun olup olmadığının anlaşılması gibi, kısa sürede yüksek sayım toplanmasının amaçlandığı hallerde kullanılmaktadırlar. Kanalların boyu kısa, çapları ise geniş yapılmaktadır (**Demir, 2000**).

Genel amaçlı kolimatörler (LEAP); görüntülerde hem rezolüsyon ve hem de sayım veriminin yüksek olmasının istendiği hallerde kullanılmaktadırlar. Radyofarmasotiğin ilgili organda tutulumu az, buna karşın yakın odakların sintigrafik ayırımının yüksek olması isteniyorsa, genel amaçlı kolimatörlerin kullanılması önerilmektedir. Bu kolimatörlerde, kanal boyu ve çapı (diğer iki tip ile mukayese edildiğinde) optimize edilmiştir (**Demir, 2000**).

3.3.1.3. Kullanılan Radyoizotopun Enerjisine Göre Kolimatörler

Kullanılan Radyoizotopun enerjisine kolimatörler 3 grupta incelenebilmektedir.

Bunlar;

- Düşük enerji Kolimatörleri
- Orta enerji kolimatörleri
- Yüksek enerji kolimatörleri

Düşük enerji kolimatörleri; enerjileri 150 keV' dan düşük radyoizotopların görüntülenmesinde kullanılırlar.

Orta enerji kolimatörleri; enerjileri 150-300 keV'dan büyük olan radyoizotopların görüntülenmesinde kullanılırlar.

Yüksek enerji kolimatörleri: enerjileri 300 keV'dan büyük olan radyoizotopların görüntülenmesinde kullanılırlar. Beyin sintigrafisi için geliştirilmiş, (sık kullanılmamakla birlikte) eğimli paralel kanallı kolimatörler vardır. 511 keV enerjili anihilasyon fotonlarının görüntülenmesinde ise, ultra yüksek enerji kolimatörleri kullanılmaktadır.

3.4. SİNTİGRAFİDE KULLANILAN RADYOİZOTOPLAR

Sintigrafi, genel anlamı ile tıpta teşhis amacıyla kullanılan bir radyoaktif izleme tekniği durumundadır. Bu bağlamda, sintigrafi tekniği için önemli bir eleman radyoaktif izleyici olmaktadır.

Bilindiği üzere, radyoaktif izleme tekniklerinde izleyici bir radyoizotoptur ve izleyicilerin taşınması gereken, ortama uyum ve ortamdan ayırımlanabilme özelliklerini başarı ile sağlayabilmektedir. Radyoizotoplar, bu ana özelliklerin yanı sıra, ekonomiklik, kolay bulunabilme ve kolay uygulanabilme tali (ikinci derecede önemli) özelliklerini de önemli ölçüde yerine getirmektedirler.

Bu çerçevede, kullanılacak radyoizotop, sintigrafi için son derece önemli bir eleman durumundadır. Radyoizotoplar için genel izleyici özelliklerinden ayrı olarak, yayınladıkları radyasyon tipi, yayınlanan enerji ve yarı ömürleri de önem arz eden diğer özellikler olmaktadır. Radyoizotop seçiminde tüm bu hususlar göz önünde bulundurulması gereken unsurlar durumundadır.

Yaşayan insanda, vücut içi izleme, radyoizotop kullanımıyla başarı ile gerçekleştirilmektedir. Söz konusu izleme, vücut içindeki organın durumu, yeri ve biçimi hakkında bilgi verebildiği gibi, fonksiyonel olarak izleme de yapılabilmektedir. Radyoizotop kullanarak, yaşayan insanda gerçekleştirilen sintigrafi uygulamaları, bu nedenle çoğu kez, nükleer tıpta alternatifsiz bir teşhis tekniği durumundadır.

Sintigrafik uygulamalarda, vücut içi uygulama yapıldığından tercih edilen radyasyon tipi, madde içinde menzili yüksek olan gama ışınları olmaktadır. Böylelikle, vücut içinde yayınlanan radyasyon, vücut bölgeleri ve hava ortamını aşarak gama kameraya ulaşabilmektedir. Bu bağlamda, sintigrafide kullanılan radyoizotoplar gama aktif radyoizotoplar olmaktadır. Sintigrafik amaçlı kullanılabilen radyoizotoplar Tablo 3.1’de görülmektedir (Demir,2000).

Sintigrafide, seçilecek radyoizotoplar için, iki husus önemlidir.

Bunlar;

- Gama radyasyon enerjisi,
- Radyoizotopun yarı ömrü

olmaktadır.

Tablo 3.1.**Sintigrafide Kullanılabilen Radyoizotoplar (Demir,2000)**

Radyoizotop	Yarı Ömür	Bozunum Modu	Gama Enerjisi (keV)
C-11	20,4 dakika	β^+	511
C-14	5730 yıl	-	-
Co-57	270,9 gün	EC	122
Cr-51	28 gün	EC	320
Cs-137	30 yıl	β^+	662
F-18	1,83 dakika	β^+	511
Ga-67	79,2 saat	EC	94
Ga-68	68 dakika	β^+	511
I-123	13,3 saat	β^+	159
I-125	60 gün	EC	35 (27 keV X)
In-111	67 saat	EC	173
In-113m	1,67 saat	IT	393
Kr-81	13 saniye	IT	191
Mo-99	67 saat	β^+	181, 740, 780
N-13	9,96 dakika	β^+	511
O-15	2,05 dakika	β^+	511
P-32	14,3 gün	β^+	-
Rb-82	75 saniye	β^+	511
Re-186	3,8 gün	β^+	137
Sm-153	1,9 gün	β^+	70
Sr-89	52 gün	β^+	-
Tc-99m	6,02 saat	IT	140,5
Tl-201	73 saat	EC	135, 167
Xe-127	36,4 saat	EC	172, 203, 375
Xe-133	503	β^-	81

Sintigrafik amaçlı kullanılacak gama yayınlayan radyoizotopların, yayınladıkları gama ışını enerjisinin düşük enerji seviyelerinde olması ve yarı ömürlerinin kısa olması istenir. Gama enerjisinin düşük seçilmesiyle, gama ışını kullanılmasına karşın, enerjinin düşük olmasıyla insana zararlı olması olabildiğince önlenmeye çalışılır. Öte yandan, yarı ömrün kısa seçilmesiyle de, tekniğin uygulaması bittikten sonra, insan vücudunda nispeten kısa süre ile radyoaktivite kalması sağlanmış olur. Bu iki hususa dikkat edilmekle; uygulama objesi canlı olan sintigrafide, insan için müsaade edilen radyasyon doz alımı sınırlarını aşmayacak düzeyde kalınması sağlanmış olur. Bu bağlamda kısa yarı-ömürlü radyoizotoplarla çalışma sintigrafide çoğu kez benimsenen yol olmaktadır (Demir, 2000).

Özetle, kısa yarı-ömürlü radyoizotop kullanmakla;

- Fiziksel yarılanma süreleri saatler mertebesinde olan radyoizotoplar nispeten kolay elde edilirler,
- Tekrarlama imkanı sağlarlar,
- Kontaminasyon durumunda kısa sürede kendiliğinden temizlenme mümkündür,
- Hasta için düşük radyasyon dozu söz konusu olur,

Buna karşın taşıma ve depolanma sorunu, sık kullanımla uygulayıcının radyasyona maruz kalma riski, kısa fiziksel yarılanma nedeniyle ölçüler arasındaki zaman faktörünü izleyebilme zorluğu gibi de sakıncaları vardır.

Yarı ömürleri günler mertebesinde veya daha uzun sürelerde olan radyoizotoplarla sintigrafide çalışılması halinde ise; kalite kontrolleri daha kolay, uzun süre depo edilebilme, radyofarmasötüğün bir kere uygulanmasından sonra sintigrafik çalışmanın birkaç kez tekrarlanma imkanı gibi avantajları vardır. Hastanın ve uygulayıcı personelin nispeten yüksek dozda radyasyona maruz kalma riski, radyoaktif kaynağın ve radyoaktif atıkların depolanma zorluğu, kontaminasyon durumunda kendiliğinden yarılanmasının uzun sürmesi gibi de sakıncaları bulunmaktadır.

Sintigrafik uygulamalarda amaca uygun bir optimizasyonla, radyoizotop seçimi yapılmakta ve başarı ile de uygulanmaktadır.

3.5. SİNTİGRAFİDE KULLANILAN RADYOFARMASOTİKLER

Teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan radyoaktif maddelere “radyofarmasotik” adı verilmektedir. Nükleer tıpta, radyofarmasotiklerin %5 gibi küçük bir miktarı tedavi amaçlı olarak kullanılmaktadır.

Radyofarmasotikler, çoğunlukla işaretli bileşiklerdir. Radyoizotop ile biyoaktif bir bileşenin (KİT) birleştirilmesi ile oluşturulmuşlardır. Tc-99m bileşikleri uygun koşullarda uzun süre depo edilebilir. Bir element veya iyon formunda radyofarmasotik olabilir (**Early ve Sodee, 1995**).

İşaretli bileşik durumunda radyofarmasotiğin radyoizotop ve farmasotik olmak üzere iki bileşeni vardır. Bunların özel koşullarda birleştirilmesi ile radyafarmasötik oluşturulmaktadır. Radyofarmasotiğin; farmasötik kısmı bir başka deyişle biyoaktif ajan kısmı, seçilen organda yerleşme özelliğine uygun olması gerekir. Radyofarmasotiğin radyoaktif kısmı da lokasizyonun sağlanan organda ışıma yaparak deteksiyon imkanı sağlamaktadır.

Nükleer tıp merkezlerinde sık kullanılan radyoizotop Tc-99m dir. Bu radyoizotopun fiziksel özellikleri gama kameralarda deteksiyon için uygundur. Nükleer tıpta uzun yıllar tiroid metabolizmasının incelenmesinde I-131 kullanılmıştır. Ancak, günümüzde, Tc-99m’in 6 saat yarılanma süresi ve 140 keV monoenerjili gama ışını vermesi özellikleri nedeniyle tanı amaçlı kullanımda Tc-99m tercih edilir olmuştur. Tc-99m’in bu özellikleri alınan sintigrafik görüntülerin kaliteli olmasını ve hastaya verilen radyasyon dozunun düşük olmasını sağlayabilmektedir.

Tc-99m’in 140 keV’lik gama ışını dokulardan geçerek detektöre ulaşacak yeterli yüksek enerjiye sahiptir, buna karşın kolimasyon özelliği sağlayacak yeterli düşük enerji karakterine de sahiptir. Bu özellikleri nedeniyle Tc-99m tanıda kullanılmaya elverişli bir radyoizotop olarak çoğu kez tercih edilmektedir.

Alfa ve Beta parçacığı yayarak bozunan radyoizotoplar, bu tip radyasyonların menzillerinin kısa olması nedeniyle, gama radyasyonundan daha fazla doku tahribatı yaparlar. Bu tip radyasyonlar, radyofarmasotik işaretlemede kullanılmazlar.

Tanı amaçlı kullanılacak radyoizotopun tek enerjili (monoenerjitik) gama ışınına sahip olması istenmektedir. Öte yandan, mevcut görüntüleme sistemleri, 100-250 keV aralığındaki radyoizotoplara göre düzenlenmiştir. Enerjisi 100 keV' den düşük radyoizotopların vücut dokularını geçerek detektöre ulaşma sürecinde absorpsiyon kayıpları fazla olur. 250 keV' den büyük enerjiye sahip olanların ise NAI(TI) kristalini aşma olasılıkları yüksektir. Bu bağlamda, 150 keV ve buna yakın enerjili radyoizotoplarla oluşturulan nükleer tıpta tanı amaçlı kullanılabilecek ideal enerjili radyofarmasotikler olarak nitelenmektedirler.

3.6. SİNTİGRAFİ UYGULAMALARI

Nükleer tıpta, teşhis amaçlı kullanılan ve yaygın kullanımı olan sintigrafi, farklı vücut organları ve dokularına ilişkin bilgi almak üzere versiyonel (aynı temele dayanan uygulama alternatifli) olarak geliştirilmiş bulunmaktadır. Uygulama alanına bağlı olarak ta sintigrafi farklı nitelemelerle anılmaktadır. Bu uygulamaların başlıcaları, genel kullanım nitelemeleriyle bu bölüm içinde alt bölümler halinde tanıtılmaya çalışılmıştır (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.1. Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi

Miyokard perfüzyon sintigrafisi, Tl-201 ve Tc-99m kullanılarak yapılmaktadır. Tl-201 miyokardda bölgesel kan akımı ile orantılı olarak canlı hücrede tutulmaktadır. Bu uygulama, hastaya eforlu ve istirahatte olmak üzere iki şekilde uygulanmaktadır.

Eforlu uygulamada, yaşa göre ön görülen kalp hızının % 85,2' ine erişinceye kadar veya ağrı oluşuncaya kadar efor yaptırılır, egzersiz sırasında 2-3 mCi (74-111 MBq) Tl-201 İ.V. enjekte edilir ve efora bir dakika daha devam edilir. Efordan sonra bilgisayarlı gama kamerada 45 ve 70 derece sol anterior oblik pozisyonlarda çekim yapılır. İstirahatta, hastaya istirahat halindeyken 2 mCi Tl-201 İ.V. olarak verilir ve 15-20 dakika sonra da çekimler alınır (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.2. Beyin SPECT

Beyin SPECT çalışması, kan beyin seddinin bozulduğu durumlarda Tc-99m ile işaretli radyofarmasotikler kullanılarak yapılır. İntravenöz olarak verilen radyofarmasotikler bozulan kan-beyin seddi bölgesinde birikim göstermektedir. Alınan imajlarda bu bölgeler hiperaktif olarak belirmektedir. Yöntem, kafatası ve beyin metastazlarının birbirinden ayrılması ve lezyonun derinliğinin saptanmasında endikedir (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.3. Beyin Perfüzyonu

Beyin perfüzyonunun gösterilmesi kan-beyin seddi çalışmasından tamamen farklıdır. Kan-beyin seddi çalışmasında verilen radyofarmasotikler herhangi bir nedenle bozulan beyin-kan seddi bölgesinde birikim göstermektedir. Beyin perfüzyonunda kullanılan radyofarmasotikler verildiğinde beyin perfüzyonu ile orantılı olarak normal beyin dokusunda tutularak bölgesel perfüzyonu göstermektedir (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.4. Akciğer Perfüzyon Sintigrafisi:

Bölgesel akciğer perfüzyonunun gösterilmesinde kullanılan yöntemdir. Burada, 2-5 mCi (74-185 MBq) Tc-99m ile işaretli MAA (makro aggregated albumin) veya mikrosferler kullanılır. Bu radyofarmasotiklerin çapları (20-50 µm) kapiller çapından büyük olduğu için pulmoner perfüzyonla orantılı olarak akciğer kapillerinde blokaj yaparlar (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.5. Akciğer Ventilasyon Sintigrafisi

Bölgesel ventilasyonun gösterilmesinde kullanılır. Pulmoner ventilasyon sintigrafisi radyoaktif gazlar kullanılarak (Xe-133, Xe-127 veya Kr-81) yapılır (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.6. Tiroid Uptake

Tiroid fonksiyonlarının araştırılmasında kullanılan in vivo testidir, ağızdan verilen I-131 ile tiroidde tutulan aktivite yüzdesi belirlenir. Yalnız başına tiroid fonksiyon durumu hakkında tam bilgi vermeyebilmektedir (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.7. Tiroid Sintigrafisi

Troid sintigrafisi için I-131, Tc-99m perteknetat kullanılmaktadır. Tc-99m tiroid bezinde tutulur ve hormon sentezine girmez. I-131 ise troid bezinde tutulur ve hormon sentezine girer (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.8. Paratiroid Sintigrafisi

Paratiroid adenomu, kanseri ve hiperplazilerinin lokalizasyonunda kullanılır. Yöntemde kullanılan Tc-99m sadece tiroid dokusunda, Tl-201 hem tiroid hem de paratiroid dokusunda tutulmaktadır (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.9. Dalak Sintigrafisi

Dalak Tc-99m sülfür kolloid sintigrafisinde karaciğer ile birlikte vizüalize olmaktadır, izole dalak sintigrafisinde Tc-99m kalay pirofosfat ile işaretli, ısıyla denatüre eritrositler kullanılır. Hasarlı eritrositlerin dalak tarafından tutulmasına dayanılarak sintigrafi gerçekleştirilir (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.10. Dinamik Böbrek Sintigrafisi

Dinamik böbrek sintigrafisinde, 10-15 mCi (370-555 MBq) Tc-99m DTPA kullanılır. Bir şelatör madde olan DTPA proteine çok az (% 5) bağlanır ve yalnızca glomerüler filtrasyonla atılır. Dolayısıyla renal perfüzyon ve filtrasyon ajanıdır. DTPA' nın renal parankim tarafından tutulmaması ve idrarla hızla atılması sebebiyle renal toplayıcı sistem, kalisler, pelvis, üreter ve mesanenin değerlendirilmesinde kullanılır (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.11. Statik Böbrek Sintigrafisi

Statik böbrek sintigrafisinde, 3-5 mCi (111-185 MBq) Tc-99m DMSA kullanılır. DMSA'nın renal parankimde tubuluslar tarafından tutulması ve retansiyonu tercih edilmesinde rol oynar. Enjekte edilen dozun yaklaşık yarısının enjeksiyondan bir saat sonra renal parankim içinde lokalize olmasıyla proksimal ve distal tüplerdeki renal tübüler hücreler sintigrafik olarak izlenebilir (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.12. Göz Yaşı Yolları Sintigrafisi:

Gözyaşı yolları drenejanın fizyolojik olarak normal olup, olmadığını araştırmak amacıyla Tc-99m perteknetat ve Tc-99m sülfür kolloid kullanarak bu test yapılır. Her bir göze 50-100 µCi Tc-99m verilir. Böylelikle, bu incelemede, göz çok az radyasyona maruz kalmış olur (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.13 Kemik SPECT

Kemik sintigrafisi sıklıkla tüm vücut sintigrafisi ve şüpheli bölgelerden alınan spot imajlar şeklinde uygulanır. Son zamanlarda bazı ortopedik durumlarda kemik SPECT'inin planar sintigrafiden daha hassas olduğu gösterilmiştir. Rutin olarak alınan sintigrafilerde belirgin patolojik görüntü saptanmayan çalışmalarda şüphenin devam etmesi halinde kemik SPECT'i uygulanır (Urgancıoğlu, 1992).

3.6.14. Kemik Sintigrafisi

Kemik sintigrafisi kemik hastalıklarını göstermede en hassas yöntem olarak nitelenmektedir. Lezyonları da radyolojik yöntemlerden daha önce göstermektedir. Kemik yaşayan, devamlı değişime uğrayan, mineralize ve son derece vaskülerize bir bağ dokusudur. Sertliğinin yanında, elastikiyeti, ve rejenerasyon kapasitesi dikkat çekicidir. Bu rejenerasyon kapasitesi periost tarafından belirlenir. Bütün kemiklerin yüzeyi, eklemler ve kırıkdağların dışında periostla kaplıdır (Urgancıoğlu, 1992).

İki tip iskelet dokusu vardır. Bunlar;

- Kortikal kemik kompakta
- Trabeküler spongios kemikler

Periost, kemik üretme yeteneğine sahip ince bağ dokusudur. Kemik kırıklarının iyileşmesinde büyük rolü vardır ve iki tabakadan oluşur. Damarlar, sinirler ve kollagen fibriller dış tabakada yer alırlar. İç tabaka osteoblastlarca zengindir. Erişkin kemiği inorganik mineral kristal ile kuvvetlenmiş organik matriksten oluşur. Kemik minarelleri; kalsiyum, fosfat, magnezyum, klor, flor, sitrattan oluşur.

Kemik hayat boyunca devamlı dengeli bir şekilde resorbsiyona ve yapıma uğrar. Kemik travmaya maruz kalırsa primer aposizyonel rejenerasyonla iyileşir. Kaslar, tendonlar hatta periodental memebranlar kemiğe sharpey fibrilleri ile bağlıdır.

Kemik sintigrafisi kemik doku değişimleri ile, bir başka organdan kemiğe atlayabilen kanser metastazlarını tespitite önemlidir. Her iki hal için de sintigrafi uygulamaları, teşhis için önem arzeder.

İskelet metastazları, trabeküler kemikteki lezyon 1.5 cm'e ulaşmadıkça ve kemik mineralinin % 50 si kaybolmadıkça radyolojik olarak görülmezler. Sintigrafi çeşitli tümörlerin kemik metastazlarını aramada radyolojik yöntemlerden daha önce gösterdiği için ilk tercih edilen yöntemdir. Sintigrafinin radyografiye üstünlüğü; metastaz sonucu ortaya çıkan metabolik değişikliklerin, anatomik değişikliklerden önce oluşması ve sintigrafinin radyografiye göre üç ay önce bunu göstermesidir.

Kemik sintigrafisinde her artmış aktivite metastazlanma anlamına gelmez. Lezyonların yeri, sayısı, düzenliliği ve dağılımı yorum yapılırken göz önünde bulundurulmalıdır. Lezyondaki aktivite artışı bunun metastatik olup olmadığı hakkında fikir vermez. Lezyonların yeri de metastazlar için ip ucudur.

Kemik sintigrafisi 20-25 mCi (800 MBq) Tc-99mMDP'nin intravenöz (İV) yolla verilmesinden 2-4 saat sonra çekilir. Maddenin kemiklerde tutulan kısmı dışında büyük bölümü böbrekler yoluyla vücuttan atılır. Maddenin atılımını arttırmak, mesanenin aldığı radyasyonu ve yumuşak doku aktivitesini azaltmak amacıyla enjeksiyondan sonra hastaya 1,5 lt su içirilir ve çekimden önce idrara çıkması sağlanır.

Kullanılan gama kameranın özelliğine göre önden veya arkadan tüm vücut taraması şeklinde veya 750000- 1000000 sayımlık lokal, spot görüntüler alınarak çekim yapılır. Lokal çekimler tarama yöntemine göre daha net görüntü verir. Tüm vücut taramasında bir seansta tüm iskeleti görmek mümkündür. Çekim sırasında hastanın üzerinde bulunan madeni para, metal aksesuarlar, meme protezi vb. eşyalar çıkartılır. Hastaların kamera altında düzgün olması simetrik görüntü alınması için önemli olan bir diğer hususu oluşturur.

3.6.14.1. Endikasyonları

Kemik sintigrafisi endikasyonları çeşitlidir. Bunlar;

- Yükselmiş alkali fosfataz seviyesinin değerlendirilmesinde,
- Primer kemik lezyonlarının incelenmesinde,
- Metastaz yerinin araştırılmasında,
- Meme, prostat ve bronş kanseri vakalarında ameliyat öncesi ve sonrasında tedavinin değerlendirilmesinde,
- Sebebi belirsiz kemik ağrılarında,
- Radyoterapinin planlamasında,
- Kemik biopsisinde yer seçiminde,
- Kemik infarktüslerinin, aseptik nekrozun değerlendirilmesinde,
- Selülitte, osteomiyelitte,
- Stress fraktürlerinde.

olarak sayılabilir.

3.6.14.2. Kemik Sintigrafisinde Kullanılan Radyofarmasotikler

Kemik sintigrafisinde kullanılan ajanlar genellikle kemiğin inorganik minarel matriksini oluşturan kalsiyum, hidroksil grubu, fosfatların analoglarıdır. Bu ajanlar, uygun radyoizotopla işaretlenerek kullanılırlar.

Sr-85 ve Sr-87 gibi kalsiyum analogları yüksek radyasyon dozu vermeleri ve yumuşak doku tutulumlarının yüksek olması nedeniyle artık kullanılmamaktadırlar. F-18 uygun özelliklere sahip olmasına karşın, pahalı olması nedeniyle tercih edilmemektedir.

Difosfanatlar diğer ajanlara göre yumuşak dokulardan daha iyi temizlenirler. Böbreklerden hızlı atılımları söz konusudur. Böylece, enjeksiyondan 2-3 saat sonra yüksek kemik-yumuşak doku oranı sağlanır ve çekim yapılabilir. Difosfonatların kemik uptake'inde birçok faktör rol oynar. Bunlar içinde en önemlileri kemiğe gelen kan akımı, kemik üretimidir.

Tc-99m ile işaretli fosfat analogları rutinde kullanılan kemik sintigrafisi ajanlarıdır. Bunlar;

- Polifosfat
- Pirofosfat
- Etan-1-hidroksil-1, 1-difosfonat (EHDP)
- Metilen difosfonat (MDP)
- Hidroksimetilen difosfonat (MHDP)
- Disodyum oksidronat (HDP)

olabilmektedirler.

Ancak, günümüzde, kemik sintigrafisinde en çok kullanılan Tc-difosfonatlar; metilen difosfonat (MDP) ile hidroksimetilen difosfonat (HMDP) olmaktadır. Söz konusu bu difosfonatlar (MDP ve HMDP) hızlı yumuşak doku ve kan klirenleri için daha tatmin edici ajanlar olarak tercih edilmektedirler.

3.6.14.3. Kemik Sintigrafisi Uygulaması

Hastaya yapılacak işlem detaylı olarak açıklanır. Enjeksiyondan sonra hastanın bol sıvı alması sağlanır ve sık idrara gitmesi istenir. 10-20 mCi Tc MDP 4 enjeksiyonu yapılır. Enjeksiyon yeri not edilmelidir. Enjeksiyon yerinde az veya çok aktivite kalması söz konusudur ve lezyon olarak yorumlanabilir. Bu bakımdan, kanül yoluyla radyoaktif maddenin verilmesi daha iyi olarak nitelenir.

Sistem Tc-99m için ayarlanır, imaj geniş görüş alanlı gama kamerada alınır. Burada, düşük enerjili, genel amaçlı ve paralel delikli kolümatör kullanılır. Tüm vücudu tarayarak görüntüleme veya belirli bölgelerden 500-1000 k'lık spot imajlama yapılabilir. Genellikle bu işlem iyi rezolüsyon verir. Spot imajlama yapılıyorsa, mutlaka kafa, göğüs ve pelvis bölgelerinin anterior ve posterior görüntüleri alınmalıdır.

Eğer gerek görülürse belli bir bölgenin veya bölgelerin (sintigrafik uygulama bağlamında) SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) görüntüleri alınabilir. Enfeksiyon veya kemik tümörü araştırılıyorsa, incelencek bölge kamera altına yerleştirilir. Bolus enjeksiyonunu takiben 1 sn'lik imajlar, 2-5 dk.da bir aynı bölgeden alınır.

Hasta çekime alınmadan mutlaka idrarı yaptırılmalıdır, mesanenin dolu olması kemik yapıların görülmesini önleyebilir. Hasta idrarını yaparken vücuduna, elbiselerine, iç çamaşırlarına bulaşma olmaması için uyarılır. MDP kemiğe bağlanmadığı ve idrardan atıldığı için bir idrar kontaminasyonu hiperaktif lezyon görünümü verir.

Şekil 3.6 ve Şekil 3.7'de tüm vücut için anterior (önden) ve posterior (arkadan) kemik sintigrafisi görüntüleri sırasıyla normal ve lezyonlu hal için görülmektedir (**Bernier ve ark., 1997**).



Şekil 3.6 Tüm Vücut İçin Normal Hale İlişkin Anterior (önden) ve Posterior (arkadan) Kemik Sintigrafisi Görüntüleri (**Bernier ve ark., 1997**).



Şekil 3.7 Tüm Vücut İçin Lezyonlu Hale İlişkin Anterior (önden) ve Posterior (arkadan) Kemik Sintigrafisi Görüntüleri (Bernier ve ark., 1997).

Şekil 3.8'de lumbar spine (bel kemiği) SPECT görüntüleri, aynı bölgenin planar görüntüsü verilmektedir (Bernier ve ark., 1997).



Şekil 3.8 Lumbar Spine (Bel Kemiği) İçin Planar Görüntü (Bernier ve ark., 1997).

BÖLÜM 4

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu Yüksek lisans tez çalışması çerçevesinde kemik sintigrafisi için fantom kullanarak deneysel bir çalışma yapılması hedeflenmiştir. Bu amaçla, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı imkanlarından önemli ölçüde yararlanılmıştır.

4.1. FANTOM SEÇİMİ

Kemik sintigrafisi ile ilgili bir çalışmanın yapılması amaçlandığından, öncelikle, çalışma ortamının oluşturulması düşünülmüştür. Bu bağlamda, bir fantom kullanılması yoluna gidilmiştir. Fantomun seçimi, bu yüksek lisans tez çalışmasının realiteye yakınsaması açısından önemli bir aşamayı oluşturmuştur. Bu bakımdan, fantom seçiminde bazı kriterler göz önüne alınarak fantom tipi belirlenmesi yoluna gidilmiştir.

Bu kriterler;

- Kemik sintigrafisinde sıkça sintigrafisi alınan bir kemik tipi olması
- Realiteyi temsil eden bir fantom olması
- Farklı araştırma çalışmalarının yapılabilmesine olanak vermesi
- Nispeten kolay temin edilebilmesi

olarak belirlenmiştir.

Bu kriterler arasında ilk sırada yer alan, kemik sintigrafisinde sıkça sintigrafisi alınan bir kemik tipi olması kriterine bağlı olarak bir kemik fantom kullanılması benimsenmiştir. Bu durumda da, öncelikle, insan kemikleri hakkında bilgi sahibi olunması bir gereklilik olarak ortaya çıkmaktadır.

4.1.1. İnsan Kemik Yapısı

İnsan vücudunda farklı kemik tipleri mevcuttur ve tümü insan iskeletini oluşturur (Şekil 4.1). Bunlardan biri uzun kemiklerdir ve tipik bir kemiğin makroskopik anatomisinin incelenmesi iyi bir örnek olarak nitelenirler. Uzun kemikler, insan vücudunda, kol ve uyluk kemiklerini teşkil ederler.

Yetişkin uzun kemiklerin çoğu, “diafiz” olarak adlandırılan (tubuler) bir gövdeye sahiptir, Gövdenin içindeki kemik iliği ile dolu olan boşluğa “cavum medullare” denmektedir. Bu boşluğu çevreleyen kemik doku, “kompakt” kemik yapısındadır (Kuran, 1976).

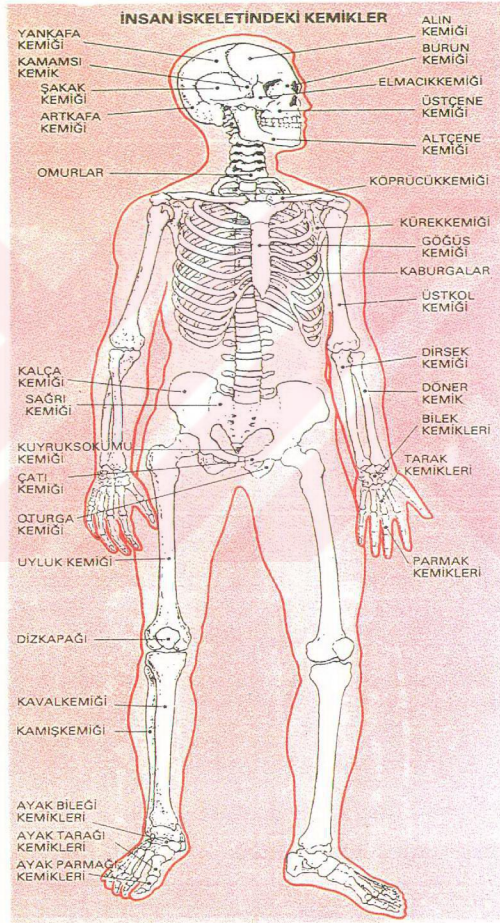
Uzun kemiğin iki ucundan her biri, “epifiz” olarak adlandırılmaktadır. Diafize göre daha geniş olan epifizler, “spongios” kemik yapısındadır. Buradaki boşluklarda kırmızı kemik iliği bulunur. Diafiz ile epifiz arasında sekonder kemikleşme odağına ait epifiz kırıkdağı bulunur, bu bölge “metafiz” olarak adlandırılır (Kuran, 1976).

Epifizlerde diğer kemiklerle birleşmeyi sağlayacak olan eklem yüzeyleri (facies articularis) bulunmaktadır. Eklem yüzeyleri, eklem kırıkdağı ile örtülmüştür ve eklem yüzeyleri dışında kalan bölümleri dıştan periost (periosteum) ile kaplıdır, ince bir zar olan periosteum, bir çok küçük kan damarları, lenf damarları ve sinirler sahip bulunmaktadır. Periost çok önemli bir yapı elemanı olup, yaşam boyu kaybolmayan potansiyel bir kemik doku üretim yeridir (Kuran, 1976).

Metafiz içinde yer alan cavum medullare (ilik boşluğu) endosteum ile kaplı (tubuler) boşluktur. Endosteum, ince bir epitelial ile örtüdür. Yetişkin kişide cavum medullare, sarı kemik iliği olarak adlandırılan yağdan zengin bir bağ doku ile doludur. Sarı kemik iliği, aşırı hipoksi, kan kaybı vb. durumlarda kan hücreleri üretebilecek potansiyelde rezerv hemopoetik bir organ durumundadır (Kuran, 1976).

İnsan vücudu topografik olarak baş-boyun, gövde ve ekstremiteler ayrı ayrı incelenmektedir. Sistemik anatomi’de hareket sistemi oluşumlarının işlenişinin temeli bu ayırımı dayanır. Baş-boyun ve gövdenin iskeleti için “aksial iskelet” , ekstremitelerin iskeleti için de “appendiküler iskelet” terimi kullanılır. Yetişkin bir kişide bulunan 206 kemiğin, 126’sı appendiküler iskelette, 80 tanesinde aksial iskelette yer alır (Kuran, 1976).

Omurga, yetişkinde 26 omurun üst üste eklem yapmasıyla meydana gelmekte ve gövdenin arka bölgesinde yer almaktadır. Orta hatta bulunan uzun kemik kolonunun, iskelette üst ucu baş, orta kısmı kaburgalar, alt ucu da leğen kemiği ile eklem yapmaktadır.



Şekil 4.1. İnsan İskelet Yapısı (Temel Britanica, 1993).

Omurganın görevi baş, göğüs, karın boşluğu ve buralarda bulunan iç organların ağırlığını taşımak olmaktadır. Ayrıca, omurganın içinde bulunan omur kanalı, beyin sapına çok sağlam bir koruyuculuk sağlamaktadır. Omurga, ayrıca baş ve gövdenin hareketlerini de yerine getirmekte önemli etkinliği olan bir kemik yapıdır.

Omurgayı oluşturan omurların aralarında büyüklük ve şekil bakımından yapısal belirgin farklılıklar bulunmamaktadır. Baş bölgesinden aşağı doğru birinci omur (atlas) hariç diğer tüm omurların altı ana kısmı vardır (**Kuran, 1976**).

Bunlar,

1. **Omur cismi:** Silindirik biçimde bir çevresi ile alt ve üst olmak üzere iki yüzü bulunmaktadır. Alt ve üst yüzler arasında omurlar arası disk yer almakta, arka yüzü omur deliği ön kısmını oluşturmaktadır.
2. **Omur kavisi:** Omur cisminin arka yanlarından başlayarak, omur deliği yan ve arkasını çevreleyip orta hat üzerinde birbiriyle birleşmektedir.
3. **Diken çıkıntısı:** Omur kavisinin arka kısım orta hat üzerinde karşılıklı birleşmesinden meydana gelen diken çıkıntının iki yan yüzü, üst ve alt kenarı ile arkada ucu bulunmaktadır.
4. **Önüne çıkıntı:** Omur kavisinin yanlarından uzanarak dış yana doğru ilerleyen bu çıkıntının ön ve arka yüzü ile üst ve alt kenarı ve dış yanda bulunan ucu bulunmaktadır.
5. **Eklem çıkıntısı:** Enine çıkıntının omur kavisine yapıştığı yerin üst ve altından doğan ikisi üst, ikisi alt olmak üzere dört çıkıntıdan oluşmaktadır.
6. **Omur deliği:** Önünde omur cisminin arka yüzü, yanlarında ve arkasında omur kavisini bulunmaktadır. Bu bağlamda, iskelet.e omur deliklerinin birleşmesinden omur kanalı meydana gelmektedir. Üst üste gelen omurların çentikleri, birbirleriyle eklem yaparak omurga içi kanalını oluşturmaktadır.

Birinci boyun omuru (atlas), diğer omurlara göre şekil olarak farklılık göstermektedir. Bu omurun en önemli özelliği, omur cisminin bulunmayışıdır. İkinci bir özelliği de, yan yüzeylerinin diğer omurlara göre fazla gelişmiş olmasıdır.

4.1.2. Deneyde Kullanılan Kemik Bölgesi

Deneyde normal erişkin insan vertebrasının (omurga kemiği) üst kısmını oluşturan servikal bölge (boyun) omurları ile çalışılması yoluna gidilmiştir. Bu bölge, Bölüm 4.1 içinde belirtilen fantom seçimi kriterlerini sağlamaktadır. Bu bakımdan, bu bölge ile çalışılması tercih edilmiştir.

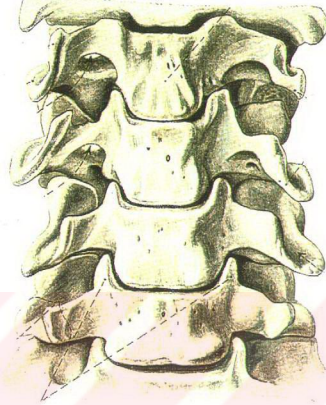
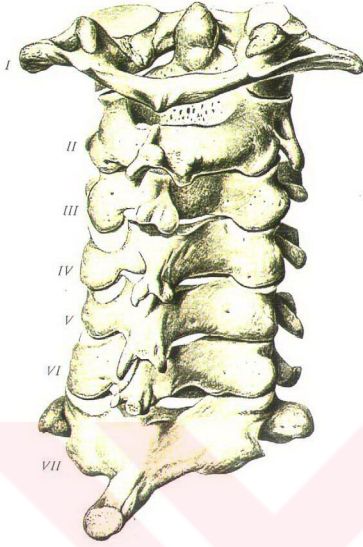
Vertebra servikal (vertebralis cervicalis) omurlar, 7 adet omurdan oluşmaktadır. Omurlar birbirlerine esnek olarak bağlı bulunmakta olup, omurların dış görünüşleri, dört köşe basık silindire benzemektedir. Omurga deliği ise, üçgen prizmaya benzemektedir. Diken çıkıntıların boyu kısadır. İki, üç, dört ve beşinci omurun spinal çıkıntıları ikiye ayrılmış bulunmaktadır. Buna karşın, enine çıkıntı pek gelişmemiştir, ancak, bu çıkıntılarda da enine uzanan delikler yer almaktadır (Kuran, 1976).

Yedinci boyun omuru şekil ve büyüklük bakımında toraks omuruna benzemektedir. Bu omurun, spinal çıkıntısı diğer boyun omurlarına göre daha uzundur ve spinal çıkıntısı, insanda deri üzerinde kolayca bulunabilmektedir

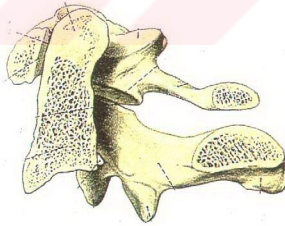
Birinci boyun omuru (atlas) ile ikinci boyun omuru (axis), diğer boyun omurlarına göre biçim bakımından farklılık göstermektedir. Birinci boyun omurunda omur cisminin bulunmayışı, *condylus occipitalis* ile eklem yapan yüzeylerin bulunduğu *massae laterales* adı alan yan kitlelerin fazla gelişmiş olması önemli özellikler olarak nitelenmektedir.

İkinci boyun omurunun özelliği, omur cisminin üst yüzünden yukarı uzanan *dens* adı verilen çıkıntının bulunmasıdır. Bu çıkıntının üst ucuna *apex dentis* denmektedir. *Apex dentis* ile omur cismi arasındaki dar olan kısma ise, *collum dentis* adı verilmektedir. *Apex dentis*' in ön yüzünde bulunan küçük eklem yüzeyine *facies articularis anterior*, arka yüzünde bulunan küçük eklem yüzeyine de *facies articularis posterior* denmektedir (Kuran, 1976).

Şekil 4.2'de Vertebra servikal (vertebralis cervicalis) omurların görünüşü verilmektedir (Ferner ve Staubesand, 1982). Şekil 4.3'de ise 1. Omur atlas ile, 2. Omur axis, ayrı olarak görülmektedir (Ferner ve Staubesand, 1982).



Şekil 4.2 Vertebra Servikal (vertebralis cervicalis) Omurların Görünüşü
(Ferner ve Staubesand, 1982)



Şekil 4.3 1. Omur Atlas İle, 2. Omur Axis'in Görünüşü
(Ferner ve Staubesand, 1982)

4.2. DENEYDE KULLANILAN FANTOM

Bu yüksek lisans tez çalışmasında insan kadasından temin edilen 7 adet omurlu vertebra ile çalışılması yoluna gidilmiştir. Böylelikle, Bölüm 4.1 içinde belirtilen fantom seçimi için önemli olarak belirlenen kriterlerin sağlanmış olduğu söylenebilir. Söz konusu 7 omurlu vertebra kadasra, İstanbul Üniversitesi Ceriâhpaşa Tıp Fakültesi olanaklarından yararlanılarak temin edilmiştir.

Normal erişkin vertebraının servikal bölgesinden 15 cm x 7 cm ebatlarında 7 tane omur içeren kadasra parçası teminininden sonra, öncelikle bir dizi işlemden geçirilmiştir. Öncelikle, tuzlu suda bekletilip kasların yumuşaması sağlanmıştır. Bundan sonra, bistüri ile kadasra, vertebra zedelenmeden kazınarak, kaslarından ayrılmıştır.

Kaslarından ayrılan vertebraının, bu haliyle, gama kameralarda görüntü oluşturmaları mümkün değildi. Zira, canlı olmayan fantoma genel radyoaktif maddenin canlılık fonksiyonu ile bağlanması mümkün değildi. Bu bakımdan, fantomun, gama kameralarda çekim yapıldığında görüntülerinin oluşması için, vertebraya, homojen olarak oluşturulan Tc-99m ile emdirilmesi sağlanmıştır.

Bu amaçla, öncelikle, 1000 cc'lik izotonik serum içerisine 1 mCi Tc-99m ilave edilerek, homojen karışım oluşturulmuştur. Bundan sonra, fantom, radyoaktif solüsyon içerisine batırılarak, kemiklerin Tc-99m'i emmeleri sağlanmıştır.

Bundan sonra, fantomda, lezyon simülasyonu çalışmasına geçilmiştir. Bunun için önce, 10 adet santifirüj tüpü temin edilmiştir. Bu tüplerin içine radyoaktif madde yerleştirimi ile lezyon simülasyonunun gerçekleştirilmesi yoluna gidilmiştir.

Tüplerin içine konulacak radyoaktif madde konsantrasyonu temini için, 50 mlt ve 1 mCi aktivitede ayrı bir Tc-99m solüsyonu daha hazırlanmış ve aktivite konmuştur. Böylelikle, bu tüplerin vertebra da uygun yerlere yerleştirilmesiyle lezyon simülasyonu gerçekleşmiştir. Şekil 4.4'de lezyon simülasyonlu vertebra fantom görülmektedir.



Şekil 4.4. Lezyon Simülasyonlu Vertebra Fantom



Şekil 4.5. Polimer, Dikdörtgenler Prizması Şeklindeki Kap İçine Yerleştirilmiş Vertebra

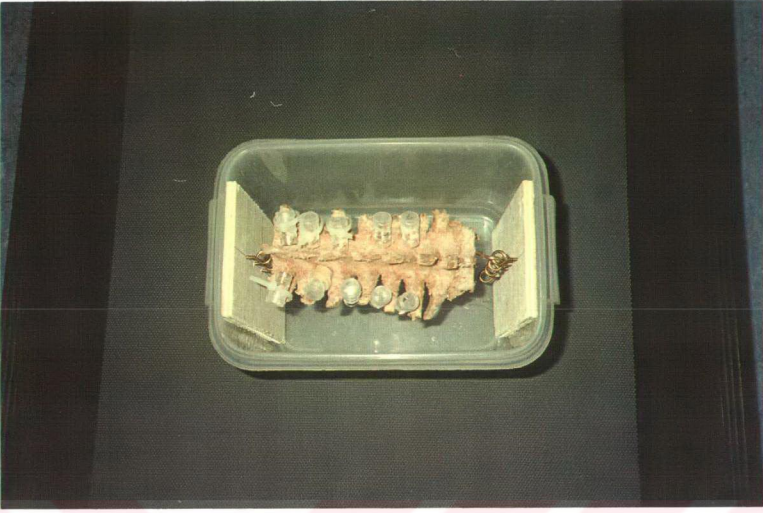
Vertebranın bulunduğu vücut bölgesinin simülasyonunun da yapılması gerektiği düşünülmüştür. Kemik doku dışında, vücut bölgelerinin fantom olarak simülasyonunda, çoğu kez tercih edildiği gibi, su kullanılması bu yüksek lisans tez çalışması için de tercih edilmiştir.

Bu durumda, vertebra fantomun, su içine yerleştirilmesi gerekmiştir. Bunun için de önce, fantomun bir kap içine alınması bir gereklilik olarak ortaya çıkmıştır. Bu amaçla, vücut simülasyonuna uygun olabileceği düşünülen polimer bir dikdörtgenler prizması şeklindeki kaptan yararlanılmıştır. Hazırlanan vertebra, 23cm x 16cm x 18cm boyutlarında olan bu kabın içine konmuştur. Şekil 4.5'te polimer dikdörtgenler prizması şeklindeki kap içine yerleştirilmiş vertebra görülmektedir.

Bu kabın su ile doldurularak, lezyon simülasyonu olarak oluşturulmuş bölgelerin ve vertebraın su yüzeyinden farklı derinliklerdeki görüntülerinin alınması hedeflenmiştir. Böylelikle, vücut yüzeyinden farklı derinliklerdeki lezyonların sintigrafik görüntülenmesine ilişkin realistik bir deney yapılabileceği düşünülmüştür.

Çalışılması düşünülen su derinlikleri 2.5 cm, 5 cm ve 10 cm su derinliği olarak belirlenmiştir. Bu derinlikler, uygulamada sıkça karşılaşılan vertebra bölgesi lezyonlarının yüzeyden uzaklığı bağlamında seçilmiştir.

Ancak, vertebraın suda yüzmesi söz konusu olabileceği için, vertebraın kap içinde sabitleştirilmesi gerekmiştir. Bu amaçla, hazırlanan vertebra, kap kenarlarının iki tarafına yerleştirilen ahşap plakalara, vertebraın uçlarına yerleştirilen vidalar yardımıyla, belirlenen derinlik parametrelerine uygun olarak bağlanmıştır. Plakalar ise silikonla kap kenarlarına sabitleştirilmiştir. Şekil 4.6'da kap içine sabitlenmiş vertebra fantom görülmektedir.



Şekil 4.6. Polimer Kap İçine Sabitlenmiş Vertebra Fantom

4.3. KULLANILAN RADYOİZOTOP

Anger kamera ile yapılan sintigrafik incelemelere en uygun radyoizotop olarak Tc-99m radyoizotopu olmaktadır. Bölüm 3 içinde de belirtildiği üzere, Tc-99m'in kullanımı, söz konusu bu radyoizotopun nükleer özellikleri nedeniyle olmaktadır. Nitekim halen, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'ndaki uygulamalarda da Tc-99m radyoizotopu kullanılmaktadır. Bu yüksek lisans tez çalışması için de kemik sintigrafisine yönelik yapılmak istenen deneysel çalışma çerçevesinde Tc-99m radyoizotopu kullanılmıştır. Kullanılan Tc-99m'in özellikleri Tablo 4.1'de verilmektedir.

Tc-99m, U-235' in fisyonu veya Mo-98'in reaktörde ışınlanması ile üretilen Mo-99' dan elde edilebilmektedir. Bu çalışmada Mo-99'un 67 saatlik bir yarı ömürle bozunumu sonucu üreyen 6 saat yarı ömürlü Tc-99m, bozunum ürünü (daughter) olarak kullanılmıştır. Radyoizotop jeneratör sisteminde, alüminyum oksit (Al_2O_3) ile doldurulmuş bir kolon üzerine konulan Mo-99 ile Tc-99m birbirinden ayrılması ile Tc-99m elde edilmiştir (Urgancıoğlu, 1992).

Tablo 4.1

Kullanılan Tc-99m Radyoizotopunun Özellikleri

Yarı-ömrü	Enerjisi	Doz sabiti	Aktivitesi	Elde Ediliş Biçimi	Kullanılan Ajan
6 saat	140 keV	0,3 Grad/ μ Ci.saat	1 mCi	Radyoizotop Jeneratöründe Mo-99'dan	difosfonat

Kemik sintigrafisinde kullanılan ajanlar, genelde kemiğin inorganik mineral matrisini oluşturan kalsiyum ve fosfatların analogları olduğu daha önce Bölüm 3 içinde belirtilmişti. Bu yüksek lisans tez çalışmasında Tc-99m'e bağlı fosfat (polifosfat, pyrofosfat ve difosfanat) bileşikleri kullanılmıştır.

4.4. KULLANILAN DENEY DÜZENEGİ

Bu Yüksek Lisans tez çalışması için farklı gama kameralarla farklı deneysel çalışmalar yapılmıştır. Ayrıca, organın üç boyutlu yapısının kesit olarak incelenmesine imkan veren SPECT uygulamasına ilişkin olarak da çalışılmıştır. Bu bağlamda, anterior, posterior, laterel ve SPECT çekimleri yapılabilmektedir.

Bu çalışmada iki farklı gama kamera kullanılarak deneyler gerçekleştirilmiştir. Kullanılan gama kameralar;

- Orbiter Gama Kamera
- Verteks Gama Kamera

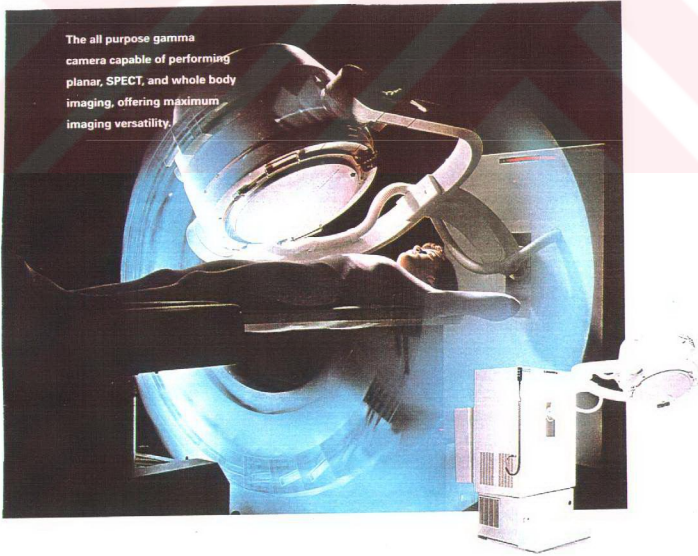
olmaktadır.

4.4.1. Orbiter Gama Kamera

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında kullanılan orbiter kamera 1985 model Siemens marka Orbiter 7500 Digitract gama kameradır. Bu gama kamera ile düzlemsel (planer) ve SPECT çekimleri yapılabilmektedir. Kullanılan orbiter gama kamera Şekil 4.7'de görülmektedir.

Orbiter 7500 Digitract gama kamerada kullanılan detektör daire şeklinde bir NaI(Tl) olup, çapı 40 cm'dir. 75 adet foton çoğaltıcı tüp (PMT) bulunmaktadır. Kristal kalınlığı 0,94 cm (3/8 inch)'tir. Bu kamera nispeten yaşlı olmasına rağmen SPECT çekimlerini başarıyla yapabilmektedir.

Orbiter 7500 Digitract gama kamera ve Verteks kamera, network ile pegasus bilgisayar ağına bağlıdır. Dolayısıyla görüntüleme süresi hariç, tüm özellikleri Verteks gama kamera ile aynı hale getirilmiştir. Ancak yaşlanmaya bağlı olarak kalite güvenliği değerleri Tablo 4.2'de verildiği gibi NEMA standartlarına hayli yakındır.



Şekil 4.7. Çalışılan Orbiter Gama Kamera

Tablo 4.2.
Çalışılan Orbiter Kameranın Özellikleri

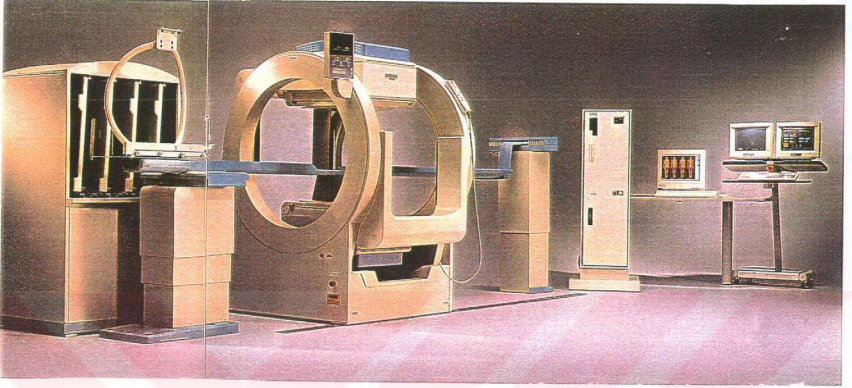
Özellik	Kullanılan Orbiter 7500 Digitract Gama Kamera Değerleri	NEMA Standardı Değerleri
İC Uzaysal Rezolüsyon	3,4	<3,5
IC Düzlem Homojenite	2,2	<2,5
İC Uzaysal Lineerite	0,35	<0,35

4.4.2. Verteks Gama Kamera

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında kullanılan bir gama kamera verteks gama kamera olarak nitelenen, Adac marka, çift dedektörlü modern bir gama kameradır. Detektör NaI(Tl) sintilasyon deterktörüdür. NaI kristalinin kalınlığı 0,94 cm (3/8 inch)'tir. Kristaller 30 x 50 cm boyunlarındadır. Her detektörde 55 adet fotoçoğaltıcı tüp (PMT) bulunmaktadır. Detektörler koinsidans görüntülemeye uygundur.

Ayrıca detektörler birbirinden bağımsız olarak istenilen çekim pozisyona getirilebilmektedir. Bu gama kamera kullanılarak düzlemsel (planer) ve SPECT çalışmaları yapılabilmektedir. Kameranin ilave donanımları eklendiği takdirde, PET (pozitron emisyon tomografisi) işlevini de yerine getirebilmektedir.

Verteks gama kamerada bulunan çift detektör, görüntüleme süresini iki kat kısaltmaktadır. Kullanılan verteks gama kamera Şekil 4.8'de görülmektedir. Söz konusu gama kameranın NEMA standartlarına göre kalite kontrol değerleri Tablo 3.3'de verilmektedir.



Şekil 4.8. Çalışılan Verteks Gama Kamera

Tablo 4.3.

Çalışılan Verteks Kameranın Özellikleri

Özellik	Kullanılan Orbiter 7500 Digitract Gama Kamera Değerleri	NEMA Standardı Değerleri
IC Uzaysal Rezolüsyon	3,27	<3,5
IC Düzlem Homojenite	1,41	<2,5
IC Uzaysal Lineerite	0,27	<0,35

4.4.3. Gama Kameralarla Çalışma

Her iki gama kameranın detektöründe ayrı ayrı aqusisyon panelleri (gama kameraya bağlı bilgisayar) bulunmaktadır. Bu panelleri kullanarak her türlü dinamik, statik ve SPECT görüntüleri alınabilmektedir. Aqusisyon panellerinde sintigrafik yöntemlerle ilgili (matris, büyüme ve odaklanma (zoom), zaman sayımı gibi) her tür değişiklik yapılabilmektedir.

Sintigrafî çekimleri, bu paneller yardımıyla programlanabilmektedir. Bu panellerden elde edilen bütün veriler ADAC PEGOSYS marka bilgisayara kaydedilebilmektedir. Böylelikle, istenildiği zaman tekrar bilginin elde edilmesi mümkün olabilmektedir. Bu bilgisayarda elde edilen veriler en iyi ve süratli biçimde işlenerek (proceses; renk, zoom, eğri, grafik, değer, sayım) konu ile ilgili rapor yazılacak hale getirilebilmektedir.

Bu Yüksek lisans tezinde deneysel çalışmalar sırasında, kullanılan gama kameraların tüm olanakları, bilgisayar bağlantıları ile birlikte kullanılmıştır.

4.5. DENEYİN YAPILIŞI

İnsan kadavrasından temin edilen ve 7 adet omur içeren vertebra ile oluşturulan fantom kullanılarak, gama kameralar yardımı ile sintigrafik amaçlı görüntü elde edilmesi, deneyin ana temasını oluşturmuştur. Bu bağlamda, tüm işlemler, deney süresince titizlikle yapılmıştır.

Deneye başlamadan önce, (daha önce Bölüm 4.2’de anlatıldığı üzere) vertebra’nın gama kameralarda görüntülenmesine yardımcı olmak üzere, ayrı bir yerde vertebraya emdireilecek Tc-99m içeren radyoaktif solüsyon hazırlanmıştır. Ayrıca lezyon simülasyonu için kullanılacak santifürüj tüplerine konacak ve yine Tc-99m içeren radyoaktif maddenin hazırlanması da gerçekleştirilmiştir.

Bu amaçla, vertebraya emdirilecek solüsyon elde etmek için 1000 cc'lik izotonik serum içine 1 mCi Tc-99m enjektde edilerek hazırlanmıştır. Daha sonra bu solüsyonun homojonitesini sağlamak için şişedeki serum izotonığı iyice karıştırılmıştır. Bundan sonra, şişede oluşturulan Tc-99m solüsyonu, vertebraya emdirmeye uygun olarak, ayrı bir kaba boşaltılmıştır.

Vertebra, hazırlanan söz konusu bu solüsyon içinde 5 dakika süreyle bırakılmıştır. Tc-99m içeren radyoaktif maddenin vertebra omurlarının her tarafına bulaşabilmesi için bekletme süresi içinde, kabin içindeki vertebranın sağa-sola hareket etmesi sağlanmıştır. Böylelikle, fantom olarak kullanılacak vertebranın her tarafının homojen olarak solüsyona bulandırılmasını sağlanmıştır.

Bir sonraki işlemdde fantomun ana elemanını oluşturan vertebra, radyoaktif solüsyon içeren kaptan dışarı alınarak 25-30 dakika kurutma kağıdı üzerinde kurumaya bırakılmıştır. Radyoaktif madde ile yapılan tüm işlemlerde, çevrenin minimum ölçüde kontaminasyonu konusuna özen gösterilmiştir.

Bütün bu işlemlerden sonra, gama kameralarda kuru ortamda görülebilecek lezyon simülasyonu alt sınırını tespit edebilmek için, temin edilen beş adet santifürüj tüpe hazırlanan Tc-99m içeren solüsyondan, söz konusu bu beş tüpe sırasıyla farklı aktivitelere solüsyon konarak gama kamerayla çekimler yapılmıştır. Çekimler daima 3 dakikalık çekimler halinde yapılmıştır. Tablo 4.4'de çalışılan beş farklı aktivite değerleri görülmektedir.

Tablo 4.4

Lezyon Simülasyonu İçin Alt Limit Tayinine İlişkin Kullanılan Aktiviteler

No	Aktivite (μCi)
1	0,32
2	0.64
3	0,96
4	1,28
5	1,60

Bu çalışmadan hareketle, ADAC PEGOSYS marka bilgisayar yardımıyla çekimlerin görüntülerin işlenmesi yapıldığında, en uygun çalışmanın 1,28 μCi aktivite ile olduğu tespit edilmiştir. Bu bağlamda, lezyon simülasyonu için bir alt sınır olarak 1,28 μCi aktivite olacak alınabileceği saptanmıştır.

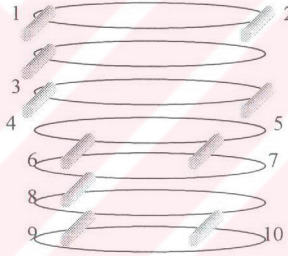
Lezyon simülasyonlarının oluşturulması için 50 ml'ye 1 mCi Tc-99m olacak şekilde ayrı bir radyoaktif solüsyon hazırlanmıştır. Bu solüsyonun homojenliğinin sağlanması için bir önceki solüsyon hazırlamadaki gibi titizlikle çalışılmıştır. Hazırlanan solüsyondan, lezyon simülasyonu olarak kullanılacak olan 10 adet santifürj tüplerinin içine farklı miktarlarda (damlatılarak) konmuştur

Böylelikle, 10 adet santifürj tüpünün aynı hacimde olmayan, farklı solüsyon hacimlerin oluşturulması ile lezyon simülasyonlarının farklılığı sağlanmış olmaktadır. Lezyon simülasyonları için kullanılan aktiviteler Tablo 4.5'de verilmiştir. Bu tablodan da görüldüğü üzere, deneylerde kullanılan en düşük lezyon aktivitesi 1.28 μCi , en yüksek lezyon aktivitesi ise 4.48 μCi olmuştur. Buna karşın, en düşük lezyon hacmi 0.064 ml ve en yüksek lezyon hacmi ise 0.22 ml olarak seçilmiştir. Bu parametreler sintigrafi için realistik değerler bağlamındadır.

Tablo 4.5.
Lezyon Simülasyonu Parametreleri

Lezyon Hacmi (ml)	Lezyon Aktivitesi (μCi)
0,064	1,28
0,096	1,92
0,12	2,56
0,16	3,20
0,19	3,84
0,22	4,48

Tablo 4.5’de verilen lezyon parametreleri ile oluşturulan lezyonların yerleri de önem arz etmektedir. Lezyon simülasyonunda; birinci servikal omur olan atlas’ın paralel kemik çıkıntılarının altına en düşük hacim ve aktiviteli iki eş lezyon karşılıklı olarak yerleştirilmiştir. İkinci omurun sol çıkıntısının altında 0,096 ml hacimli 1,92 μ Ci aktiviteli lezyon yer almıştır. Üçüncü omurun kemik çıkıntılarının altına 0.12 ml ve 2.56 μ Ci aktivite karşılıklı olarak yerleştirilmiştir. 4. omur ile 5. omurun aralarında karşılıklı olarak 0.16 ml hacimli ve 3.2 μ Ci aktiviteli iki eş lezyon oluşturulmuştur. Daha sonra 0.19 ml hacminde ve 3.84 μ Ci aktiviteli lezyon 5. ve 6. omurlar arasına yerleştirilmiştir. En son iki omur arasına ise, 0.22 ml hacimli ve 4.48 μ Ci aktivite konmuştur. Lezyon simülasyonu yerleşim düzeni, Şekil 4.9’da şematik olarak görülmektedir. Çekimler daima 3 dakikalık çekimler halinde yapılmıştır.



Şekil 4.9 Lezyon Simülasyonu Yerleşim Düzeni

Şekil 4.9’da da görüldüğü üzere, lezyon yerleşiminde ilk beş lezyon (1-5), omur altına ankastr edilmiş, son beş lezyon (6-10) ise omurlar arasına yerleştirilmiştir. Her hal için eş aktiviteli iki simetrik yerleşim sağlanmış, ayrıca birer simetriği olmayan tek yerleşim oluşturulmuştur. Tablo 4.6’da lezyon simülasyonu markalamasına göre lezyon parametreleri verilmiştir.

Tablo 4.6

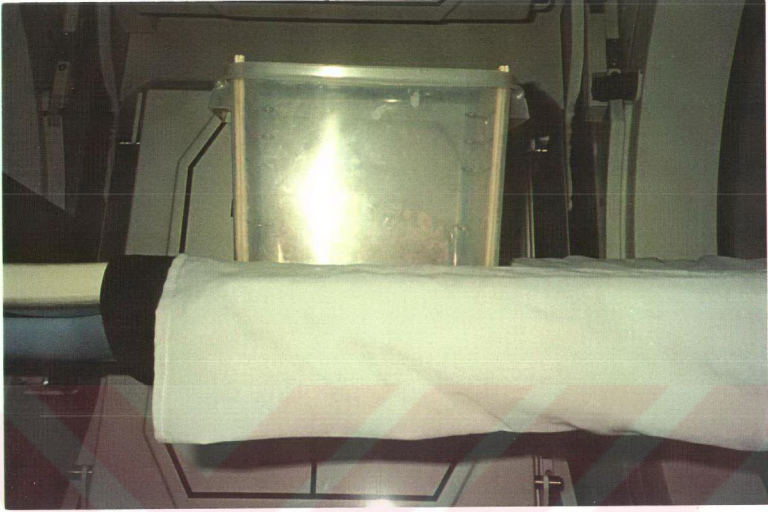
Lezyon Simulasyonu Markalamasına Göre Lezyon Parametreleri

Lezyon Numarası	Yeri	Aktivite Miktarı (μCi)	Lezyon Hacmi (ml)
1	1. omurun sağ altı	1,28	0,064
2	1. omurun sol altı	1,28	0,064
3	2. omurun sağ altı	1,92	0,096
4	3. omurun sağ altı	2,56	0,12
5	3. omurun sol altı	2,56	0,12
6	4. ve 5. omurlar arasında sağda	3,20	0,16
7	4. ve 5. omurlar arasında solda	3,20	0,16
8	5. ve 6. omurlar arasında sağda	3,84	0,19
9	6. ve 7. omurlar arasında sağda	4,48	0,22
10	6. ve 7. omurlar arasında solda	4,48	0,22

Tablo 4.6 incelendiğinde de görüldüğü üzere, farklı hacimlerde ve farklı aktiviteye sahip lezyon simülasyonları oluşturulduğu gibi, aynı zamanda, eşlenik ve simetrik lezyon simülasyonu da gerçekleştirilmiştir. Böylelikle, versiyonel ve farklı şart lezyon simülasyonları sağlanmış olmaktadır.

Daha sonra, vertebra ile oluşturulan lezyonlu fantomla deney yapılması işlemine geçilmiştir. Bu amaçla, vertebranın yerleştirileceği kabın içine 5 l saf su konularak vücut dokusu simülasyonu (su dokusu) sağlanmıştır. Lezyon simülasyonu olarak kullanılan 10 adet santrifüj tüpü, insan kadavrasından alınan vertebraya kısıkaçlarla sabitleştirilmiştir. Böylelikle, fantom oluşturulması tamamlanmış ve çekime hazır hale getirilmiştir.

Fantom çekime hazır hale getirildikten sonra, iki farklı (orbiter ve veteks) gama kamera kullanılarak sintigrafi çekimleri yapılmıştır. Şekil 4.10'da sintigrafi çekimine hazır hale getirilmiş fantom görülmektedir.



Şekil 4.10 Sintigrafi Çekimine Hazırlanmış Fantom

Deney çekimlerinin ilk aşamasında, çift başlı gama kamerada (verteks) çekimler yapılmıştır. Öncelikle polimer deney kabı için, içinde farklı derinliklerde su bulunması halleri için görüntüler alınmıştır. Böylelikle, vertebra fantom elemanı bulunmadan alınan görüntüler elde edilmiştir.

Daha sonra, içinde su bulunan polimer kap içine Tc-99m aktivite emdirilmiş vertebra fantom elemanının 7 adet omuruna ilişkin sabitleştirilerek simülasyonu sağlanmış lezyonlar ile sintigrafik görüntüler alınmıştır. Alınan sintigrafik görüntüler anterior (önden) ve posterior (arkadan) görüntüler şeklinde ayrı ayrı alınmıştır. Fazla olarak, her iki çekim pozisyonu için farklı fantom su derinlikleri için görüntüler alınmıştır. Tablo 4.7’de çalışılan fantom pozisyonları görülmektedir.

Tablo 4.7.
Çalışılan Fantom Pozisyonları

Fantom Pozisyonu	Çekim Pozisyonu	
	Anterior (Önden)	Posterior (Arkadan)
Su Derinliği (cm)	0,0	15,0
	2,5	12,5
	5,0	10,0
	10,0	5,0

Tablo 4.7’de görüldüğü üzere, anterior (önden) ve posterior (arkadan) çekimler birbirine karşılık gelmektedir. Ancak, postreior (arkadan) çekimde, gama kamerasının alttaki ikinci detektörü, (arada hastanın üzerine uzanacağı sedye sehpa bulunması nedeniyle) en fazla 5 cm’e yaklaşabilmektedir.

Bu çalışmalardan ayrı olarak, SPECT çekimler de yapılmıştır. Bu çekimlerde, (matrix: 256x256x16, zoom: full field, süre: 3dakika şartlarında) detektörlerin yaklaşabileceği en yakın mesafeden laterel ve omurun detektörün en alt mesafesinde (anterior 10cm, posterior 5cm, matrix: 64 x 64 x 8,süre: 3saniye, zoom:center 380 cm² image: 64 adet) SPECT çekimler yapılmıştır. Çift başlı gama kamera (verteks) de backgraund ortamı oluşturarak fantomun içindeki suyun içine 50 µCi aktivite koyup homojenliği sağladıktan sonra aynı şartlarda ve aynı sürede çekimlerin bir de backgraund’lu ortamda tekrarı sağlanmıştır.

Deneylerin ikinci aşamasında ise, ilk aşamada verteks kamera ile sağlanan şartlar (su ve backgraund, süre, derinlikler) tek detektörlü kamera (orbiter) için de sağlanmış ve çekimlerin hepsi aynen tekrarlanmıştır.

Her iki gama kamerada (çift başlı: verteks, tek başlı: orbiter) yapılan çekimlerin görüntülerinin ADAC PEGOSYS marka bilgisayarda proses (maksimum aktivite sayımı, total sayım, ortalama sayım) yapıldıktan sonra her lezyon simülasyonunun alan ölçüsü, omurun üzerindeki aktivitenin maksimum olduğu bölgeden alınan ölçüm, background’lu ortamdan alınan aktivitenin ölçümü yapılmıştır.

Bu sayımlardan hareketle de, S/B (sinyal/background) değerleri ile lezyon aktivite değişimini gösteren lezyon değerlendirilmesine gidilmiştir. Böylelikle, alınan sintigrafik görüntülerin performans açısından yorumlanması mümkün olabilmiiştir.



BÖLÜM 5

DENEY SONUÇLARI

5.1. ALINAN SİNTİGRAFİK GÖRÜNTÜLER

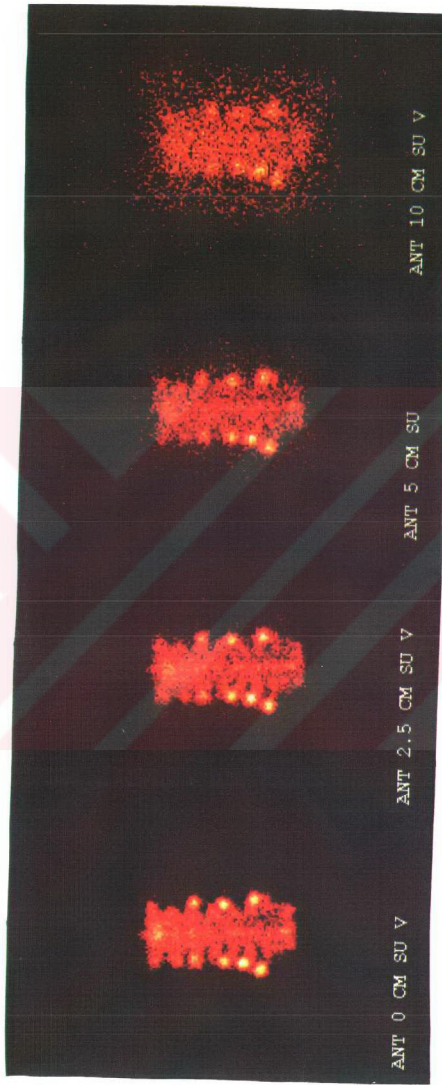
Bu Yüksek Lisans tez çalışması ile, hedeflendiği üzere, vertebra fantom kullanılarak gerçekleştirilen deneyler sonucunda sintigrafik görüntüler elde edilmiştir. Deneyler, Bölüm 4 içinde detaylı olarak açıklandığı şekilde farklı iki gama kamera ile vertebra fantom kullanılarak farklı deney şartlarında yapılmıştır. Yapılan versiyonel deneyler sonucunda elde edilen sintigrafik görüntüler, aşağıdaki alt bölümler içinde ayrı ayrı verilmektedir.

5.1.1. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Elde Edilen Görüntüler

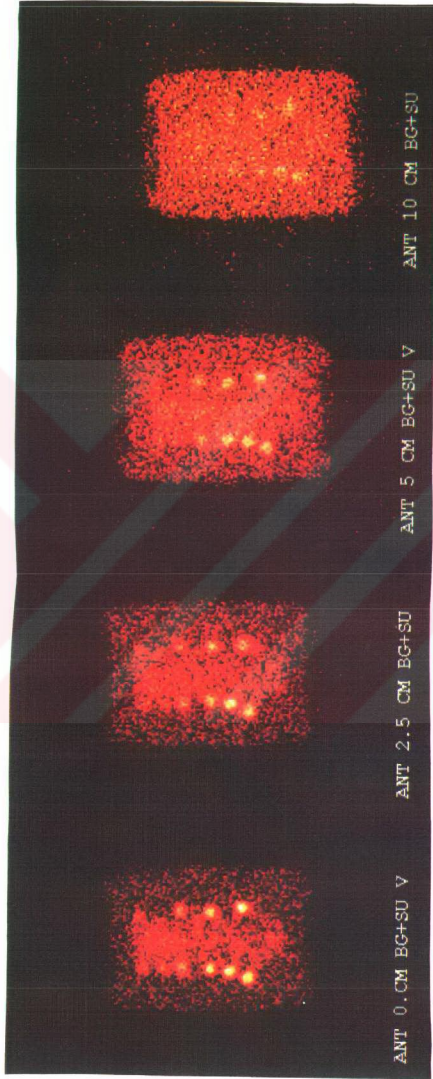
Verteks (çift başlı) kamera ile elde edilen görüntüler Bölüm 4.5’de detayı verildiği üzere, vertebra fantom için anterior (önden), posterior (arkadan) pozisyonda permütasyonel olarak 4’er sintigrafik görüntü alınmıştır. Ancak, kombinasyonel olarak 4 çekim yapılmış olmaktadır. Fazla olarak, vertebra fantom dışı background oluşturularak da benzer şartlar için görüntüler elde edilmiştir. Bunlardan ayrı olarak SPECT görüntüler alınmıştır.

5.1.1.1. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Anterior Pozisyonda (Önden) Görüntüleme Sonuçları

Lezyon simülasyonlu vertebra fantomun anterior pozisyonda (Bölüm 4.5 içinde detayı verilen şekilde alınmış) 4 görüntüsü bulunmaktadır. Bunlar; fantomun su içindeki durumuna göre, sırasıyla 0 (yüzey çekimi), 2,5 cm, 5 cm ve 10 cm su derinliğinde alınmış sintigrafik görüntülerdir. Söz konusu bu görüntüler, Şekil 5.1’de görülmektedir. Şekil 5.2’de ise aynı şartlarda ancak fantom dışı background oluşturularak alınan görüntüler görülmektedir.



Şekil 5.1. Verteks (Çift Başlı) Kamera ile Anterior (Önden) Pozisyonda Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri



Şekil 5.2. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Anterior (Önden) Pozisyonunda Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri

5.1.1.2. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Posterior Pozisyonda (Arkadan) Görüntüleme Sonuçları

Lezyon simülasyonlu vertebra fantomun posterior pozisyonda (Bölüm 4.5 içinde detayı verilen şekilde alınmış) 4 görüntüsü bulunmaktadır. Bunlar; fantomun su içindeki durumuna göre, sırasıyla 5 cm, 10 cm, 12,5 cm ve 15 cm su derinliğinde alınmış sintigrafik görüntülerdir.

Söz konusu bu görüntüler, Şekil 5.3’de görülmektedir. Şekil 5.4’de ise aynı şartlarda ancak fantom dışı background oluşturularak alınan görüntüler görülmektedir.

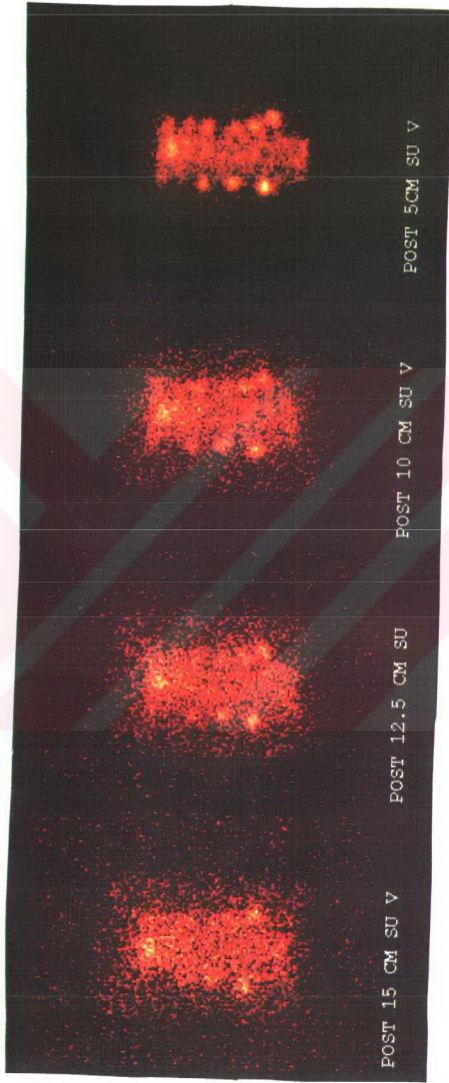
5.1.1.3. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle SPECT Görüntüleme Sonuçları

Lezyon simülasyonlu vertebra fantomun SPECT görüntüleri (Bölüm 4.5 içinde detayı verildiği üzere) alınmıştır. SPECT görüntülerde 3 farklı kesit görüntü alınması gerçekleştirilmiştir.

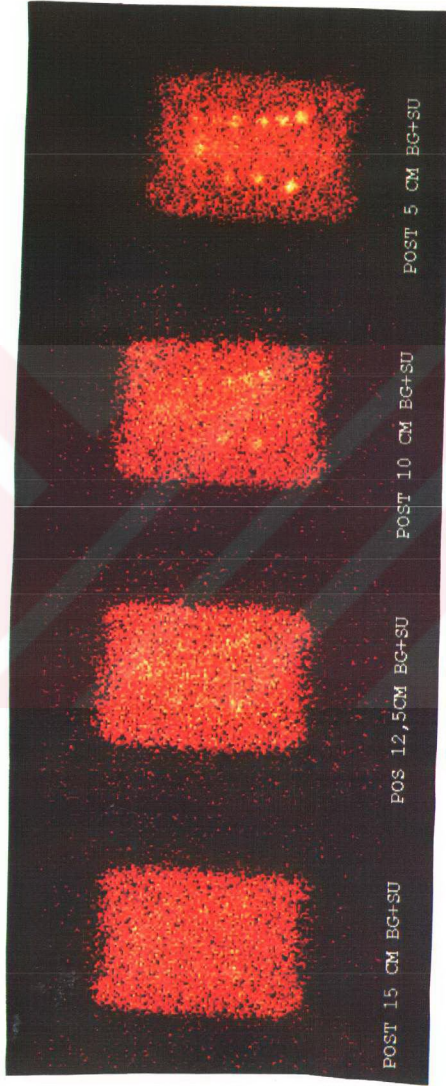
Bunlar;

- Coronal (yere paralel) kesit SPECT görüntü
- Transvers (yere dik-radyal) kesit SPECT görüntü
- Sagittal (yere dik-eksenel) kesit SPECT görüntü

olmaktadır.

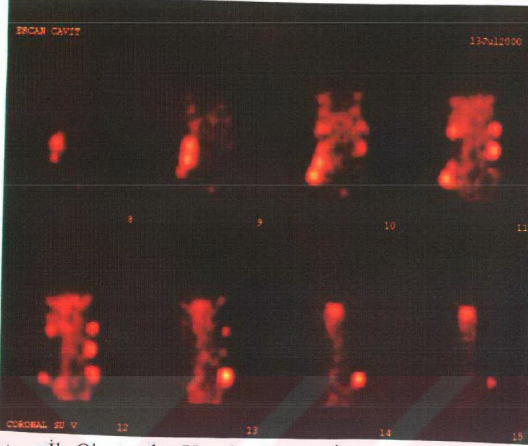


Şekil 5.3. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Posterior (Arkadan) Pozisyonda Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Siniyografik Görüntüleri

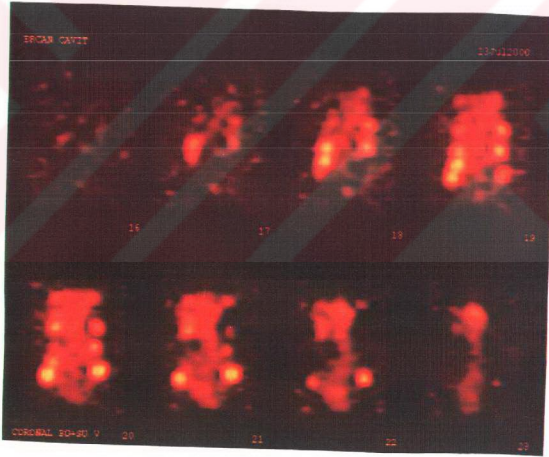


Şekil 5.4. Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Posterior (Arkadann) Pozisyonunda Bagcground Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri

Alınan SPECT görüntüler; su ortamı ile ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için coronal kesite ilişkin Şekil 5.5'de görülmektedir.



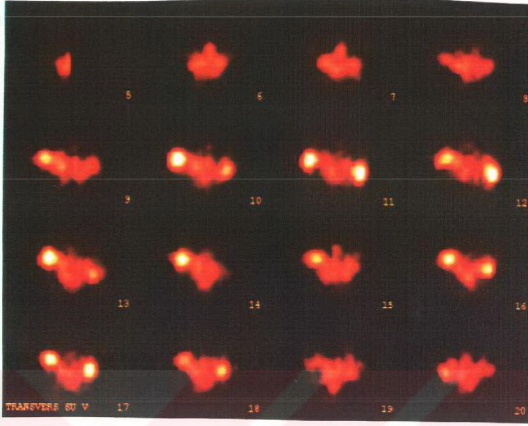
a) Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Coronal SPECT Görüntüler



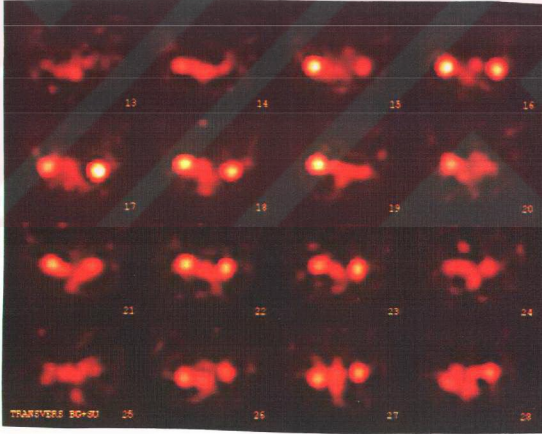
b) Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Coronal SPECT Görüntüler

Şekil 5.5 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Coronal SPECT Görüntüleri

Alınan SPECT görüntüler; su ortamı ile ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için transvers kesite ilişkin Şekil 5.6'da görülmektedir.



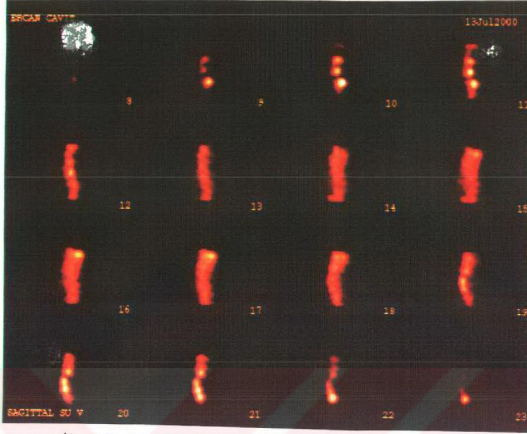
a) Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Transvers SPECT Görüntüler



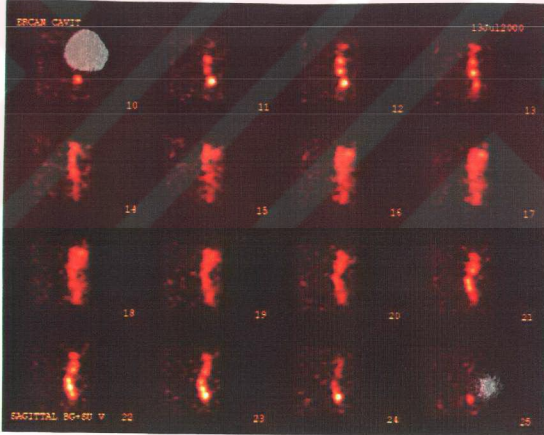
b) Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Transvers SPECT Görüntüler

Şekil 5.6 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Transvers SPECT Görüntüleri

Alınan SPECT görüntüler; su ortamı ile ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için sagittal kesite ilişkin Şekil 5.7’de görülmektedir.



a) Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Sagittal SPECT Görüntüler



b) Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Sagittal SPECT Görüntüler

Şekil 5.7 Verteks (Çift Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sagittal SPECT Görüntüleri

5.1.2. Orbiter (Tek Başlı) Gama Kamera İle Elde Edilen Görüntüler

Orbiter (tek başlı) gama kamera ile, verteks (çift başlı) gama kamera ile çalışıldığı gibi, hem sintigrafik genel görüntüler ve hem de SPECT görüntüler alınmıştır. Fazla olarak söz konusu bu görüntüler su ortamı ile ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için ayrı ayrı alınmıştır.

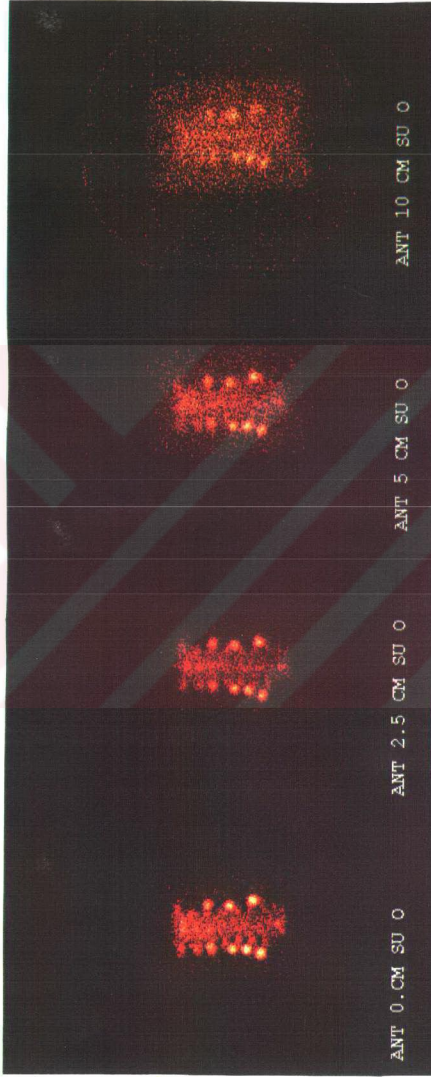
5.1.2.1. Orbiter (Tek Başlı) Gama Kamera İle Alınan Görüntüleme Sonuçları

Orbiter (tek başlı) kamera ile elde edilen görüntüler Bölüm 4.5’de detayı verildiği üzere, hazırlanan vertebra fantom için sintigrafik görüntüler alınmıştır. Orbiter kamera tek başlı olduğundan posterior (arkadan) görüntü alma önemli bir anlam taşımamaktadır. Bu bakımdan, bu Yüksek Lisans Tez çalışmasında orbiter (tek başlı) gama kamera ile tek tip görüntü alma ile yetinilmiştir.

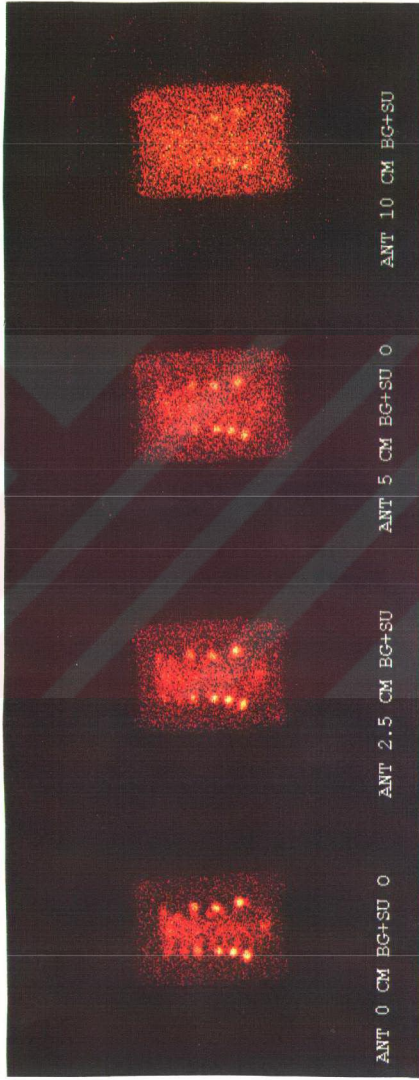
Şekil 5.8’de orbiter (tek başlı) gama kamera ile vertebra fantoma ilişkin alınan sintigrafik görüntü görülmektedir. Şekil 5.9’da ise aynı şartlarda ancak fantom dışı background oluşturularak alınan görüntüler görülmektedir.

5.1.2.2. Orbiter (Tek Başlı) Gama Kamera İle SPECT Görüntüleme Sonuçları

Lezyon simülasyonlu vertebra fantomun SPECT görüntüleri, verteks (çift başlı) gama kamera ile alındığı gibi, coronal, transvers ve sagittal olmak üzere üç farklı kesitte alınmıştır.

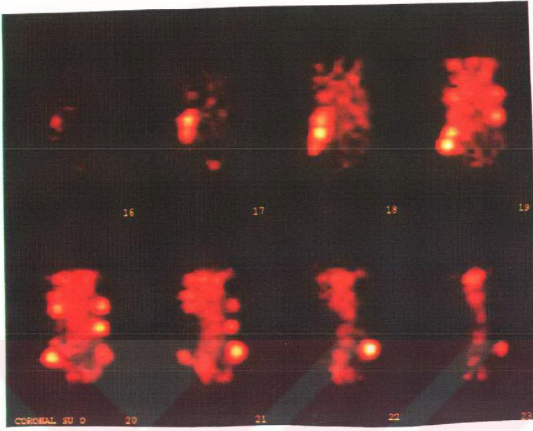


Şekil 5.8. Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri

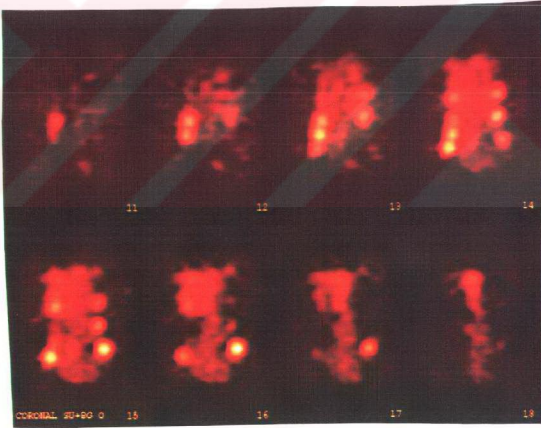


Şekil 5.9. Orbiter (Tek Başlı) Kamera ile Background Ortamı ile Oluşturulan Vertebra Fantomun Sintigrafik Görüntüleri

Orbiter kamera ile alınan SPECT görüntüler; su ortamı ile ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için coronal kesite ilişkin Şekil 5.10'da görülmektedir.



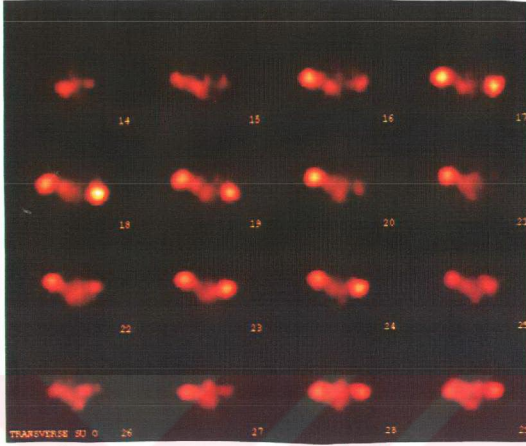
a) Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Coronal SPECT Görüntüler



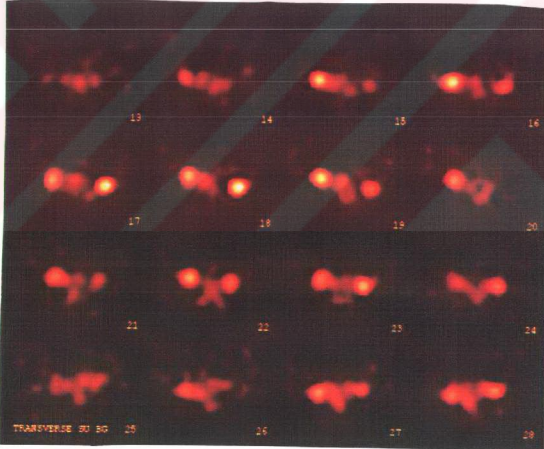
b) Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Coronal SPECT Görüntüler

Şekil 5.10 Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Coronal SPECT Görüntüleri

Orbiter kamera ile alınan SPECT görüntüler; su ortamı ile ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için transvers kesite ilişkin Şekil 5.11’de görülmektedir.



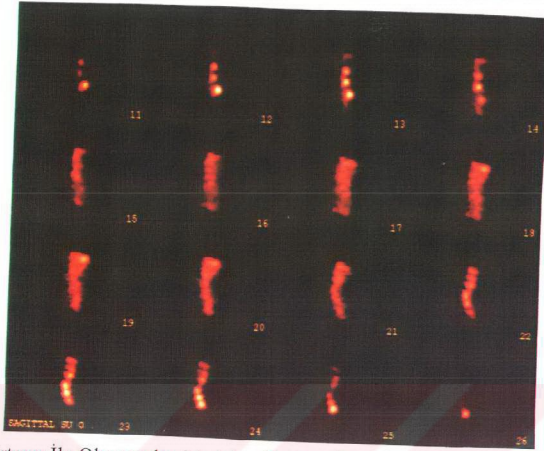
a) Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Transvers SPECT Görüntüler



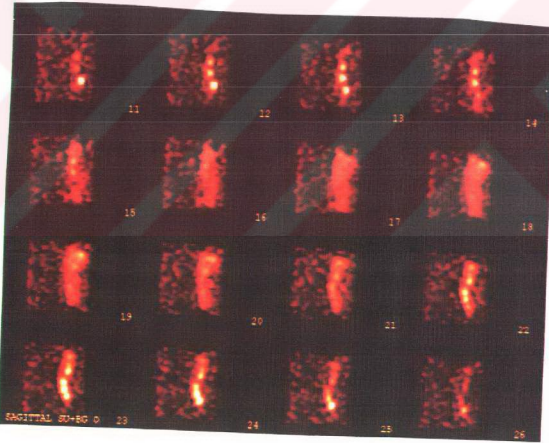
b) Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Transvers SPECT Görüntüleri

Şekil 5.11 Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Transvers SPECT Görüntüleri

Orbiter kamera ile alınan SPECT görüntüler; su ortamı ile ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için sagittal kesite ilişkin Şekil 5.12’de görülmektedir.



a) Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Sagittal SPECT Görüntüler



b) Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin Sagittal SPECT Görüntüler

Şekil 5.12 Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle Su Ortamı İle ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantomun Sagittal SPECT Görüntüleri

5.2. LEZYON TAYİNİ SONUÇLARI

Nükleer tıp görüntülerinin kantitatif olarak değerlendirilmesinde S/N (sinyal / gürültü (noise)) oranı önemli bir kriterdir (**Sorenson ve Phelps, 1987, Henkin ve ark., 1996**). Burada background, gürültü olarak düşünülmüş ve bu oran S/B (sinyal/background) oranı olarak ifade edilmiştir. S/B oranı ne kadar yüksek olursa görüntü kalitesi o oranda iyi olmaktadır.

Bu çalışmada esas itibarıyla verteks (çift başlı) gama kamera için kantitatif analiz yoluna gidilmiştir. Bunun nedeni, lezyon tayininde halihazırda yaygın kullanımı olan gama kameranın verteks (çift başlı) gama kamera olmasıdır. Bu bağlamda, vereteks (çift başlı) gama kamera için kantitatif analiz değerlendirilmesinde S/B değerlerinden yararlanılmıştır.

Su ortamı ile ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için alınan görüntüler değerlendirilmiştir. (Bundan böyle ilk hal su ortamı ve ikinci hal background (BG) ortamı olarak nitelenecektir.) Rasyonel değerlendirmelerin yapılabilmesi için tespit edilen S/B oranları, önce bilgisayara kaydedilmiştir. Lezyon simülasyonlarının bilgisayarda, (gri skaladan) sabit renk tonajı seçilmiş ve bu tonajda lezyonların dış sınırları çizdirilmiştir. Bu sınırlar içinde kalan toplam sayımlar yine bilgisayar aracılığıyla alınmıştır.

5.2.1. Verteks (Çift Başlı) Kamera İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Verteks (çift) başlı kamera ile vertebra ile oluşturulan fantomda, vertebra omurları altında ve aralarındaki simüle edilen lezyonların, su ortamı ve background ortamı içindeki lezyon sayımları, vertebraanın ortalama sayımları çerçevesinde S/B oranları tespit edilmiştir. Bu bağlamda, verteks (çift başlı) kamera ile anterior (önden), posterior (arkadan) pozisyonda ve SPECT görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirilmesi yapılmıştır.

5.2.1.1. Anterior Pozisyonda (Önden) Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Verteks (çift başlı) gama kamera ile oluşturulan vertebra fantomun su yüzeyinde (0 cm derinlik için) anterior pozisyonda alınan lezyon sayımlarının, su ortamı ve background (BQ) ortamı için hesaplanır. S/B (Sinyal/Background) oranları, Tablo-5.1'de verilmektedir.

Tablo 5.1.
0 cm Mesafede Anterior (Önden) Pozisyonda Elde Edilen Sonuçlar

Lezyon No	Su ortamlı Vertebra Fantom	S/B	BG ortamlı Vertebra Fantom	S/B
1	11,40	19,00	7,20	3,42
2	9,00	15,00	5,70	2,71
3	14,60	24,30	8,00	3,80
4	22,40	37,30	12,50	5,90
5	19,20	32,00	11,50	5,47
6	26,40	44,00	18,10	8,60
7	29,80	49,60	16,80	8,00
8	36,40	60,60	22,40	10,60
9	34,10	56,80	22,60	10,70
10	30,40	50,60	21,90	10,40
Vertebra için ref. BG: 0.6		Background ortamı için ref. BG: 2.1		

Verteks (çift başlı) gama kamera ile oluşturulan vertebra fantomun su yüzeyinde 2,5 cm ve 5 cm derinlikler için anterior pozisyonda alınan lezyon sayımlarının, su ortamı ve background ortamı için hesaplanan S/B (Sinyal/Background) oranları, sırasıyla Tablo-5.2 ve Tablo 5.3'de verilmektedir.

Tablo 5.2.

2,5 cm Mesafede Anterior (Önden) Pozisyonda Elde Edilen Sonuçlar

Lezyon No	Su ortamlı	S/B	BG ortamlı	S/B
	Vertebra Fantom		Vertebra Fantom	
1	8,40	10,50	6,50	2,70
2	8,60	10,75	5,90	2,45
3	9,00	11,25	10,40	4,30
4	16,20	20,25	8,90	3,70
5	15,60	19,50	13,80	5,75
6	22,40	28,00	12,40	5,16
7	19,90	24,87	13,30	5,54
8	26,10	32,60	13,30	5,54
9	25,80	32,25	13,60	5,66
10	24,90	31,12	12,10	5,04
Vertebra için ref. BG: 0,80		Background ortamı için ref. BG: 2,40		

Tablo 5.3.

5 cm Mesafede Anterior (Önden) Pozisyonda Elde Edilen Sonuçlar

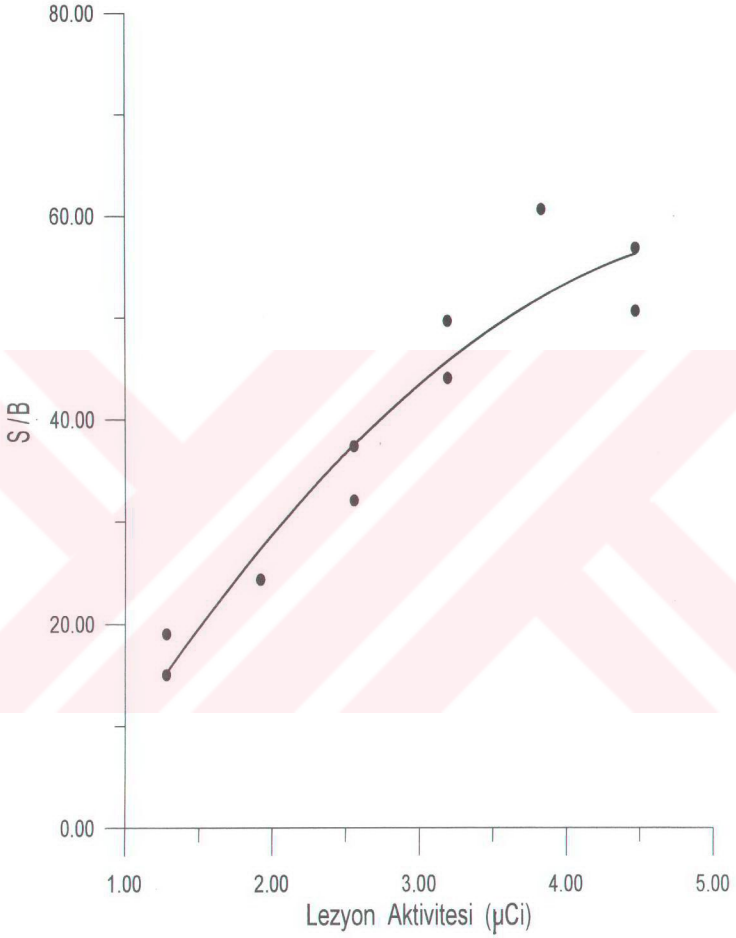
Lezyon No	Su ortamlı	S/B	BG ortamlı	S/B
	Vertebra Fantom		Vertebra Fantom	
1	4,50	4,09	5,50	2,89
2	5,10	4,60	4,40	2,31
3	6,00	5,45	5,00	2,63
4	10,00	9,09	8,10	4,26
5	8,90	8,09	8,00	4,21
6	13,60	12,36	10,20	5,36
7	12,80	11,63	10,00	5,26
8	17,00	15,45	11,40	6,00
9	15,50	14,09	10,40	5,47
10	15,30	13,90	10,80	5,68
Vertebra için ref. BG: 1,10		Background ortamı için ref. BG: 1,90		

Verteks (çift başlı) gama kamera ile oluşturulan vertebra fantomun su yüzeyinde 10 cm derinlik için anterior pozisyonda alınan lezyon sayımlarının, su ortamı ve background (BQ) ortamı için hesaplanan S/B (Sinyal/Background) oranları, Tablo-5.1'de verilmektedir.

Tablo 5.4.
10 cm Mesafede Anterior (Önden) Pozisyonda Elde Edilen Sonuçlar

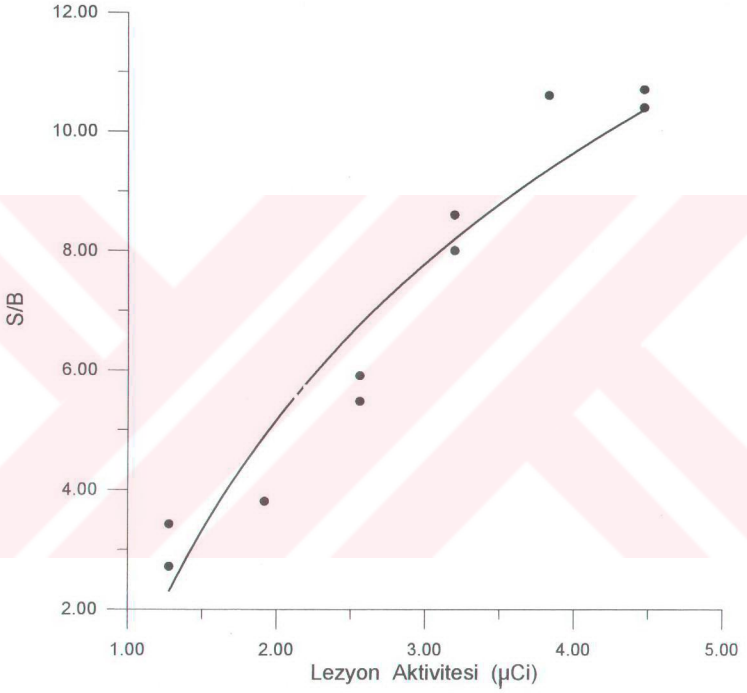
Lezyon No	Su ortamlı Vertebra Fantom	S/B	BG ortamlı Vertebra Fantom	S/B
1	2,40	2,40	3,00	1,30
2	2,60	2,60	3,00	1,30
3	3,70	3,70	3,40	1,47
4	4,70	4,70	4,70	2,04
5	4,50	4,50	4,50	1,91
6	5,60	5,60	4,80	2,08
7	4,40	4,40	4,80	2,08
8	7,40	7,40	6,00	2,60
9	5,90	5,90	6,10	2,65
10	5,40	5,40	5,80	2,52
Vertebra İçin ref. BG: 1,00		Background ortamı için ref. BG: 2,30		

Tablo 5.1'den hareketle verteks (çift başlı) kamera ile anterior (önden) pozisyonda su ortamında görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.13'de görülmektedir.



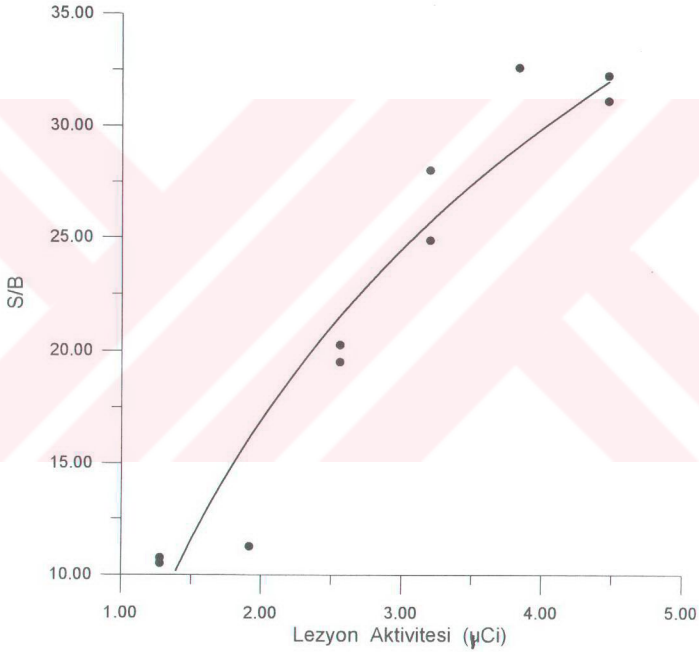
Şekil 5.13 Verteks (Çift Başlı) Gama kamera Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 0 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Tablo 5.1'den hareketle verteks (çift başlı) kamera ile anterior (önden) pozisyonda background ortamında görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.14'de görülmektedir



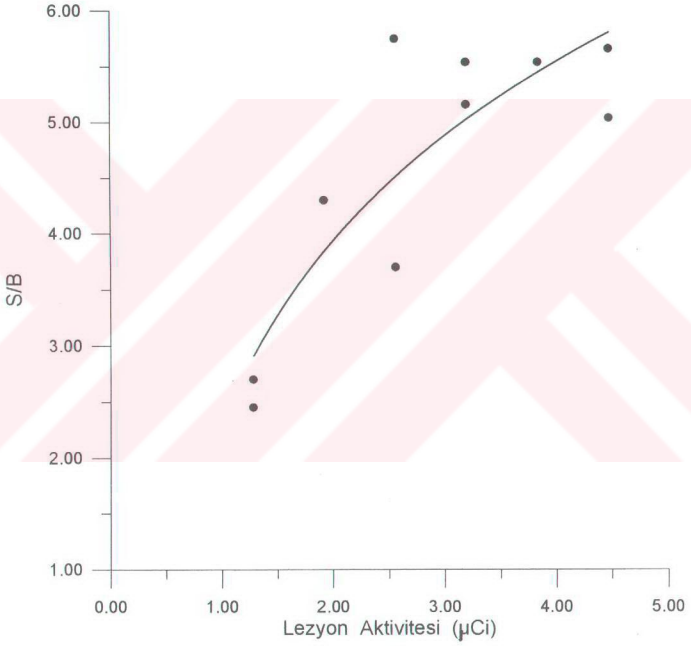
Şekil 5.14 Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 0 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Tablo 5.2'den hareketle verteks (çift başlı) kamera ile anterior (önden) pozisyonda, 2,5 cm derinlikde su ortamında görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.15'de görülmektedir.



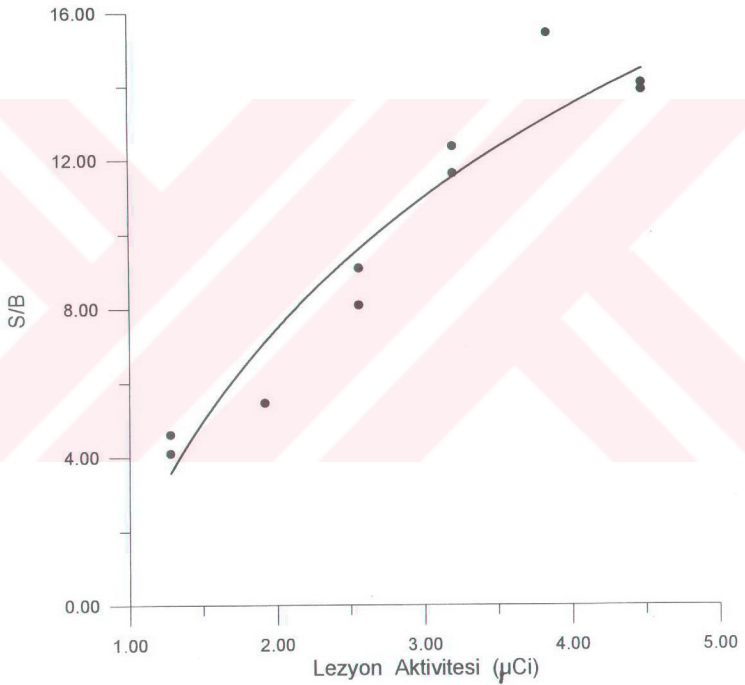
Şekil 5.15 Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 2,5 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Tablo 5.2'den hareketle verteks (çift başlı) kamera ile anterior (önden) pozisyonda, 2,5 cm derinlikde background ortamında görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.16'da görülmektedir.



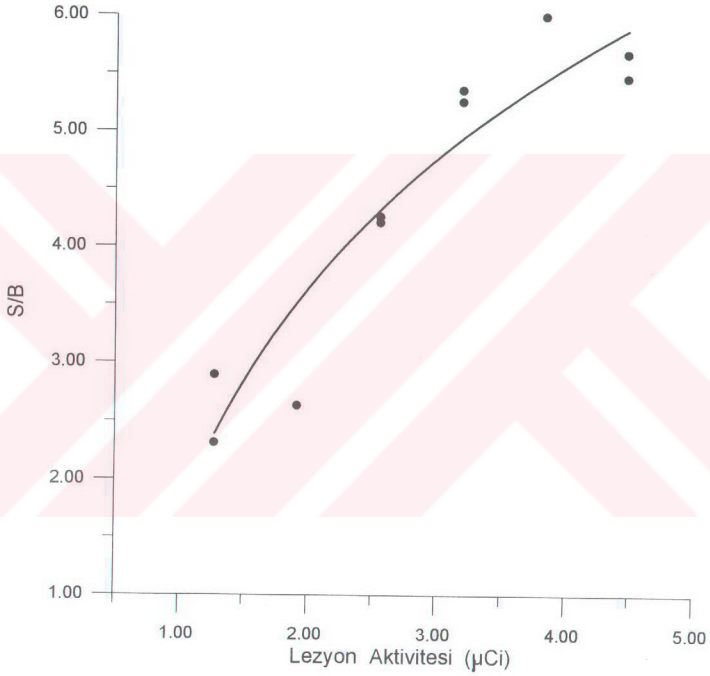
Şekil 5.16 Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 2,5 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Tablo 5.3'den hareketle verteks (çift başlı) kamera ile anterior (önden) pozisyonda, 5 cm derinlikde su ortamında görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.17'de görülmektedir.



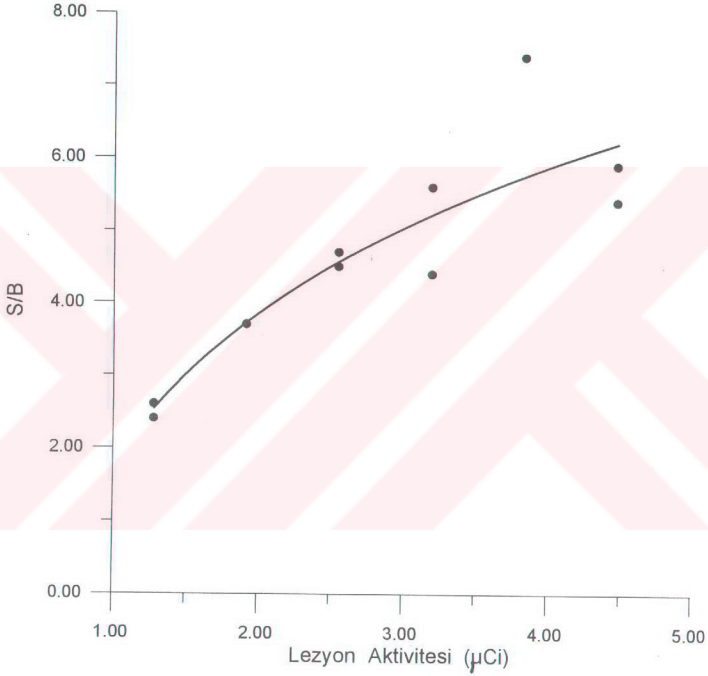
Şekil 5.17 Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 5 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Tablo 5.3'den hareketle verteks (çift başlı) kamera ile anterior (önden) pozisyonda, 5 cm derinlikde background ortamında görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.18'de görülmektedir.



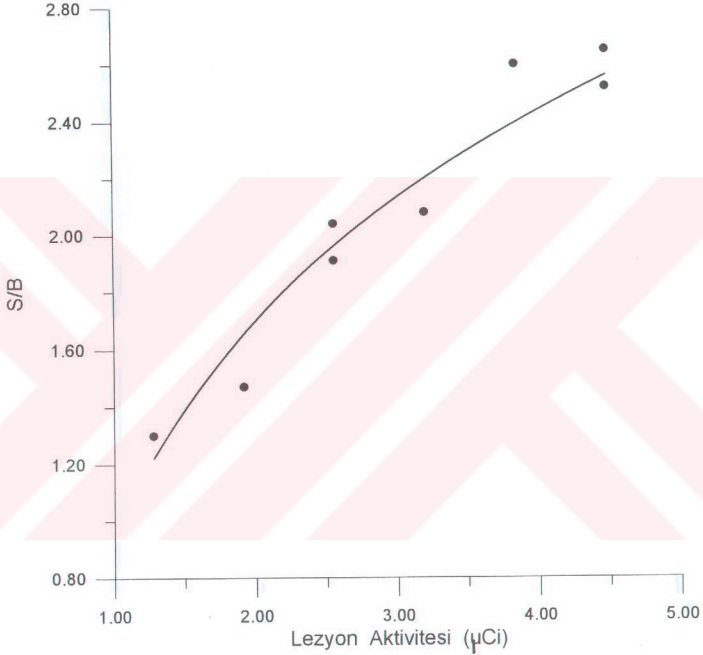
Şekil 5.18 Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 5 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Tablo 5.4'den hareketle verteks (çift başlı) kamera ile anterior (önden) pozisyonda, 10 cm derinlikde su ortamında görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.19'da görülmektedir.



Şekil 5.19 Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 10 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

Tablo 5.4'den hareketle verteks (çift başlı) kamera ile anterior (önden) pozisyonda, 10 cm derinlikde background ortamında görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.20'de görülmektedir.



Şekil 5.20. Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin 10 cm'de Anterior (Önden) Pozisyonda Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

5.2.1.2. Verteks Gama Kamera İle SPECT Görüntüleme İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

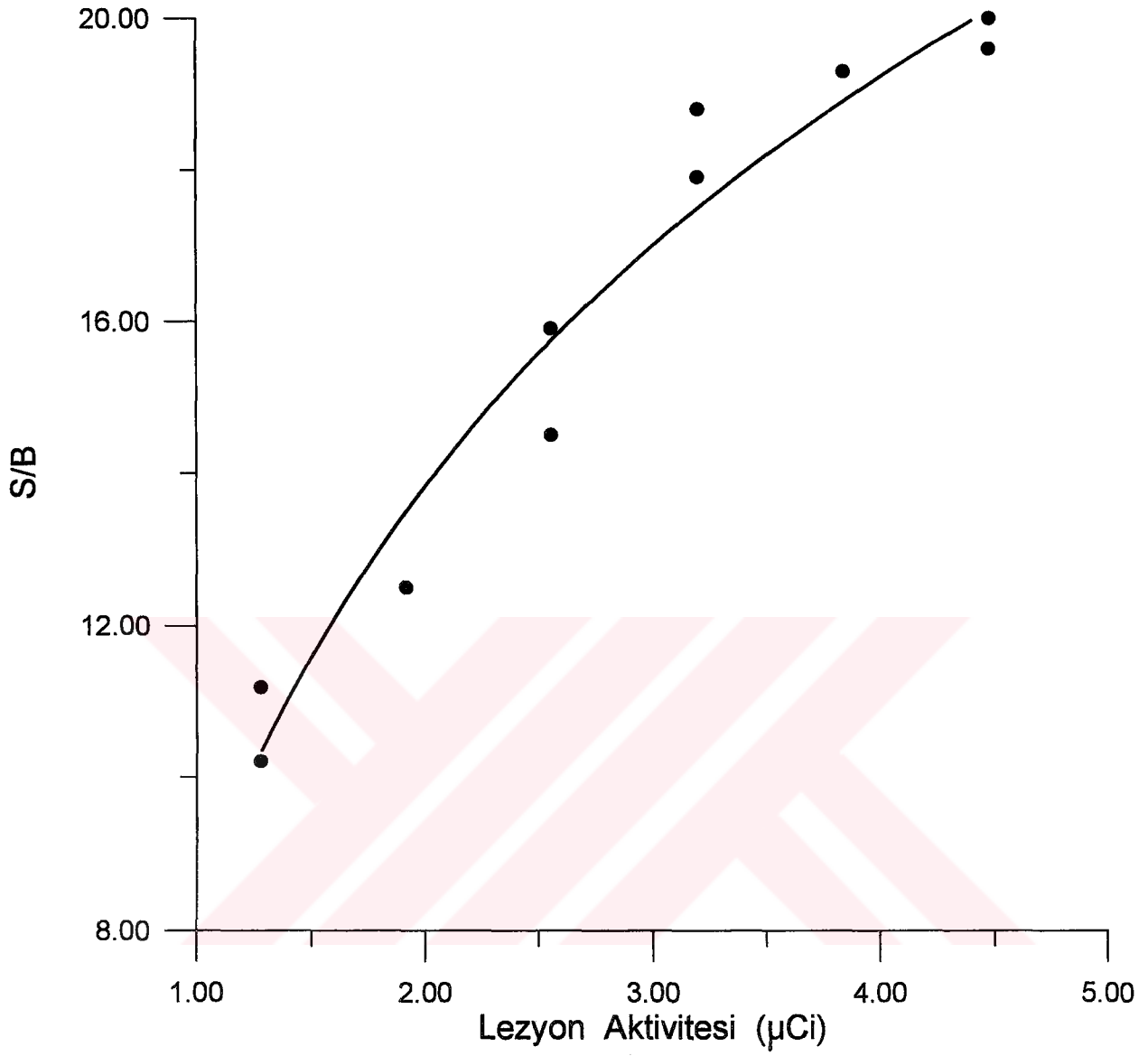
Verteks gama kamerayla alınan SPECT görüntülerin su ortamı ve background ortamı için hesaplanan S/B (Sinyal/Background) oranları, Tablo-5.5’de verilmektedir.

Tablo 5.5.

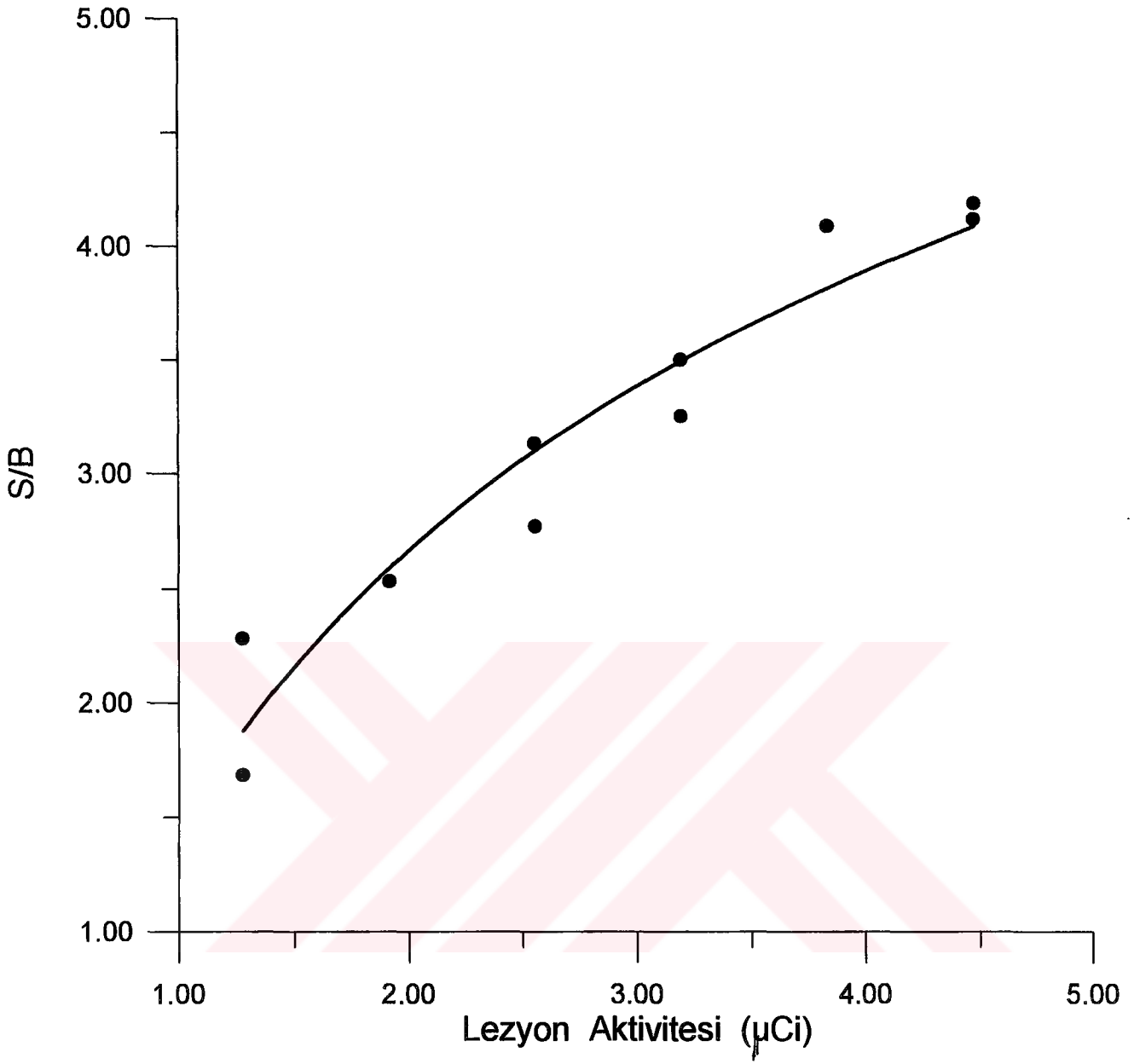
Verteks (Çift Başlı) Kamera İle SPECT Görüntüleme İçin Elde Edilen Sonuçlar

Lezyon No	Su ortamı Vertebra Fantom	S/B	BG ortamı Vertebra Fantom	S/B
1	246,00	11,18	190,00	2,28
2	225,00	10,20	140,00	1,68
3	276,00	12,50	210,00	2,53
4	350,00	15,90	260,00	3,13
5	320,00	14,50	230,00	2,77
6	415,00	18,80	291,00	3,50
7	394,00	17,90	270,00	3,25
8	426,00	19,30	340,00	4,09
9	433,00	19,60	348,00	4,19
10	440,00	20,00	342,00	4,12
Vertebra İçin ref. BG: 22		Background ortamı için ref. BG: 83		

Verteks (çift başlı) gama kamera ile alınan SPECT görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin olarak su ortamı ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için çizilen grafikler sırasıyla Şekil 5.21 ve Şekil 5.22’de görülmektedir.



Şekil 5.21. Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Su Ortamı İle Oluşturulan SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi



Şekil 5.22. Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Background Ortamı İle Oluşturulan SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

5.2.2. Orbiter (Tek Başlı) Kamera İçin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

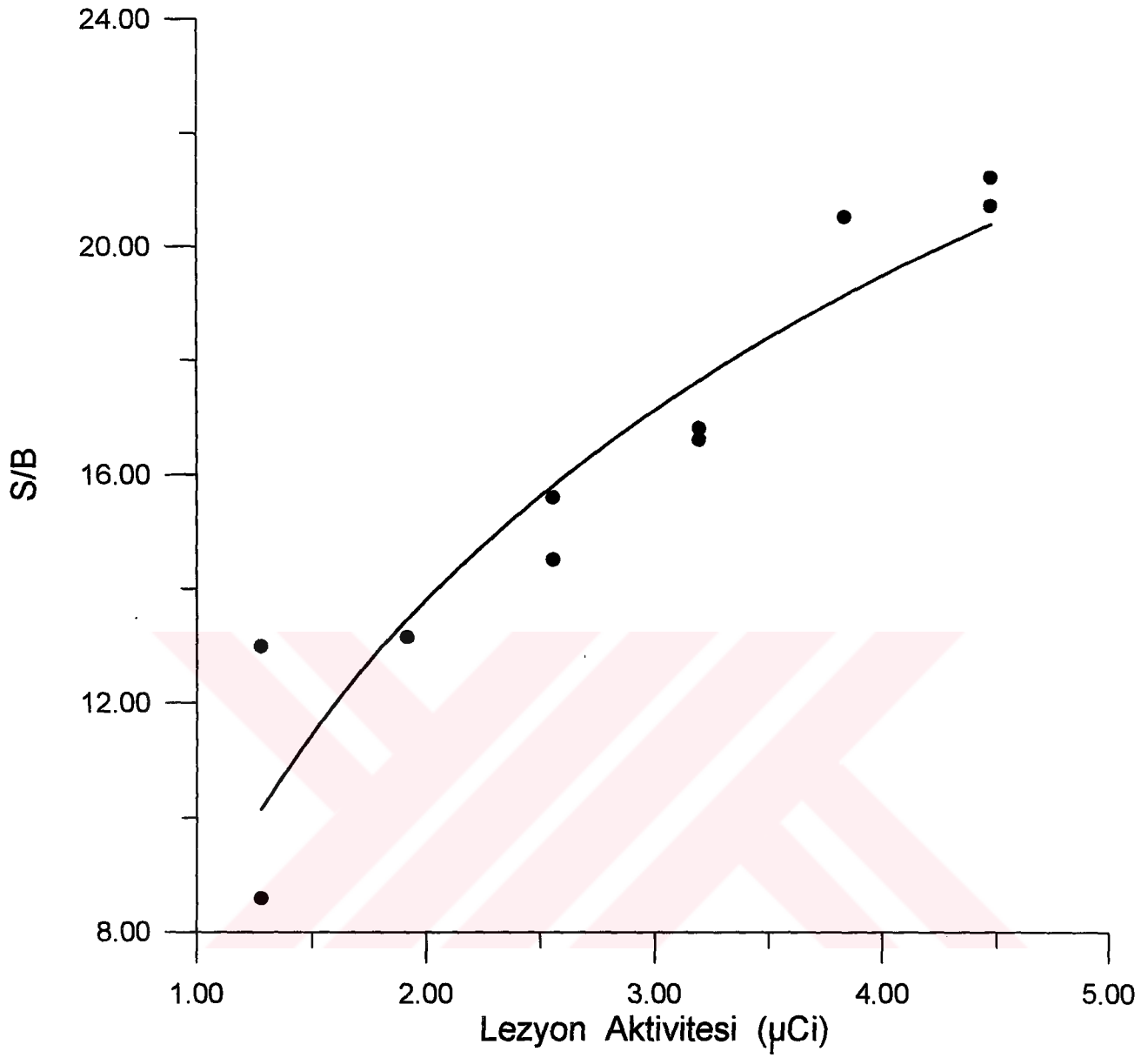
Orbiter (tek başlı) kamera ile, vertebra omurları altında ve aralarındaki simüle edilen lezyonların, su ortamı ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için lezyon sayımları, vertebranın ortalama sayımları çerçevesinde S/B oranları SPECT görüntü için tespit edilmiştir. Bu bağlamda, orbiter (tek başlı) kamera ile sadece bir fikir vermesi açısından SPECT görüntü ile çalışılmış olmaktadır. Alınan sonuçlar Tablo 5.6'da verilmektedir.

Tablo 5.6.

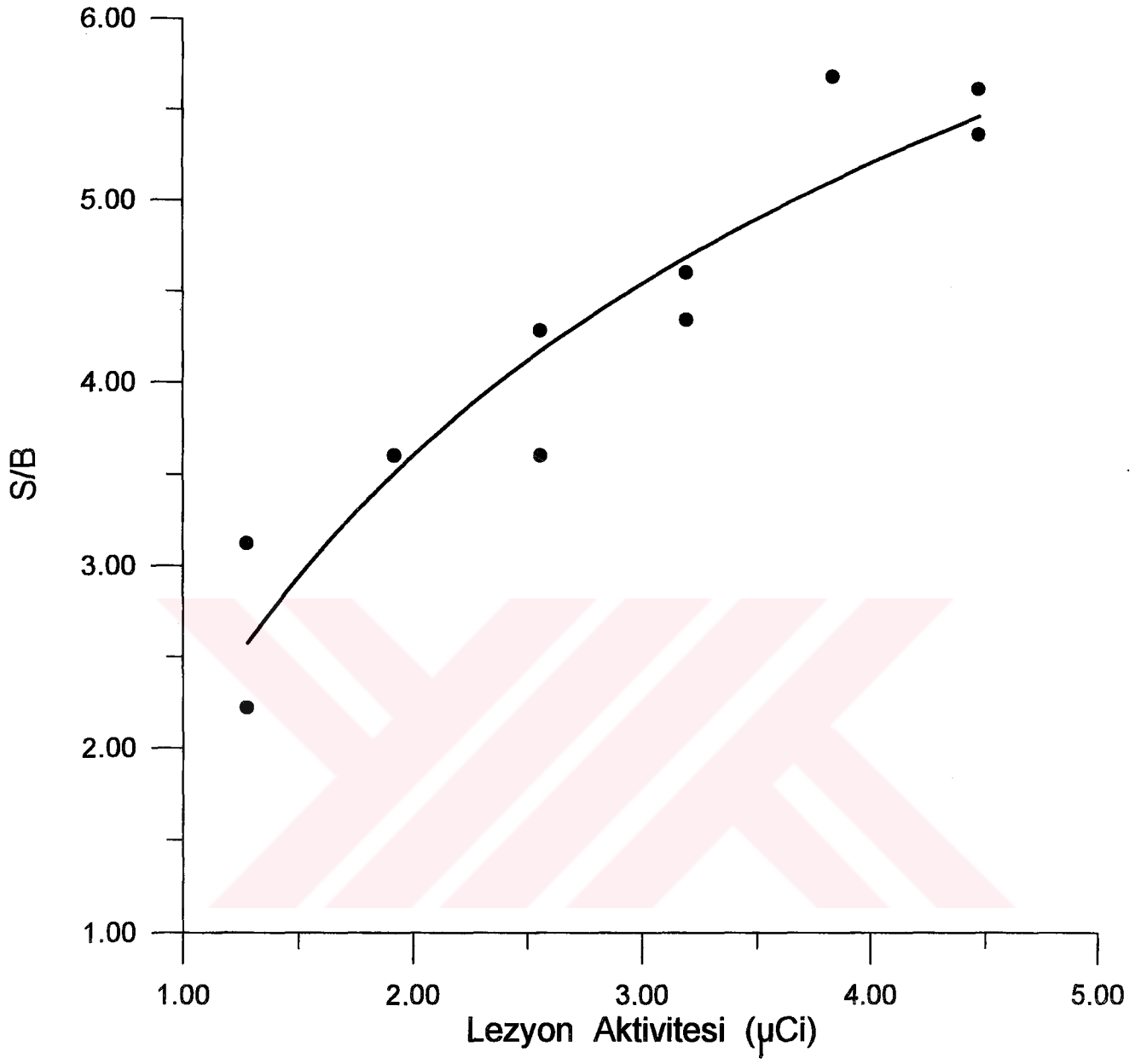
Orbiter (Tek Başlı) Kamera İle SPECT Görüntüleme İçin Elde Edilen Sonuçlar

Lezyon No	Su ortamı Vertebra Fantom	S/B	BG ortamı Vertebra Fantom	S/B
1	257,00	12,97	197,00	3,12
2	170,00	8,58	140,00	2,22
3	260,00	13,13	227,00	3,60
4	309,00	15,60	270,00	4,28
5	289,00	14,50	231,00	3,60
6	329,00	16,60	290,00	4,60
7	333,00	16,80	274,00	4,34
8	406,00	20,50	358,00	5,68
9	410,00	20,70	354,00	5,61
10	420,00	21,20	338,00	5,36
Vertebra için ref. BG: 19,8		Background ortamı için ref. BG: 63		

Orbiter (tek başlı) gama kamera ile alınan SPECT görüntülemeye ilişkin lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin olarak su ortamı ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için çizilen grafikler sırasıyla Şekil 5.23 ve Şekil 5.24'de görülmektedir.



Şekil 5.23. Orbiter (Tek Başlı) Gama Kamera İle Su Ortamı İle Oluşturulan SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi



Şekil 5.24. Orbiter (Tek Başlı) Gama Kamera İle Background Ortamı İle Oluşturulan SPECT Görüntülemeye İlişkin Lezyon Tayini Değerlendirmesi

5.3. SONUÇLARIN MUKAYESELİ DEĞERLENDİRMESİ

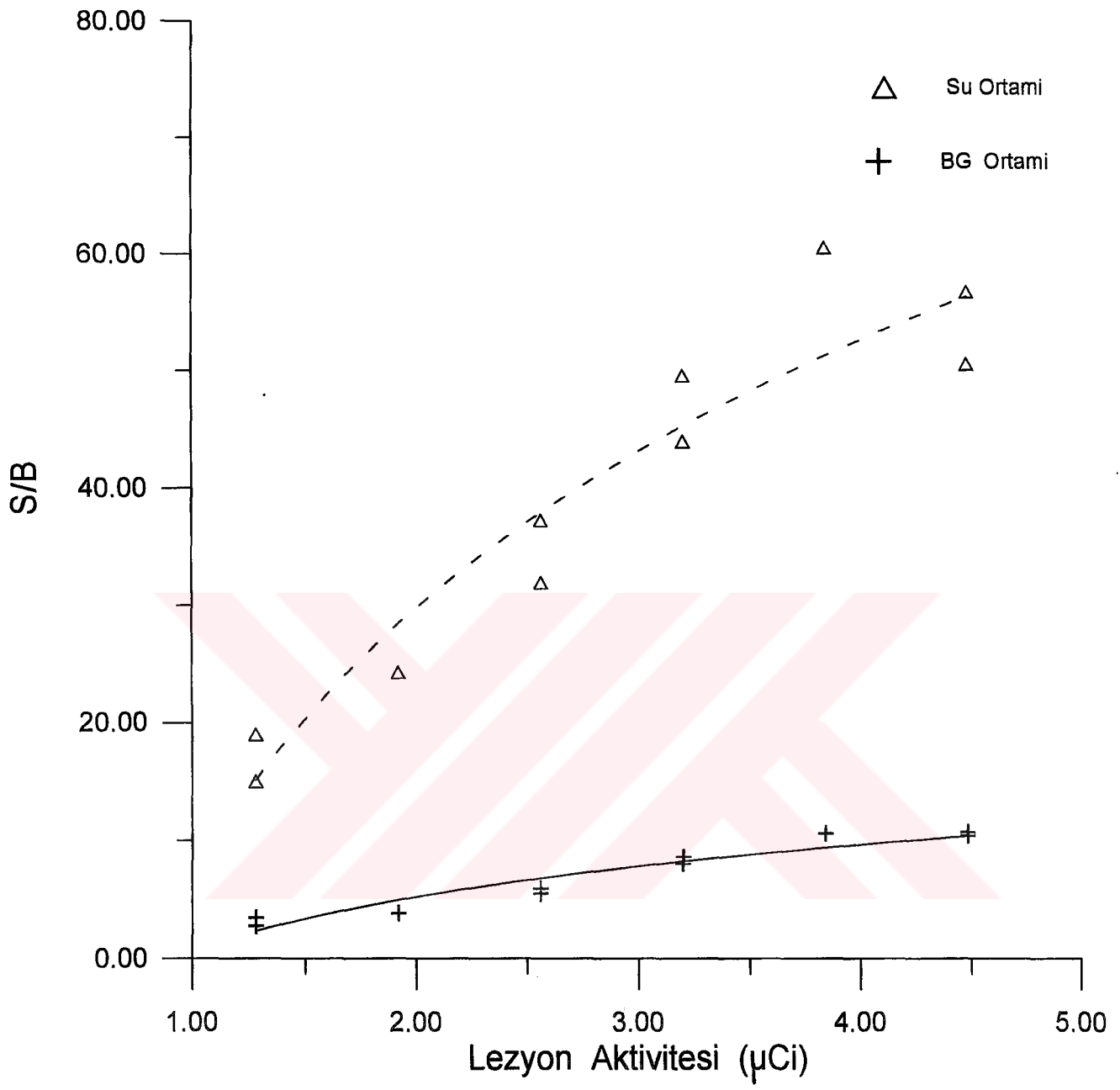
Sonuçların mukayesesi için açısından elde edilen sonuçlar ele alındığında Şekil 5.1 – Şekil 5.12’den hemen görüleceği üzere, su ortamı ile oluşturulan vertebra fantom ile alınan görüntüler, background ortam ile oluşturulan vertebra fantom ile alınan görüntülere göre daima daha net ve gözün daha rahat algılayabileceği niteliktedir.

Bu durum hem verteks (çift başlı) ve hem de orbiter (tek başlı) kamera ile alınan görüntüler için aynen geçerli olmuştur. Bunlardan ayrı olarak SPECT görüntüler için de durum benzer şekilde kendini göstermiştir.

SPECT görüntüler için coronal, transvers ve sagittal kesitlerde alınan görüntüler vertebra’nın doğasına göre etkin olmaktadır. Bir başka deyişle, görüntüsü alınan bölgenin durumu etkindir. Ancak, bu kesitlerin alınması yorumlamayı kolaylaştırır mahiyettedir.

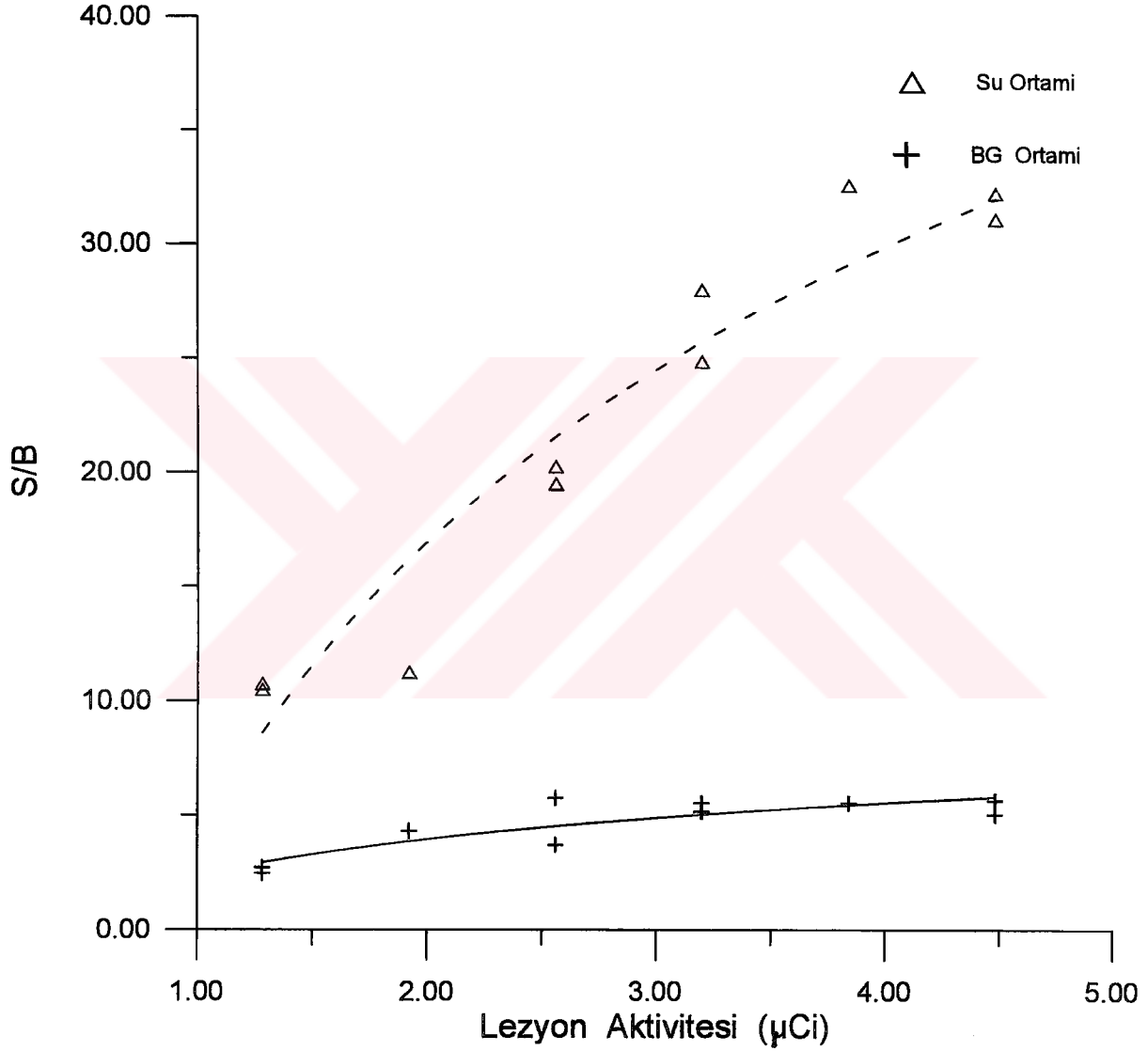
5.3.1. Sintigrafik Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi

Lezyon tayini değerlendirmeleri sintigrafik görüntüler çerçevesinde verteks (çift başlı) kamera ile yapılmıştır ve Şekil 5.13 – Şekil 5.20’de verilmişti. Verteks gama kamera ile su ortamı ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri su ortamı ve background ortamı için mukayeseli değerlendirmeleri ayrı ayrı yapılmış olup, 0 cm (su yüzeyi) için Şekil 5.25’te görülmektedir.



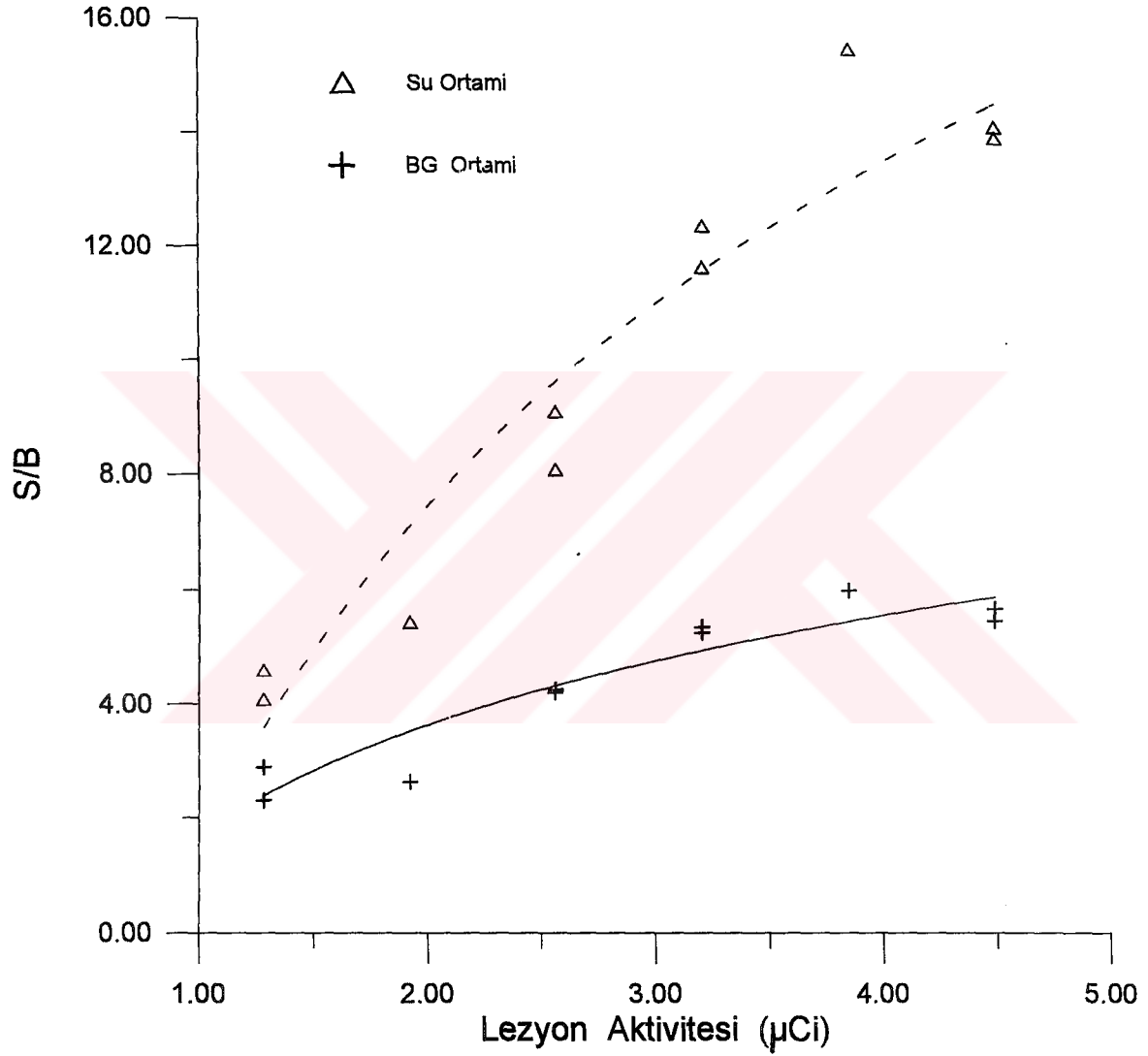
Şekil 5.25. Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin Su Ortamı ve Background Ortamı İçin 0 cm'de Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

Verteks gama kamera ile su ortamı ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri su ortamı ve background ortamı için mukayeseli değerlendirmeleri 2,5 cm için Şekil 5.26’da görülmektedir.



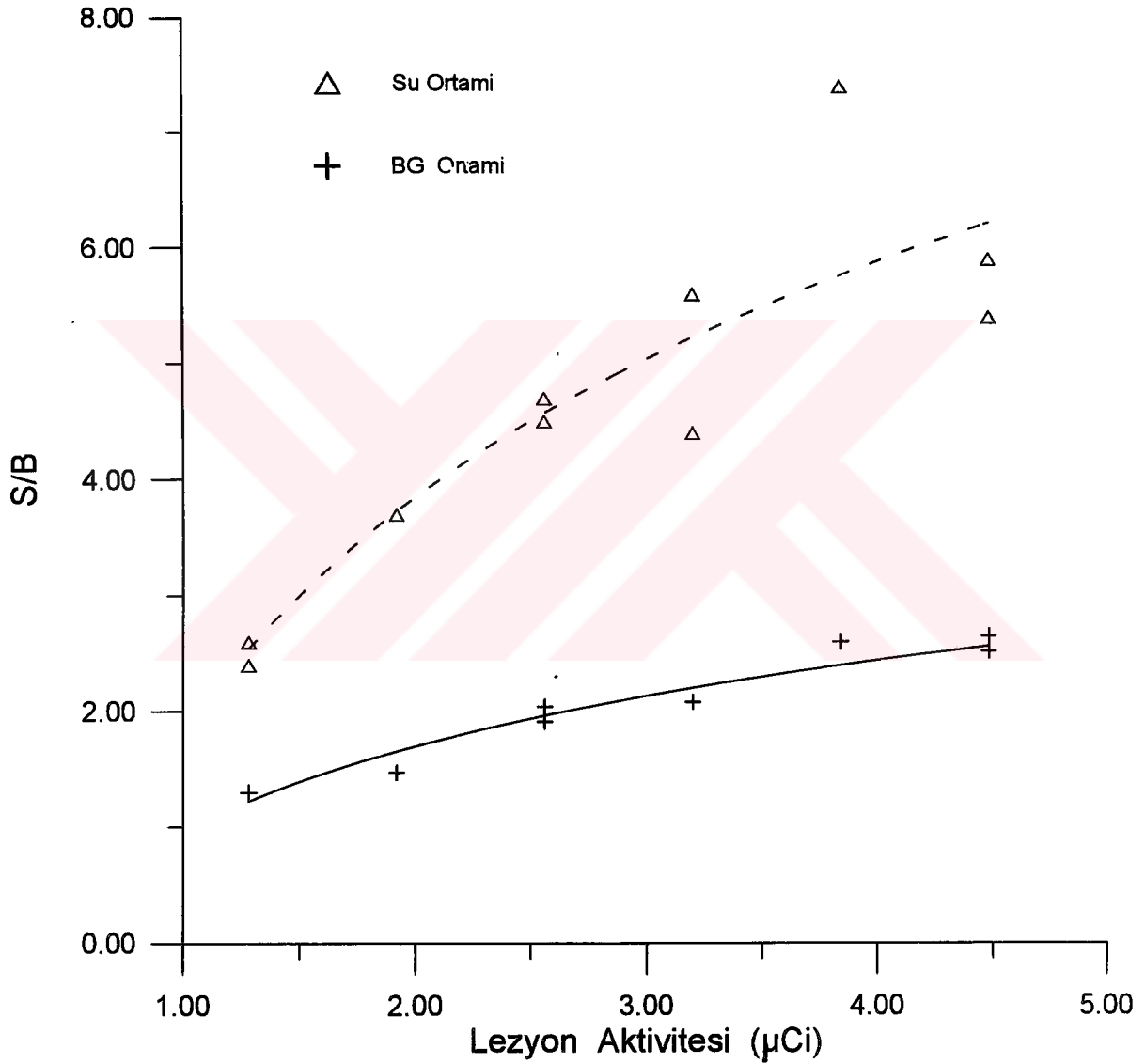
Şekil 5.26. Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin Su Ortamı ve Background Ortamı İçin 2,5 cm’de Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

Verteks gama kamera ile su ortamı ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri su ortamı ve background ortamı için mukayeseli değerlendirmeleri 5 cm için Şekil 5.27'de görülmektedir.



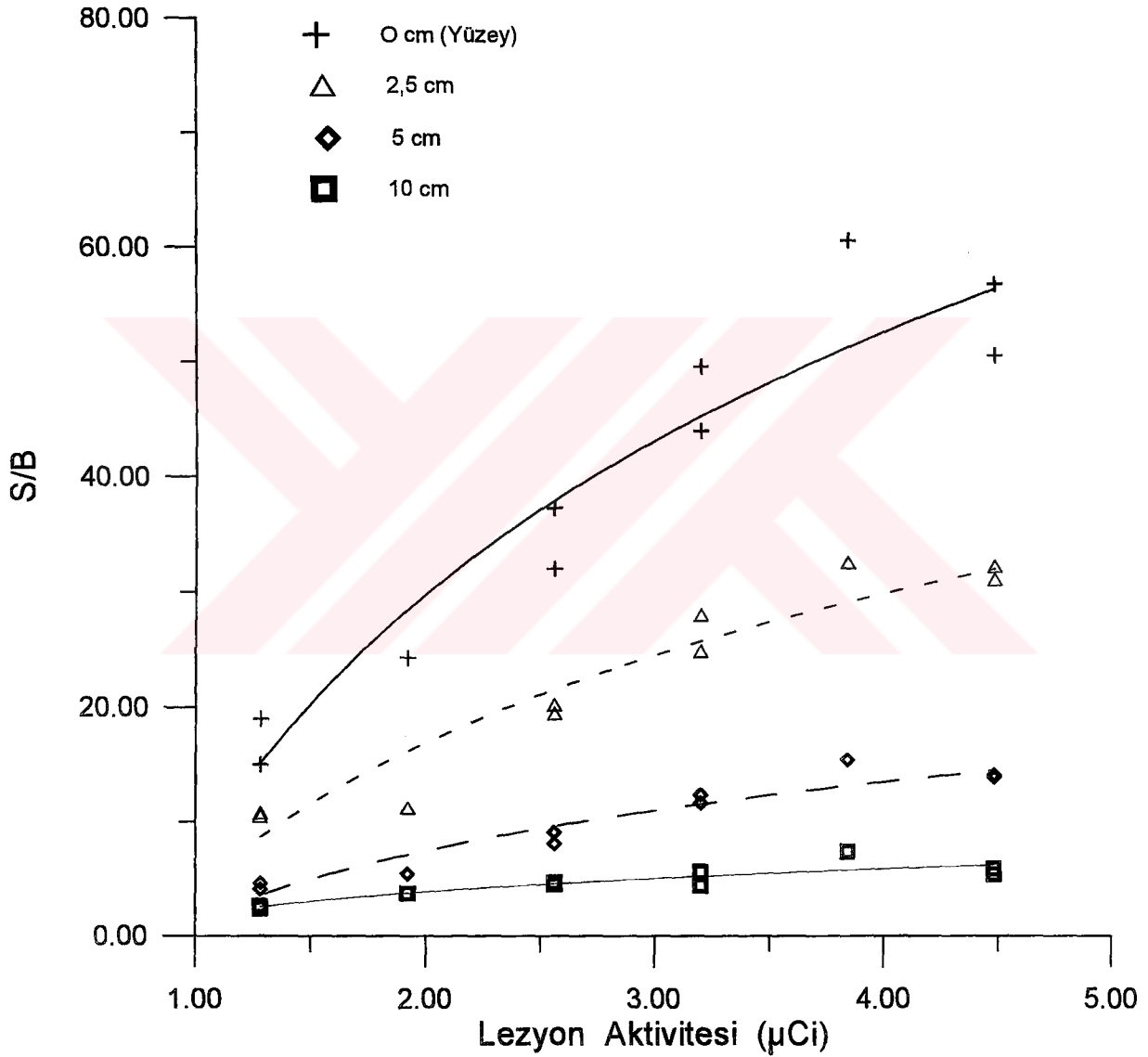
Şekil 5.27. Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin Su Ortamı ve Background Ortamı İçin 5 cm'de Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

Verteks gama kamera ile su ortamı ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri su ortamı ve background ortamı için mukayeseli değerlendirmeleri 10 cm için Şekil 5.28’de görülmektedir.



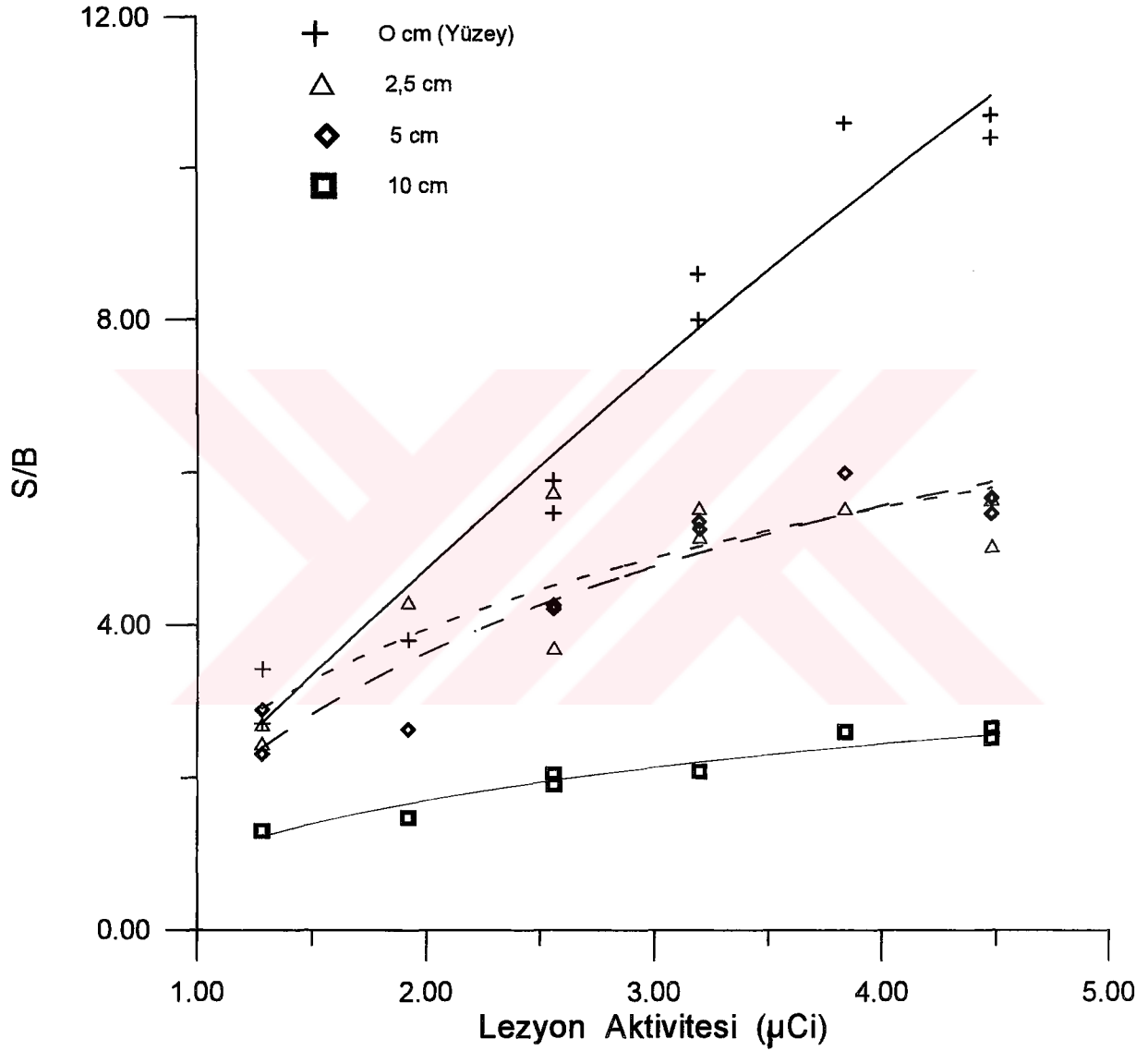
Şekil 5.28. Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin Su Ortamı ve Background Ortamı İçin 10 cm’de Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

Verteks gama kamera ile su ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmelerinin 0 cm, 2,5 cm 5 cm ve 10 cm için mukayeseli değerlendirmeleri Şekil 5.29'da görülmektedir.



Şekil 5.29. Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin 0 cm, 2,5 cm, 5 cm ve 10 cm'de Su Ortamı İçin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

Verteks gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmelerinin 0 cm, 2,5 cm 5 cm ve 10 cm için mukayeseli değerlendirmeleri Şekil 5.30'da görülmektedir.

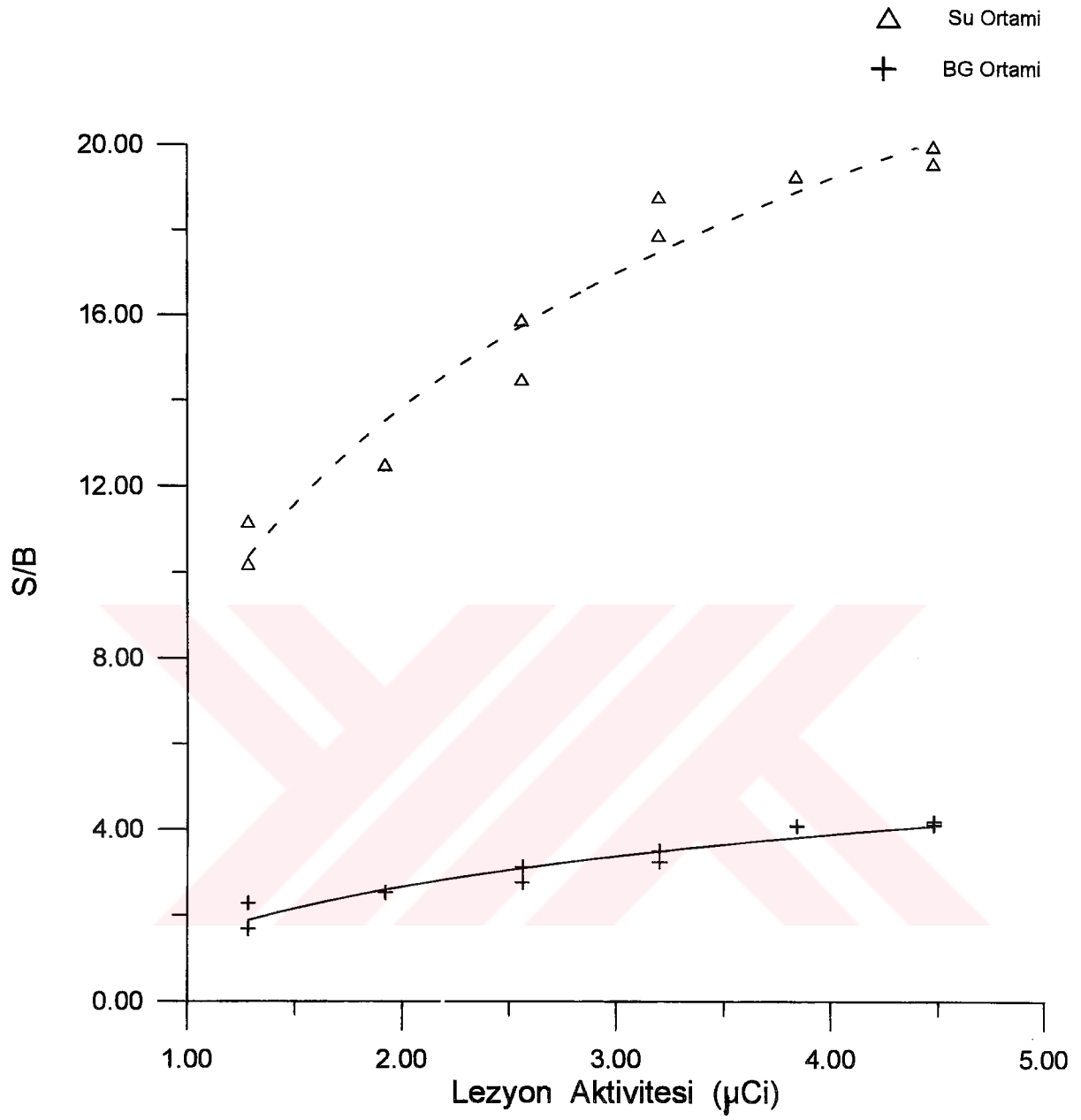


Şekil 5.30. Verteks (Çift Başlı) Gama Kamera İle Vertebra Fantom İçin Alınan Görüntülerin 0 cm, 2,5 cm, 5 cm ve 10 cm'de Background Ortamı İçin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmesi

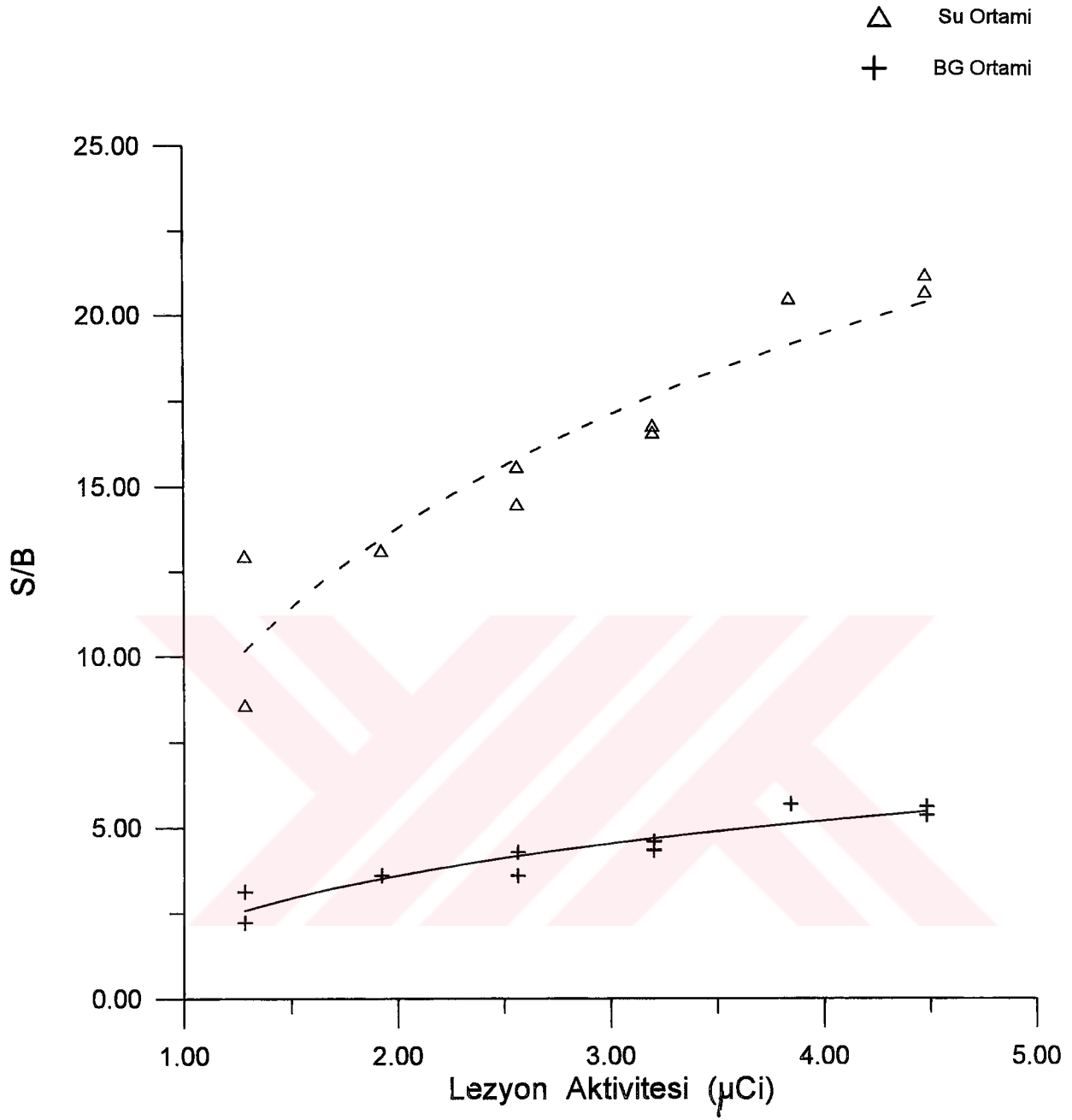
5.3.2. SPECT Görüntüler İçin Lezyon Tayini Değerlendirmelerinin Mukayeseli Değerlendirilmesi

Lezyon tayini değerlendirmeleri SPECT görüntüler hem verteks (çift başlı) kamera ile ve hem de orbiter (tek başlı) kamera için yapılmış ve Şekil 5.21 - Şekil 5.24'de verilmişti.

Her iki gama kamera ile su ortamı ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri su ortamı ve background ortamı için mukayeseli değerlendirmeleri yapılmıştır. Verteks (çift başlı) ve orbiter (tek başlı) gama kameralar için ayrı ayrı Şekil 5.31 ve Şekil 5.32'de ilgili grafikler görülmektedir.

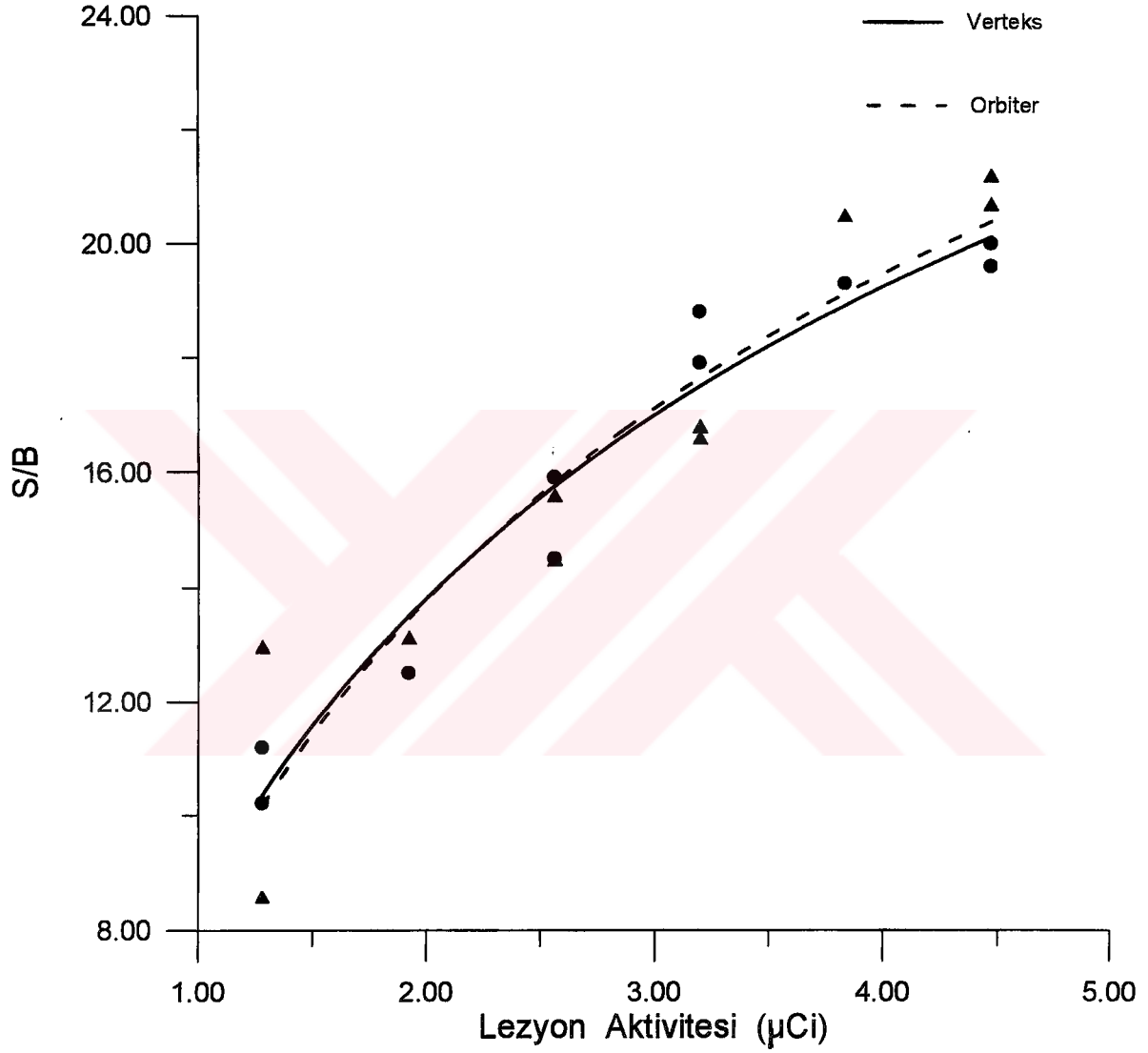


Şekil 5.31. Verteks (Çift Başlı) Kamera İçin Su ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin SPECT Görüntülerine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmeleri

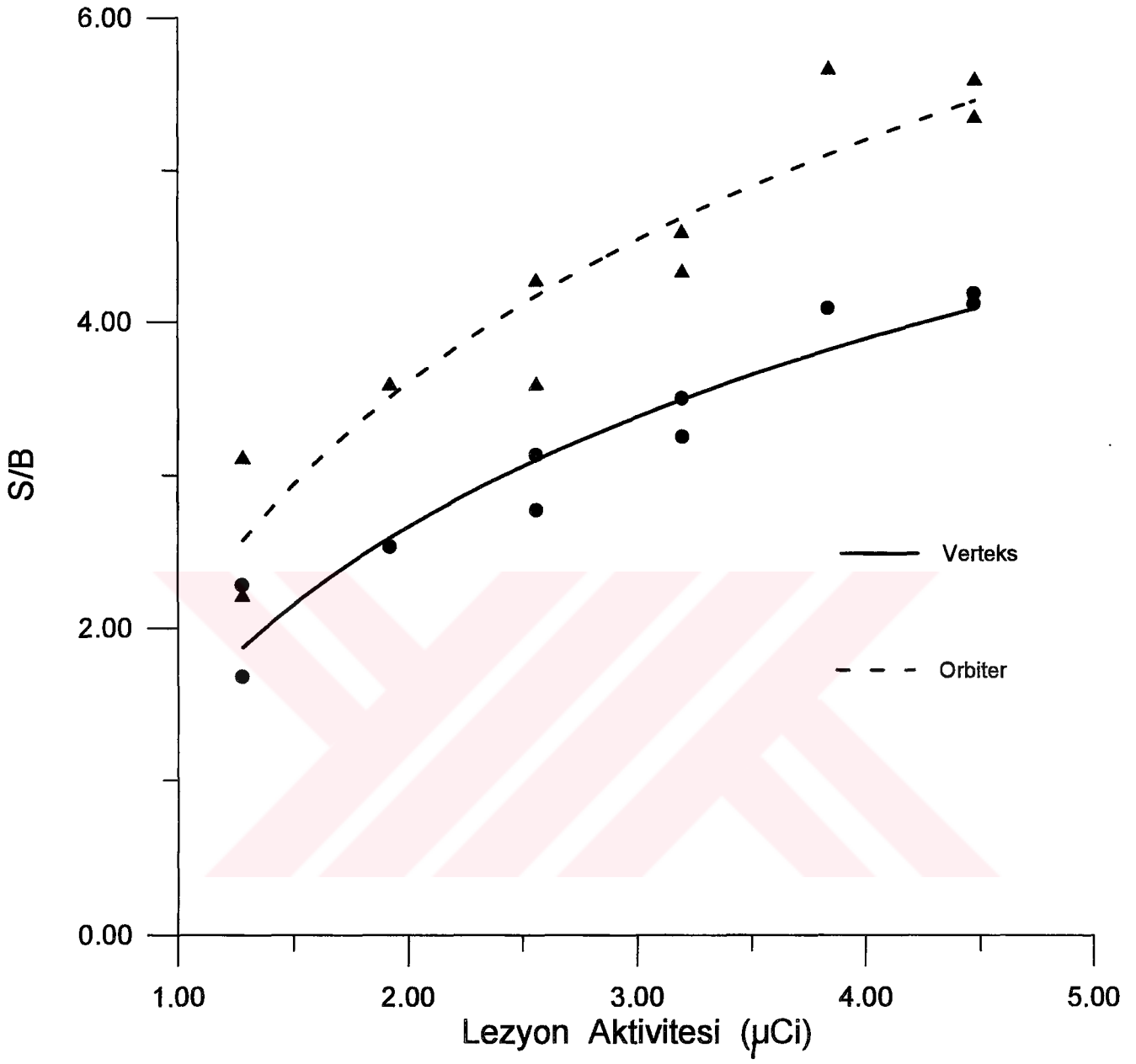


Şekil 5.32. Orbiter (Tek Başlı) Kamera İçin Su ve Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin SPECT Görüntülerine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmeleri

Bunlardan ayrı olarak su ortamı ve background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için alınan görüntülerin lezyon tayini değerlendirmeleri farklı gama kameralar için su ortamı ve farklı gama kameralar için background ortamı için mukayeseli olarak ayrı ayrı Şekil 5.33 ve Şekil 5.34’de görülmektedir.



Şekil 5.33. Verteks (Çift Başlı) ve Orbiter (Tek Başlı) Kamera İçin Su Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin SPECT Görüntülerine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmeleri



Şekil 5.34. Verteks (Çift Başlı) ve Orbiter (Tek Başlı) Kamera İçin Background Ortamı İle Oluşturulan Vertebra Fantom İçin SPECT Görüntülerine İlişkin Lezyon Tayinlerinin Mukayeseli Değerlendirmeleri

BÖLÜM 6

SONUÇ VE TARTIŞMA

Günümüzde nükleer tekniklerin önemle ve yaygın olarak uygulandığı bir alan olan nükleer tıp uygulamaları içinde sintigrafi başta gelen teşhis amaçlı nükleer teknik durumundadır. Farklı organların durumunu, büyüklüğünü belirlemekte kullanıldığı gibi fonksiyonel olarak izleme de yapılabilmektedir.

Bu Yüksek Lisans Tez çalışmasında, radyoaktif izleme tekniği felsefesi ile tıp amaçlı bir uygulama olan sintigrafinin farklı yönlerden incelenmesi amaçlanmıştır. Bunun için öncelikle iki farklı gama kamera ile çalışılmıştır. Bu gama kameralardan bir verteks (iki başlı) gama kamera, diğeri ise orbiter (tek başlı) gama kameradır.

Sintigrafik amaçlı kullanılacak radyoizotop olarak, kemik sintigrafisi için kullanılmakta olan Tc-99m radyoizotopu kullanılmıştır. Hazırlanan solüsyon ile yapılan ön çalışmalarda, öncelikle, sintigrafi için uygun görüntü alınabilecek minimum aktivite miktarı belirlenmiştir. Bu çalışma sonunda görüntü alınabilen en düşük aktivite olarak 1,28 μCi aktiviteli Tc- 99m 'in kullanılması gerektiği belirlenmiştir. Bu husus, gerçek uygulamalara ışık tutabilecek husustur.

Öte yandan, game kamera ile sintigrafik görüntü eldesine ilişkin çalışmanın güvenilirliği, gerçek obje veya gerçeği “en iyi” şekilde simüle edecek fantom kullanarak mümkündür. Sintigrafide obje insan olduğunda, araştırma amaçlı olarak fantom kullanılması benimsenen yol olmuştur. Bu amaçla kadavradan alınarak, deneyler için hazırlanan vertebra kullanılarak fantom hazırlanmıştır. Gerçeğin olabildiğince iyi simülasyonu için vertebra, Tc-99m solüsyonu içinde bekletilmiştir. Böylelikle gerçeğe daha da yaklaşılmış olmaktadır.

Lezyon simülasyonu için görüntü alınabilecek farklı aktivitelerde varyasyonel yerleşim düzeni ile vertebra omurları altına veya arasına tüpler içinde Tc-99m solüsyonu yerleştirilmiştir. Ayrıca, bu şekilde hazırlanan vertebra, polimer bir kap içine yerleştirilerek sabitlenmiş ve bu kap içine su doldurulmuştur.

Burada su yumuşak dokuyu temsil etmektedir. Fazla olarak, yumuşak dokunun da verilen radyoaktif maddeden etkilenebileceği düşünülerek, sadece su ile çalışıldığı gibi suya Tc-99m solüsyonu ilavesi ile background ortamı yaratılmıştır. Bu şekilde oluşturulan fantom ile deneylere geçilmiştir. Bu haliyle oluşturulan fantom, özgünlük taşımaktadır ve versiyonel deneysel çalışmalara olanak sağlamaktadır.

Deneysel çalışmalarda verteks (çift başlı) gama kamera ile çalışmalarda anterior (önden) ve posterior (arkadan) pozisyonlarda çalışılmıştır. Fazla olarak sintigrafik felsefe ile uygulanan SPECT görüntüler alınmıştır. SPECT görüntüler, coroner, transvers ve sagittal kesit olmak üzere 3 farklı kesit ile görüntüler alınmıştır. Verteks (çift başlı) kamera ile hem su ortamı ile ve hem de background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom ile çalışılmıştır.

Bunlardan ayrı olarak, deneysel çalışmalar kapsamında, orbiter (tek başlı) gama kamera ile yapılan çalışmalarda, gama kameranın özelliği bağlamında tek pozisyonda çalışılmıştır. Fazla olarak sintigrafik felsefe ile yine verteks (çift başlı) gama kamerayla yapılanlara paralel olarak SPECT görüntüler alınmıştır. Orbiter (tek başlı) kamera ile de yine, hem su ortamı ile ve hem de background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom ile çalışılmıştır.

Yapılan tüm bu çalışmalar sonucunda, su ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için background ortamı ile oluşturulan vertebra fantomla alınan görüntülere oranla daha iyi görüntü algılamasının olduğu tespit edilmiştir. Bu husus, her iki gama kamera ile lezyon tayini değerlendirmesine ilişkin yapılan ve S/B (sinyal/background) oranı ile belirlenen rasyonel değerlendirmelerle de net olarak saptanmıştır. Bu husus, beklenti doğrultusunda bir sonuçtur. Zira, background ortamında, parazit etki, bir başka deyişle gürültü fazla olduğundan netlik negatif yönde etkilenmekte ve algılama zayıflamaktadır.

Bu durum, background ortamı yumuşak dokuyu temsil etmektedir. Bu durumda elde edilen sonuçlar iki bakımdan önemli olmaktadır.

Birincisi, şişman kişilerde vertebra bölgesinde sintigrafik görüntü değerlendirmesinin daha sorunlu olabileceğidir. Bu bağlamda, şişman kişiler için daha yüksek aktiviteli Tc-99m ile çalışılması bir çözüm gibi görünmektedir. Bununla beraber Şekil 5.30'dan görüldüğü üzere yumuşak dokuyu simüle eden su kalınlığının artması ile aktiviteyi artırmanın etkinliği azalmaktadır. Bu durumda, anterior (önden) pozisyon yerine (tam tersiyle) posterior (arkadan) pozisyondan çekim yapılması önerilmesinin daha yerinde olacağı görülmektedir.

İkincisi ise, Tc-99m'in bağlandığı radyofarmasotiğin önemini göstermektedir. Tümüyle kemiğe bağlanacak şekilde bir radikale bağlanan Tc-99m ile daha iyi görüntü alınacağı gösterilmiş olmaktadır. Burada hazırlanacak radikalın, bir başka deyişle radyofarmasotiğin seçiminin önemi vurgulanmış olmaktadır.

SPECT görüntülerin alınmasının, algılamayı kolaylaştırdığı söylenebilir. Şöyle ki; farklı kesitler halinde alınan SPECT görüntülerle, lezyonların saptanması daha olası görünmektedir.

Çalışılan verteks (çift başlı) ve orbiter (tek başlı) gama kameraların mukayesesi için yapılan lezyon tayini değerlendirmelerinde de yine su ortamlı hal için background ortamlı hale göre ileri neticeler alınmıştır. Bu husus ta yine beklenti doğrultusundadır.

SPECT görüntülerin alındığı iki farklı gama kamera ile su ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için lezyon tayini değerlendirmelerinin hemen hemen aynı olduğu görülmektedir (Şekil 5.33). Bu husus, diğer çekimlerde verteks (çift başlı) gama kameranın sağladığı anterior (önden) ve posterior (arkadan) çekim olanağı ile sağlanan avantajın ortadan kalktığını göstermektedir.

SPECT görüntülerin alındığı iki farklı gama kamera ile background ortamı ile oluşturulan vertebra fantom için lezyon tayini değerlendirmelerinin birbirinden ayrıldığı görülmektedir. Bu da, SPECT çekimlerde yine şişman kişiler için daha sorun olacağı ve çekimin yapılacağı gama kameraya da dikkatle seçilmesi gerektiğini göstermektedir.

Öz olarak belirtmek istenirse, bu Yüksek Lisans Tez çalışması ile: nükleer tıp içinde, önemli bir yeri olan sintigrafi çekimleri ve SPECT çekimlerinde, farklı gama kamera kullanımının önemi, Tc-99m in sadece kemiğe bağlanması veya yumuşak dokuyu da bir miktar etkilemesi hallerinde ve lezyonun farklı yerde ve büyüklükte olması hallerinde görüntü alınması ve lezyon tayini konuları, deneysel özgünlük içinde, rasyonel şekilde incelenebilmiştir.



KAYNAKLAR

Alpen, E.L., 1998, Radiation Biophysics, Academic Press, San Diego.

Bayhan, H., 1998, Radyoaktivite İle Yüzyıl, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi, Ankara.

Bernier D.R., Christian, P.E., Langan, J.K., 1997, Nuclear Medicine, Mosby, New York.

Cartz, L., 1995, Nondestructive Testing, ASM, Milwaukee.

Demir, M., 2000, Nükleer Tıp Fiziği, İ.Ü. Rektörlük Yayın No: 4252, İstanbul.

Early, P.J., Sodee, D.B., 1995, Principles and Practice of Nuclear Medicine, Mosby, San Louis

El Desouki, M., Al Jurayyan, N., Al Herbish, A. Al Rasheed, S., 2000, Bone Scintigraphy and Bone Densitometry in Childeren With Osteopetrosis, *Osteoporosis International*, No.11, pp. 237.

Etherington, H. 1958, Nuclear Engineering Handbook, Mc Graw Hill Book Company, New York.

Ferner,H., Staubesand, J., 1982, Sobotta Atlas of Human Anatomy, Urban & Shwarzenberg, München

Foster, A.R., Wright R.L., 1977, Basic Nuclear Engineering, Allyn and Bacon Inc., Boston.

Földiak, 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.

Görpe, A., Cantez, S., 1992, Pratik Nükleer Tıp, Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul.

Halmshaw, R. 1971, Industrial Radiology Techniques, Wykeham Publications, London.

Kajiyama H., Kuroiwa, T. Ueki, K., Kanai, H. Maezawa, A., Yano, S. Nojima, Y., Naruse, T., 2000, Hypercalcemia Induced By Metastatic Bone Cancer in Patient With Cronoc Renal Failure, *Clinical Nephrology*, Vol. 54, No.4, pp. 347-350

Kuran, O., 1976, Sistematik Anatomi, Filiz Kitabevi, İstanbul.

Rahman, U.I, Shieh, P., 1981, Introduction To Nuclear Engineering, Robert E. Kriger Publishing Company, New York.

Sandler, M.P., Coleman, R.E., Wackers F.J.Th., Patton, J.A., Gottschalk, A., Hoffer, P.B., 1996, Diagnostic Nuclear Medicine, *Vol. I*, Williams & Wilkins, Baltimore.

Shapiro, J., 1989, Radiation Protection, Harvard University Press, Cambridge.

Temel Britanica, 1993, Cilt 9, İstanbul.

Urgancıoğlu, İ., 1992, Nükleer Tıp El Kitabı, Genişletilmiş 2. Baskı, Saffet Matbaası, İstanbul.

Williams, L.E., 1987, Nuclear Medical Physics, *Vol. II*, CRC Press, Boca Raton.

ÖZGEÇMİŞ

1965 Yılında İstanbul'da doğdu. Orta öğrenimini takiben İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Astronomi ve Uzay Bilimleri Bölümüne girdi ve 1993'de mezun oldu. 1994 yılında İ.T.Ü. Nükleer Enerji Enstitüsü'nde Yüksek Lisans öğrenimine başladı ve halen Nükleer Uygulamalar Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans eğitime devam etmektedir. 1992 yılından beri İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda çalışmakta olup, ingilizce bilmektedir.