

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**SİNTİGRAFİDE GAMA KAMERA İLE KAYNAK
DOKU MESAFESİNİN GÖRÜNTÜ KALİTESİNE
ETKİSİNİN KEMİK LEZYONU MODELLEMESİ İLE
İNCELENMESİ**

Erkan SEZGİN

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Mehmet Nurullah KUMRU

Nükleer Bilimler Anabilim Dalı

Bilim Dalı Kodu: 622.01.01

Tezin Sunulduğu Tarih: 12.06.2013

**Bornova – İZMİR
2013**

Erkan Sezgin tarafından Yüksek Lisans tezi olarak sunulan ‘‘Sintigrafide Gama Kamera İle Kaynak Doku Mesafesinin Görüntü Kalitesine Etkisinin Kemik Lezyonu Modellemesi İle İncelenmesi’’ başlıklı bu alışma E.Ü. Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği ile E.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Eğitim ve Öğretim Yönergesi’nin ilgili hükümleri uyarınca tarafımızdan değerlendirilerek savunmaya değer bulunmuş ve 12.06.2013 tarihinde yapılan tez savunma sınavında aday oybirliği/oyçokluğu ile başarılı bulunmuştur.

Jüri Üyeleri:

İmza

Jüri Başkanı	: Prof. Dr. Mehmet Nurullah KUMRU
Üye	: Doç. Dr. Gültekin YEĞİN
Raportör Üye	: Doç. Dr. Berkay CAMGÖZ

ÖZET**SİNTİGRAFİDE GAMA KAMERA İLE KAYNAK DOKU
MESAFESİNİN GÖRÜNTÜ KALİTESİNE ETKİSİNİN KEMİK
LEZYONU MODELLEMESİ İLE İNCELENMESİ**

SEZGİN, Erkan

Yüksek Lisans Tezi, Nükleer Bilimler Anabilim Dalı

Tez Yöneticisi: Prof. Dr. Mehmet Nurullah KUMRU

Haziran 2013, 119 sayfa

Gama kameraların Nükleer Tıp Klinik Uygulamalarında kullanımı oldukça yaygındır. Bu kullanım alanlarından biride kanser vakalarında kemik metastazının (kemiğe yayılan tümör dokusunun) kemik sintigrafisi ile tespit edilmesidir. Kemik sintigrafisinde küçük hacimli tümör dokusunun tespit edilebilmesi için elde edilen görüntünün kalitesi önemlidir. Bugüne kadar yapılan çalışmaların çoğunda gama kamera dedektörü ile kaynak arasındaki mesafenin görüntü kalitesi üzerinde bir etkisi olduğu ortaya koyulmuştur.

Bu çalışmada 0,8 ml, 0,4 ml, 0,2 ml, 0,1 ml hacimli kemik metastazlarını taklit eden özgün bir model yapılmış, model insan vücudunu taklit eden 10 lt su tankı içine 2cm aralıklarla yerleştirilmiştir. Çalışmada gama kamera kullanarak model üzerindeki farklı hacimlerde ki kemik metastazını, kolimatör kaynak arası mesafenin 40, 35, 30, 25, 20, 15, 10, 5 cm, derinliğin 11, 9, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1 cm olduğu ölçüm değerlerinde sintigrafik ölçümler alınmıştır. Bu çalışmada, farklı boyutlardaki kemik metastazını taklit eden bir modelde, kemik metastazlarının yerinin belirlenmesinde gama kameranın etkinliğinin araştırılması amaçlanmıştır.

Anahtar kelimeler: Gama Kameralarda Uzaysal Rezülasyon, Kemik Sintigrafisi

ABSTRACT**ANALYZING THE EFFECT OF DISTANCE BETWEEN THE SOURCE OF TISSUE AND THE COLIMATOR ON THE IMAGE QUALITY AT THE SCINTIGRAPHIC IMAGE GAINED VIA GAMMA CAMERA WITH THE MODELLING OF BONE LESION**

SEZGİN, Erkan

Master Thesis in Nuclear Sciences

Supervisor: Prof. Dr. Mehmet Nurullah KUMRU

June 2013, 119 pages

The usage of Gamma Cameras in the Clinical applications of Nuclear Medicine is quite common. One of the fields in this kind of applications is the diagnosis of the metastasis of bone by means of bone scintigraphy (the tumour tissue which spreads through bone). The provided image in bone scintigraphy is important in order to diagnose the tumour tissue in a small volume. It has been proved in most of the studies which have been held so far that the distance between the Gamma Camera Detector and source has an effect on the display quality.

In this study, an authentic model which imitates bone metastasis with the volumes of 0,8 ml, 0,4 ml, 0,2 ml, 0,1 ml and they were placed in a water tank of 10 lt imitating human body. Also, scintigraphy measures with the measuring value in 40, 35, 30, 25, 20, 15, 10, 5 cms of the distance between collimator and the source and 11, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1 cms of depth have been taken using the Gamma Camera on the bone metastasis in different sizes on the model. Furthermore, the research of the Gamma Cameras activity in the identification of the location of bone metastasis with a model which imitates bone metastasis in different sizes has been aimed.

Keywords: Bone Scintigraphy, Spatial Resolution in Gamma Cameras

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans tez çalışmalarım süresinde bilgisini ve desteğini esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Mehmet Nurullah KUMRU'ya, çalışmamın her aşamasında yardımlarını esirgemeyen, Doç. Dr. Berkay CAMGÖZ'e teşekkür ederim.

Çalışmalarımı yürüttüğüm Tepecik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp biriminde bana her konuda yardımcı olan birim sorumlusu Dr. Rıfat TOPÇOĞLUNA, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım birim çalışanları Dr. Erkan ERBAY'a, Dr. Özer ÖZYURT'a, Dr. Mücalp ALPAY'a ve Nükleer Tıp çalışanlarına teşekkür ederim.

Çalışmalarımın en kritik yerlerinde bilgi, deneyim ve tecrübeleri ile bana destek olan Sayın Prof. Dr. Mustafa DEMİR'e teşekkür ederim.

Hayatımın vazgeçilmez bir parçası olan ve bu tezin oluşumu sırasında onca işi arasında bana destek olan eşim Gülgün GÜL SEZGİN'e, annem, babam ve kardeşlerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
TEŞEKKÜR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xxix
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Nükleer Tıp Uygulamaları.....	2
1.2 Radyoaktivite ve Tc-99m	3
1.3 Görüntüleme Sistemleri ve Gama Kameralar.....	4
1.3.1 Kolimatörler.....	8
1.3.2 Dedektör	12
1.3.3 Sinyal (veri) işleme devreleri.....	15
1.3.4 Görüntü kaydedici sistemler.....	18
1.4 Gama Kameralarda Görüntü Kalitesini Sınırlayan Etmenler	20
1.4.1 Sistemin uzaysal çözülümü.....	20
1.4.2 Gama kamerada elde edilen görüntünün kontrastı	26
1.4.3 Gama kamerada elde edilen görüntüde gürültü.....	26

İÇİNDEKİLER (devam)

	<u>Sayfa</u>
1.4.4 Septal penetrasyon	27
1.5 Kemik Metastazı	28
1.6 Kemik Sintigrafisi.....	28
1.7 Amaç.....	30
2. LİTERATÜR ÖZETİ.....	31
3. MATERYAL VE METHOD.....	33
3.1 Çalışma Süresince Kullanılan Gama Kameranın Teknik ve Genel Özellikleri	33
3.2 Lezyon ve Zemin Aktivitelerinin Belirlenmesi	38
4. TARTIŞMA VE BULGULAR.....	40
4.1 Lezyon ve Zemin Aktiviteleri Sayımları	42
4.2 Noktasal Kaynak Çalışması Sonuçları.....	44
4.3 Statik Çekim Sonuçları	45
4.4 Tüm Vücut Kemik (Tarama) Sonuçları.....	78
5. SONUÇ.....	111
KAYNAKLAR	113
ÖZGEÇMİŞ.....	119

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 Tarayıcı sistem.....	3
1.2 Çizgisel tarayıcılar	5
1.3 Gama kameraların çalışma prensibini gösteren öbek çizim	7
1.4 Bir gama kamera sisteminin yapısal öbek çizimi	7
1.5 Bir gama kamera sisteminin genel görünüşü.....	8
1.6 Kolimatörün uzaysal çözülümü ve seçici soğurma prensibi.....	9
1.7 Tek kanallı kolimatör.....	10
1.8 Paralel kanallı kolimatör.....	11
1.9 Yakınsak kolimatör.....	12
1.10 Iraksak kolimatör	12
1.11 Dedektör modülün yapısı.....	13
1.12 Sintilasyon Kristali	14
1.13 Fotoçöğaltıcı tüp (PM tüp).....	15
1.14 Konumlama devreleri	16
1.15 Puls yükseklik ayırıcında pencere ayarı.....	18
1.16 Dedektör yüzeyinin sayısal bilgisayar analizi için bölüntülenmesi.....	20

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
1.17 Bar fantom ile alınmış kristalin uzaysal ayırma gücü görüntüsü	21
1.18 Puls yüksekliği (gama enerji) spektrumu	28
3.1 Çalışma süresince kullanılan plexiglass taklit lezyon modeli	36
3.2 Modelin gama kamera altında görüntülenmesi.....	37
4.1 5 cm mesafede ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	46
4.2 5 cm mesafede ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	46
4.3 5 cm mesafede ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	47
4.4 5 cm mesafede ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	47
4.5 5 cm mesafede ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	47
4.6 5 cm mesafede ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	48
4.7 5 cm mesafede ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	48
4.8 5 cm mesafede ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	48

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.9 5 cm mesafede ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	49
4.10 5 cm mesafede ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	49
4.11 10 cm mesafede ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	50
4.12 10 cm mesafede ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	50
4.13 10 cm mesafede ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	51
4.14 10 cm mesafede ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	51
4.15 10 cm mesafede ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	51
4.16 10 cm mesafede ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	52
4.17 10 cm mesafede ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	52
4.18 10 cm mesafede ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	52
4.19 10 cm mesafede ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	53

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.20 10 cm mesafede ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	53
4.21 15 cm mesafede ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	54
4.22 15 cm mesafede ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	54
4.23 15 cm mesafede ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	55
4.24 15 cm mesafede ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	55
4.25 15 cm mesafede ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	55
4.26 15 cm mesafede ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	56
4.27 15 cm mesafede ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	56
4.28 15 cm mesafede ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	56
4.29 15 cm mesafede ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	57
4.30 15 cm mesafede ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	57

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.31 20 cm mesafede ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	58
4.32 20 cm mesafede ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	58
4.33 20 cm mesafede ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	59
4.34 20 cm mesafede ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	59
4.35 20 cm mesafede ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	59
4.36 20 cm mesafede ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	60
4.37 20 cm mesafede ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	60
4.38 20 cm mesafede ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	60
4.39 20 cm mesafede ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	61
4.40 20 cm mesafede ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	61
4.41 25 cm mesafede ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	62

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.42 25 cm mesafede ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	62
4.43 25 cm mesafede ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	63
4.44 25 cm mesafede ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	63
4.45 25 cm mesafede ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	63
4.46 25 cm mesafede ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	64
4.47 25 cm mesafede ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	64
4.48 25 cm mesafede ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	64
4.49 25 cm mesafede ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	65
4.50 25 cm mesafede ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	65
4.51 30 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	66
4.52 30 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	66

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.53 30 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	67
4.54 30 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	67
4.55 30 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	67
4.56 30 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	68
4.57 30 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	68
4.58 30 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	68
4.59 30 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	69
4.60 30 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	69
4.61 35 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	70
4.62 35 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	70
4.63 35 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	71

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.64 35 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	71
4.65 35 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	71
4.66 35 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	72
4.67 35 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	72
4.68 35 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	72
4.69 35 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	73
4.70 35 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	73
4.71 40 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	74
4.72 40 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	74
4.73 40 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	75
4.74 40 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	75

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.75 40 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	75
4.76 40 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	76
4.77 40 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	76
4.78 40 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	76
4.79 40 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	77
4.80 40 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü	77
4.81 5 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	78
4.82 5 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	79
4.83 5 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	79
4.84 5 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	79
4.85 5 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	80

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.86 5 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	80
4.87 5 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	80
4.88 5 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	81
4.89 5 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	81
4.90 5 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	81
4.91 10 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	82
4.92 10 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	82
4.93 10 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	83
4.94 10 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	83
4.95 10 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	83
4.96 10 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	84

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.97 10 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	84
4.98 10 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	84
4.99 10 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	85
4.100 10 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	85
4.101 15 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	86
4.102 15 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	86
4.103 15 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	87
4.104 15 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	87
4.105 15 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	87
4.106 15 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	88
4.107 15 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	88

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.108 15 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	88
4.109 15 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	89
4.110 15 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	89
4.111 20 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	90
4.112 20 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	90
4.113 20 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	91
4.114 20 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	91
4.115 20 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	91
4.116 20 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	92
4.117 20 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	92
4.118 20 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	92

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.119 20 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	93
4.120 20 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	93
4.121 25 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	94
4.122 25 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	94
4.123 25 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	95
4.124 25 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	95
4.125 25 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	95
4.126 25 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	96
4.127 25 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	96
4.128 25 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	96
4.129 25 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	97

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.130 25 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	97
4.131 30 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	98
4.132 30 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	98
4.133 30 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	99
4.134 30 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	99
4.135 30 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	99
4.136 30 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	100
4.137 30 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	100
4.138 30 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	100
4.139 30 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	101
4.140 30 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	101

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.141 35 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	102
4.142 35 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	102
4.143 35 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	103
4.144 35 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	103
4.145 35 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	103
4.146 35 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	104
4.147 35 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	104
4.148 35 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	104
4.149 35 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	105
4.150 35 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	105
4.151 40 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	106

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.152 40 cm mesafe ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	106
4.153 40 cm mesafe ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	107
4.154 40 cm mesafe ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	107
4.155 40 cm mesafe ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	107
4.156 40 cm mesafe ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	108
4.157 40 cm mesafe ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	108
4.158 40 cm mesafe ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	108
4.159 40 cm mesafe ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	109
4.160 40 cm mesafe ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü	109

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 Kolimatörlerle ilgili teknik özellikler	10
1.2 Düşük enerjili ve ultra-yüksek enerjili kolimatörlerin karşılaştırması	24
1.3 Nükleer tıpta kullanılan sintilatörlerin fiziksel özellikleri.....	25
1.4 Paralel hol kolimatörün özellikleri	30
4.1 Kemik Sintigrafisi çekilmiş 10 hastanın ölçüm değerleri.....	42
4.2 Lezyon sayımları ortalamasının tüm vücut sayımına oranı	43
4.3 Lezyon sayımının zemin sayımına oranı	44
4.4 Saçılmasız ortamda alınan noktasal kaynak ölçüm değerleri	44
4.5 Saçılmalı ortamda alınan noktasal kaynak ölçüm değerleri	45
4.6 5cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri	46
4.7 10 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri	50
4.8 15 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri	54
4.9 20 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri	58
4.10 25 Cm Mesafedeki Taklit Lezyonların Statik Çekim Sayım Değişimleri	62
4.11 30 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri	66
4.12 35 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri	70
4.13 40 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri	74

ÇİZELGELER DİZİNİ (devam)

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
4.14 5 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri.....	78
4.15 10 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri.....	82
4.16 15 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri.....	86
4.17 20 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri.....	90
4.18 25 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri.....	94
4.19 30 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri.....	98
4.20 35 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri.....	102
4.21 40 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri.....	106

1. GİRİŞ

Yüzyılı aşkın bir süredir insanlığın yararı için kullanılmakta olan radyoaktivite, hastalıkların tanı ve tedavisinde her geçen gün artan bir oranda uygulanmaktadır. Nükleer tıp çalışmalarında, incelenecek organa göre seçilen radyofarmasotüğün hastaya verilmesinden sonra kaynak haline gelen organdan çıkan gama ışınlarının detekte edilmesi prensibi ile çalışır. Nükleer tıpta alfa partikülleri ve elektronlar, (α -partikülleri, Auger ve dönüşüm elektronları) dokunun birkaç milimetreden daha fazlasına yayılamadıklarından vücut dışında bulunan dedektörlere ulaşmaları oldukça zordur. Bu nedenle, bunların kullanım alanları daha dardır (Sorenson and Phelps, 1987).

Gama kamerada yapılan görüntülemeledeki amaç; hasta dozunu mümkün olan en düşük seviyede tutarken, görüntüleri kısa bir sürede ve azami detayla bilgiyi içerecek şekilde elde etmektir. Bunun için hastadan gelen gama ışınlarının optimum bir şekilde deteksiyonu gerekmektedir (Bor, 1992).

Kanserin kemik dokusuna yayılması sonucu oluşan kemik metastazlarını ayırt etmede özellikle kemik sintigrafisi yöntemine başvurulmaktadır. Elde edilen görüntüye göre hastaya tedavi uygulanacağı için görüntüde en küçük ayrıntıların ayırt edilebilmesi önemlidir. Bu nedenle elde edilen görüntünün kalitesi daha büyük bir önem kazanmaktadır.

Nükleer tıpta görüntü niteliğini sınırlayan etkenlerin başında uzaysal ayırma gücü gelmektedir. Bir sistemin uzaysal ayırma gücü, elde edilen görüntüde küçük detayların ve kenar keskinliğinin ayırt edilebilmesidir (Sorenson, et al., 1987).

Bugüne kadar yapılan çalışmalar kolimatör - kaynak arası mesafe ile uzaysal ayırma gücü arasında önemli bir ilişki olduğunu göstermektedir (Demir, 2007).

Bu çalışmada 0,8 ml, 0,4 ml, 0,2 ml, 0,1 ml hacimli kemik metastazlarını taklit eden özgün bir model yapılmış, model insan vücudunu taklit eden 10 lt su tankı içine 1 cm aralıklarla yerleştirilmiştir. Çalışmada gama kamera kullanarak model üzerindeki farklı hacimlerde ki kemik metastazını, kolimatör kaynak arası mesafenin 40, 35, 30, 25, 20, 15, 10, 5 cm, derinliğin 11, 9, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1 cm olduğu ölçüm değerlerinde sintigrafik ölçümler alınmıştır. Bu çalışmada, farklı

boyutlardaki kemik metastazını taklit eden bir modelde, kemik metastazlarının yerinin belirlenmesinde gama kameranın etkinliğinin araştırılması amaçlanmıştır.

1.1 Nükleer Tıp Uygulamaları

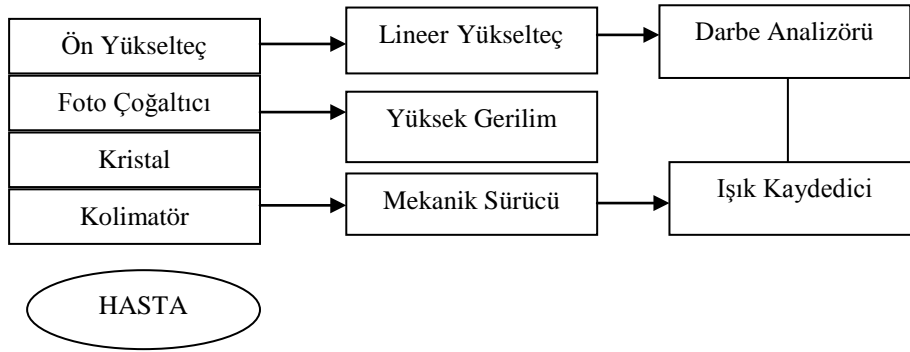
İlk nükleer tıp incelemeleri, iyodun doğal radyoaktif özelliğinden yararlanılarak tiroid bezi üzerinde yapılmış, iyodun I-131 izotopu izleme materyali olarak kullanılmıştır. Bu materyal, 364 keV'lik enerjiye sahip gama ışını yayımlar. 364 keV'lik enerji, radyografi standartlarına göre oldukça yüksek olmasına rağmen, nükleer tıpta yüksek düzeyde bir foton zayıflaması söz konusudur. Bu koşullarda foton zayıflamasının ihmal edilebilmesi için izotop enerjisinin oldukça yüksek olması gerekmektedir. Fakat yüksek enerji seviyelerinde iyi bir yönlendirme ve etkili bir algılama yapabilmek oldukça zordur. Bu nedenle optimal çözüm, foton zayıflaması ile iyi bir görüntü oluşturmanın sakıncalarını ortadan kaldıracak enerji seviyesinde çalışmak olmalıdır.

Son yıllarda teknesyumun bir izotopu olan Tc-99m birçok çalışmada tercih edilen bir materyal olarak kabul edilmiştir. Bunun nedenleri bu izotopun kimyasal jeneratörlerde kolayca üretilebilmesi, optimal bir değer olan 140 keV'lik bir enerjiye sahip olması ve diğer materyallere göre oldukça kısa olan ve düşük doz olarak nitelenebilen 6 saatlik bir yarılanma ömrüne sahip olmasıdır (Cook, 2010).

Nükleer tıpta gerek statik, gerekse de dinamik görüntüler yardımı ile tanıya yönelik birçok sorunun çözümlenmesinde: Görüntüleme sistemleri, Görüntü işleme teknikleri, Görüntünün değerlendirilmesi, Görüntüleme kullanılan radyoaktif maddeler eşit öneme sahiptirler (Chandra, 1992).

Nükleer tıpta, ilgili organın yeri ve morfolojik yapısını saptamak, organa ait hücrelerin ömür sürelerini belirlemek, organın veya kanın hacmini belirlemek, organda bir tümör veya kist bulunup bulunmadığını araştırma, organa ait faaliyetlerin kontrolünü yapmak, organın ameliyattan önceki ve sonraki durumunu incelenmek, organdaki doku kayıpları, infarktlar, nekrozlar ve abselerin anlaşılması, organda bulunması muhtemel olan yer değiştirme, eksiklik, durum değiştirme, ters dönme gibi durumları tesbit etmek, herhangi bir tümöral dokuyu tedavi etmek, herhangi bir metastetik oluşumun önlenmesi konularında yararlanılmaktadır (Uşaklı, 2000).

Nükleer Tıp çalışmalarında kullanılan sistemler genelde sayım (Rektlineer tarayıcı) ve görüntüleme sistemleridir. Tarayıcılarda, incelenen organdaki radyoaktivite nokta nokta taranır ve kayıt edilir. Hastaya ağız veya enjeksiyon yoluyla verilen radyoaktif maddelerin yerleştikleri organdan yaydıkları gama ışınlarının sayımları, troid-uptake uygulaması hariç kullanılmaktadır (Buckley, 2007) (Şekil 1.1).



Şekil 1.1 Tarayıcı sistem

En yaygın kullanılan görüntüleme cihazları gama kameralardır. Bu sistemlerde incelenen organdaki dağılım; tüm organı gören dedektörle yapılır. Görüntüleme sistemleri, incelenen organa göre seçilen farmasotiğin radyoaktif bir izotop ile kimyasal olarak bağlanarak hastaya verilmesi ve kaynak hale gelen organdan çıkan ışınların dedekte edilmesi prensibine göre çalışır. Örneğin sülfür kolloid Tc-99m ile bağlanarak hastaya enjekte edildiğinde, büyük bir kısmı karaciğer ve dalakta tutulur. Karaciğer içindeki normal olmayan bir oluşum diğer normal dokulara göre görüntüde ayırt edilir.

1.2 Radyoaktivite ve Tc-99m

Doğada bulunan bazı elementlerin birçok izotopları vardır. Bu izotoplardan bazıları, proton ve nötronlardan oluşan kararsız bir çekirdek yapısına sahiptirler. Çekirdeğin parçalanması, proton sayısında bir değişmeye neden oluyorsa elementin de değişimi söz konusudur. Işınım yayımlayarak kararlı hale gelen izotoplara radyonüklid maddeler denir. İzotopların kararlı hale gelmelerini sağlayan mekanizmalar; alfa partikül (α) yayılımı, beta partikül (β^-) yayılımı, pozitron (β^+) yayılımı, elektron yakalama, izomerik geçiş olarak sıralanabilirler. Bu mekanizmalardan sadece sonuncusu, görüntüleme amaçlarına uygundur. İlk dört mekanizmada maddenin nötron ve proton sayıları değişmiş, sadece izomerik

geçiş mekanizmasında nötron ve proton sayılarında herhangi bir değişiklik olmamıştır.

İzotopların kararsız durumdan kararlı hale geçerken, enerjilerin gama ışını olarak açığa çıktığı ve proton ve nötron sayılarının değişmediği mekanizmalara izomerik geçiş adı verilir. Gama fotonları, genellikle aniden ışın yayımlayarak kararsız durumdan kararlı duruma geçerler. Şayet gama fotonları kararsız durumdan kararlı duruma geçiş esnasında gecikmeli olarak ışın yayımlıyorlarsa bu ara uyarım durumuna yarı kararlı (metastable) durum denilir. En iyi bilinen yarı kararlı izotop Tc-99m (burada m yarı kararlı durumu ifade etmektedir)'dir. Bu izotop, izomerik geçişle kararlı duruma gelir (Early, 1995).

1950'li yılların sonları ile 1960'lı yılların başlarında nükleer tıp görüntüleme sistemlerinde kullanılan temel radyoaktif madde I-131'dir. I-131'in gama foton enerjisi 354 keV olup yarılanma ömrü 8.06 gündür.

1964 yılında Harper ve arkadaşları tarafından radyoaktif görüntülemede kullanılmaya başlanan Tc-99m, 140 keV gama foton enerjisi ve 6 saat yarılanma ömrüne sahip olup, 12.7 mm (6 inç) kalınlığındaki kristal kullanımına, I-131'e göre daha uygun bir maddedir. Günümüzde birçok nükleer tıp çalışmaları Tc-99m ile işaretlenmiş moleküllerle yapılmaktadır. Tc-99m'in yaygın olarak kullanılmasının ana nedenleri şöyle sıralanabilir.

Yarılanma ömürlerinin uygun olması, günümüzde kullanılan gama kameralar tarafından algılanabilir enerji seviyesine sahip olmaları, oldukça düşük maliyetle üretilebildiklerinden dolayı teminlerinin kolay olması (Rao, et al., 1981).

1.3 Görüntüleme Sistemleri ve Gama Kameralar

İlk radyoaktif görüntüleme, uranyum ve potasyum sülfat kristallerindeki radyoaktivite dağılımının film üzerine fotoğraflanması şeklinde olmuştur. Daha sonra H. Becquerel, 1 Mart 1896 yılında doğal radyoaktiviteyi keşfetmiş, 1903 yılında makale olarak yayınlanmış ve Nobel ödülü kazanmıştır.

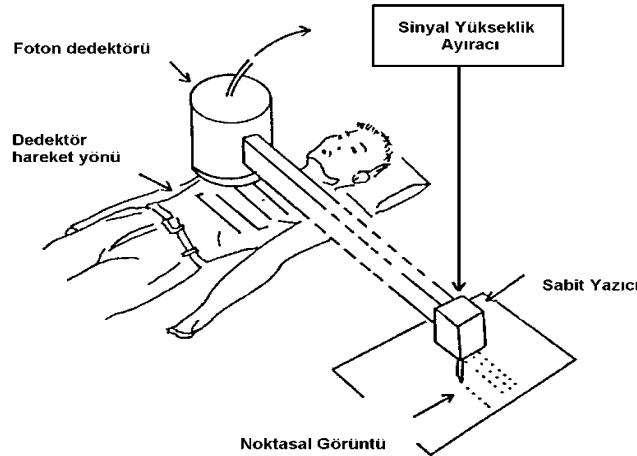
Tarihçesi: Görüntü öncesi çağ olarak isimlendirebileceğimiz 1950 öncesi dönemde, nükleer radyasyonla görüntü elde etmede kullanılan cihaz, Geiger-Muller (GM) sayıcılarıdır. Bu dönemde kurşunla soğurularak yönlendirmenin

sağlandığı GM tüpleri, tiroid gibi radyoiyot verilmiş organlara ait taramaların yapılmasında kullanılmışlardır. Tiroid bezinde I-131'in noktasal dağılımı el çizimi ile elde edilmiştir. GM dedektörlerinin etkinliği oldukça düşük olduğundan milicurie'ler düzeyinde I-131 kullanımı gerekmiştir. 1938 yılında ilk defa yapay olarak üretilen radyoiyot yardımı ile tüm vücut taraması yapılmış, örnek olarak tiroid kanseri vakasında radyoiyot yoğunluğunun tiroid bölgesinde arttığı gözlenmiştir (Rao, et al., 1981).

1947-1948 yıllarında sintilasyon sayıcılarının gelişmesi sonucu gama fotonlarının tespit edilmesinde önemli bir adım atılmış, 1950 yılında B. Cassen ve arkadaşları, tek kanallı yönlendiriciye sahip kalsiyum-tungstat kristaline bir PM tüp bağlayarak oluşturdukları sistemle, 100-200 μCi I-131 kullanarak noktasal tiroid haritaları elde etmişlerdir (Khoury, et al., 2007).

1951 yılında çizgisel tarayıcılarda kalsiyum tungstat yerine talyumla aktive edilmiş sodyum iyot kristali kullanılmaya başlanmış, 1952 yılında Newell ve arkadaşları çok kanallı odaklanmış yönlendiricileri kullanıma sokmuşlardır. 1952'de Teledeltos yazıcı sisteminin ve daha sonra 1956'da Kuhl tarafından geliştirilen foto kaydedicilerin ilavesi ile tarayıcı çıktısında önemli gelişme sağlanmıştır (Kuhl, 1976).

Çizgisel tarayıcıların ilk örneği olan Magnascanner'lar 1960'da Picker firması tarafından üretilmiş ve kliniklerde tanı amacı ile kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 1.2).

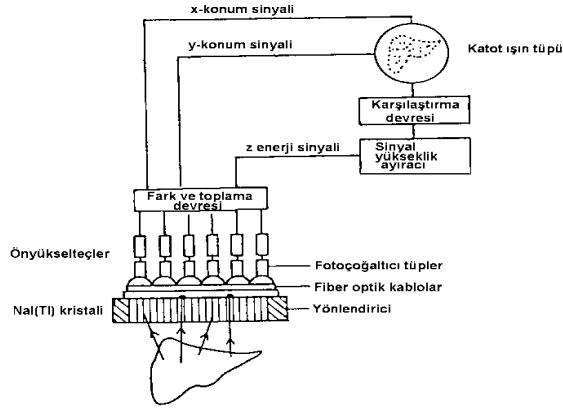


Şekil 1.2 Çizgisel tarayıcılar

1950'li yılların sonlarına doğru Anger film-ekran birleşimini geniş yüzeyli NaI(Tl) kristalleri ve fotoçoğaltıcı tüplerden (PMT) oluşan dedektör grubu ile değiştirerek kamerasının algılama etkinliğini büyük ölçüde arttırmıştır. 1958 yılında, H.O. Anger tarafından hızlı dinamik çalışmalara olanak veren ilk sintilasyon kamerası gerçekleştirilmiştir. Bu ilk gama kamera 101.6 mm çapında tek kanallı bir yönlendirici, 6.35 mm kalınlığında NaI(Tl) kristali ile kristalde oluşan ışık parıltılarının konumsal koordinatlarını belirlemek için kristalin arkasında 38.1 mm çapında yedi adet PM tüpten oluşmuştur. 177.8 mm çapında, 12.7 mm kalınlığında NaI(Tl) kristali kullanılan gama kameralar Nuclear-Chicago firması tarafından 1960 yılında üretilmeye başlanmıştır. Çizgisel tarayıcılardan çok daha kısa sürede görüntüler elde edilmesine olanak tanıyan bu kameraların kliniklerde yaygın olarak kullanımı, 1963 yılında 229.4 mm çapında, 12.7 mm kalınlığında NaI(Tl) kristali ile 19 PM tüpten oluşan kameraların üretilmesi ile işlerlik kazanmıştır. Tc-99m'in 1964 yılında Harper ve arkadaşları tarafından radyoaktif görüntüleme kullanılmaya başlaması, gerek şekil, gerekse işlev olarak gama kameralarda önemli gelişme sağlamıştır. Ayrıca gama kameraların çok kanallı analizör ve bilgisayar sistemlerine bağlanması, sayısal görüntü işleme teknikleriyle ilgili çalışmaların da başlamasına neden olmuştur (Rao, et al., 1981).

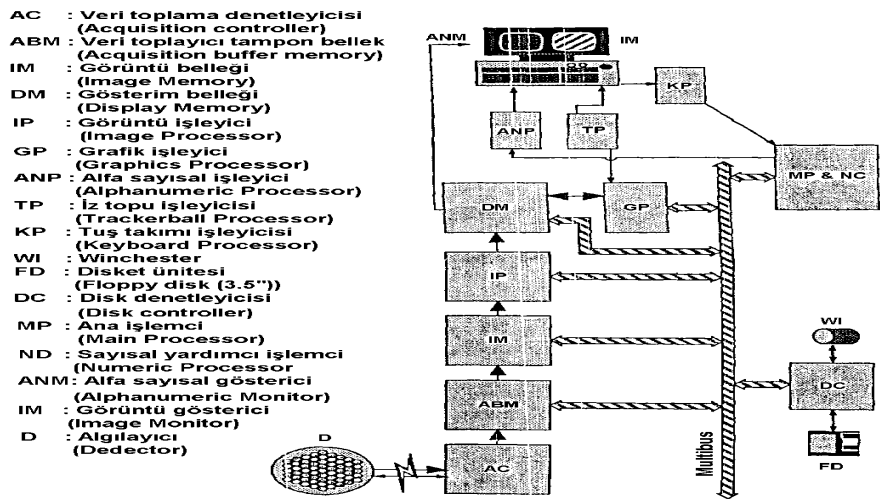
Gama kameralarda 1990'lı yıllara kadar görüntü niteliğinden algılama etkinliği ve kullanım kolaylığına kadar birçok konuda hızlı bir gelişme sağlanmıştır. Gama kameralar gerek günümüzde, gerekse de gelecekte klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılacak standart nükleer görüntüleme sistemleri olarak kabul edilmektedirler.

Gama Kameraların Çalışma Prensibi: Gama kameraların temel görüntüleme elemanları ile çalışma prensibini gösteren basit bir şema Şekil 1.3'de görülmektedir. Radyonüklid madde enjekte edilmiş kaynak organdan yayınlanan gama fotonlarının kolimatörden geçtikten sonra NaI(Tl) kristalinde durdurulmaları sonucunda sintilasyon fotonları oluşur. Kristalin hemen arka yüzeyinde yer alan PM tüpler, sintilasyon merkezine göre konumlarına bağlı olarak bu sintilasyon fotonlarını akım vurularına dönüştürürler. PM tüplerin çıkış sinyalleri, ön yükselteç ve yükselteçlerde yeterli şekil ve büyüklüğe getirilerek konum-mantık devrelerine gelirler (Esser, 1984) (Şekil 1.3).



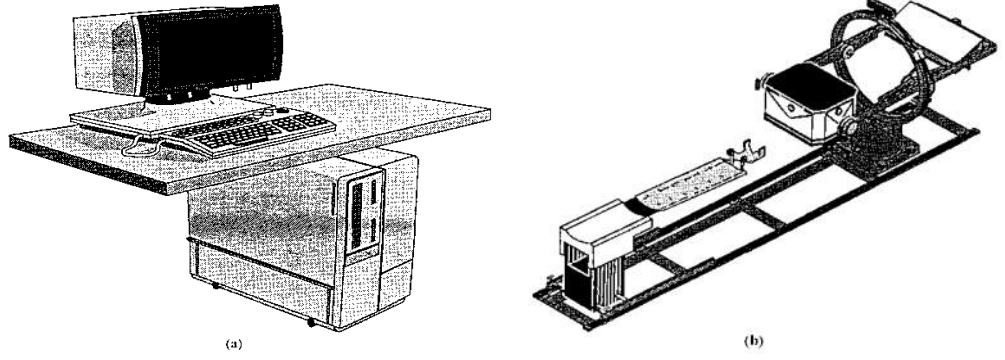
Şekil 1.3 Gama kameralarının çalışma prensibini gösteren öbek çizim

Kristalde oluşan her sintilasyon fotonu için ayrı bir konum ve enerji sinyali elde edilir. Kaynak içinde veya kristalde saçılan fotonların neden olduğu yanlış bilgi taşıyan sinyaller ile doğru bilgi taşıyan sinyallerin ayırımı, puls yükseklik ayırıcısında (Pulse-height analyzer, PHA) yapılır. Enerji sinyali (Z-sinyali) puls yükseklik ayırıcısına gönderildiğinde; şayet puls yükseklik ayırıcının enerji aralığına düşerse, katot ışın tüpündeki (Cathode Ray Tube, CRT) elektron demeti, kristalde oluşan sintilasyon fotonlarının konumlarına bağlı olarak tüpte X- ve Y-konum sinyalleri ile saptırılarak tüpün ekranında bu konumda bir ışımaya oluştururlar. Puls yükseklik ayırıcının enerji aralığına düşmeyen sinyaller için ise tüpteki elektron demeti ekranda herhangi bir ışımaya oluşturmayacaktır. Yeterli enerjiye sahip sintilasyon fotonlarının ekran üzerinde oluşturduğu ışımaların film üzerine kayıt edilmesi ile görüntüleme işlemi tamamlanır. Sonuçta kaynak-organ üzerindeki her bir nokta film üzerine kaydedilerek organın görüntüsü elde edilir (Şekil 1.4) (Sorenson and Phelps, 1987).



Şekil 1.4 Bir gama kamera sisteminin yapısal öbek çizimi

Gama kameraların gerek tasarım gerekse de işlevlerinde son 30 yıldır büyük gelişme kaydedilirken, görüntü oluşturma prensiplerinde önemli bir değişiklik olmamıştır. Günümüzde kullanılan gama kamera sistemleri, nükleer tıpta görüntüleme amacı için özel olarak tasarlanmış sistemler olup, her türlü nükleer tıp verilerinin alınması, işlenmesi, gösterimi ve saklanması için gerekli donanıma sahiptir. Sistem donanımları, gerek yazılım, gerekse kullanıcı ile iletişimi sağlayan bilgisayar programlarıyla kontrol edilmektedir. Gama ışın dedektörü, genellikle 388mm x 508mm boyutlarında NaI kristalinden yapılmış olup, yaklaşık 91 adet PM tüp içermektedir (Şekil 1.5).



Şekil 1.5 Bir gama kamera sisteminin genel görünüşü. (a) Bilgisayar sistemi, (b) Dedektör, gantry ve masanın üstten görünüşü

Gama kameraları, bileşenleri açısından dört ana başlık altında incelemek mümkündür. Bunlar: kolimatörler, dedektörler, sinyal işleme devreleri, görüntü kaydedici sistemlerdir.

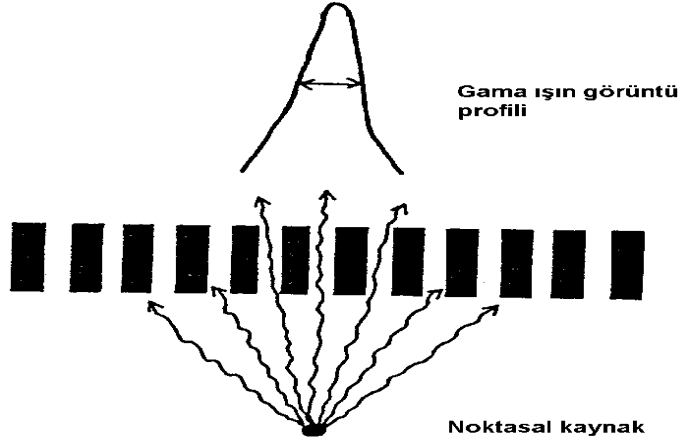
1.3.1 Kolimatörler

Gama kamera ile görüntü elde etmede, kaynak-organdan kameranın dedektörüne doğru gama fotonlarının yansıması gerekmektedir. Kaynak-organdaki radyoaktivite dağılımının görüntülenmesinde gama fotonlarının oluşum noktaları ile kristalde soğuruldukları noktalar arasında da tam bir uyumluluk olmalıdır. Bu uyumluluk, kristalin dış yüzeyine yerleştirilen bir kolimatör ile sağlanır.

Gama ışınlarının odaklanma özelliği olmadığından dolayı bu ışınlarla görüntü oluşturmada soğurmalı yönlendirme prensibi kullanılır. Soğurmalı bir kolimatör, sadece belirli yönlerde yayımlanan gama fotonlarının dedektöre

ulaşmalarını sağlar. Uygun yönde hareket etmeyen gama fotonları, dedektöre varmadan önce kolimatör tarafından soğururlar.

Gama fotonlarının soğurularak dedektöre gönderilmesi tekniği, görüntü oluşturmada önem taşıyan gama fotonlarının da dedektöre varmadan önce dedektör tarafından durdurulmaları gibi istenmeyen bir duruma da neden olabilir. Oldukça kötü çözümlü görüntüler elde edilmesinin bir nedeni de bu olmaktadır. Kolimatör, gama kamerasının önemli bir parçası olup, radyoaktif kaynak dağılımından gelen gama fotonlarını sintilasyon kristali üzerine yansıtmak amacıyla görüntü dedektörünün önüne yerleştirilmiştir. Kolimatör, kameralardaki mercek sistemine benzemesine rağmen kaynak-organdan dedektöre gelen gama fotonlarından sadece belirli yönde hareket edenleri dedektöre göndermek suretiyle kaynak-organdan gelen radyasyon dağılımının görüntüsünü dedektöre yansıtan ve seçici soğurma prensibi ile çalışan bir sistemdir (şekil 1.6). Uygun yönde hareket etmeyen gama fotonları kolimatör tarafından soğurulur. Bu nedenle, gama kameraların duyarlılığını belirlemede en önemli unsur kolimatörlerdir (Sorenson and Phelps, 1987).



şekil 1.6 Kolimatörün uzaysal çözümlü ve seçici soğurma prensibi

Bir noktasal kaynaktan kolimatör sonrası elde edilen görüntüde, bulanma (blurring) mevcuttur. Bulanmanın miktarı görüntünün elde edildiği sistemin noktasal dağılıma işlevinin (PSF) yarı yükseklikteki tam genişliği (FWHM) ile belirlenebilir. Bu ise kolimatörün tasarımı ile kaynağın kolimatörden uzaklığının bir işlevidir. Gama kameralarda kullanılan kolimatörler, kullanım amaçlarına göre dört farklı yapıdadırlar. Bunlar: Tek kanallı kolimatörler, Paralel kanallı kolimatörler, Yakınsak kolimatörler, Iraksak kolimatörler olarak sıralanabilirler.

Dört farklı kolimatör ile ilgili teknik özellikler Çizelge 1.1'de verilmektedir (Padikal, et al., 1982).

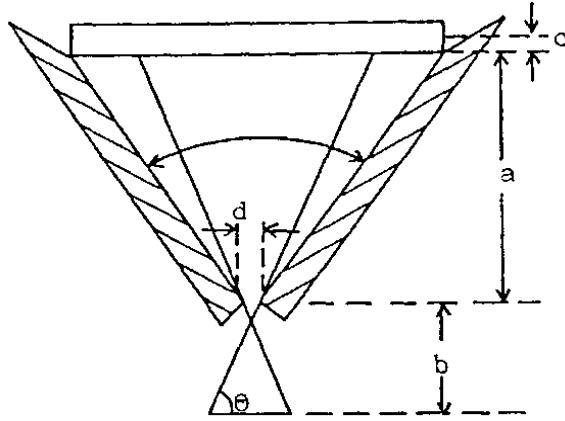
Çizelge 1.1 Kolimatörlerle ilgili teknik özellikler.

Kolimatör Tipi	Uzaysal çözülüm	Duyarlılık	Alan Boyutu	Büyültme	Bozulma
Tek kanallı	Yönlendirici yüzeyinden uzaklaştıkça azalır	Uzaklıkla azalır	Uzaklıkla artar	Evet	Evet
Paralel Kanallı	Yüzeyde en iyi uzaklıkla azalır	Uzaklıktan bağımsız	Uzaklıktan bağımsız	Yok	Yok
Yakınsak	Yönlendirici yüzeyinden uzaklaştıkça azalır	Uzaklıkla artar	Uzaklıkla azalır	Evet	Evet
Iraksak	Yüzeyde en iyi uzaklıkla azalır	Uzaklıkla azalır	Uzaklıkla artar	Küçültür	Evet

Kolimatörün verimliliği, kolimatör kanallarının çapı ile uzunluğuna bağlıdır. Kanal çapının uzunluğuna oranı (d/l) azalırken uzaysal çözülüm artar. Dar ve uzun kanalların kullanıldığı kolimatörlerde, iyi bir uzaysal çözülüm elde edilir. Fakat kolimatörün verimliliği (d/l)'nin karesi ile azalır. Bu nedenle en uygun tasarım, uzaysal çözülüm ile verimlilik arasında optimal bir dengenin kurulmasıdır.

Dört farklı tipteki kolimatör için ortak özellik, kaynak-organ kolimatörden uzaklaştıkça, kolimatörün uzaysal çözülümünün azalmasıdır. Kaynak-organ ile kolimatör arasındaki uzaklığın artması, kaynak-organdan gelen gama fotonlarının kolimatör kanallarına daha fazla nüfuz etmesine ve yarı yükseklikteki tam genişlik ($FWHM$) parametresinin artmasına neden olur (Ketchum, 1998).

Tek Kanallı Kolimatörler: Gama kameralarda kullanılan ilk kolimatör olup, koni biçiminde yapılmıştır. Bu kolimatörün kristalden 20-25 cm uzaklıktaki uç kısmında bir delik bulunmaktadır. Delik çapı ise birkaç milimetredir (Şekil 1.7).

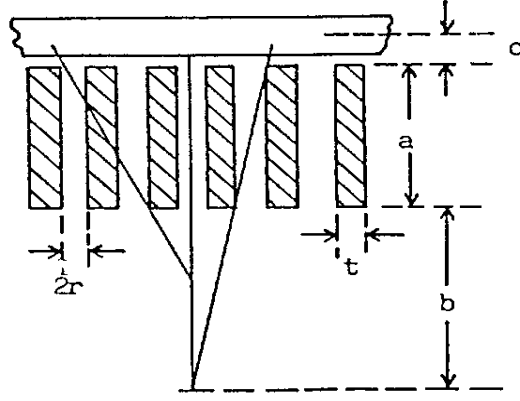


Şekil 1.7 Tek kanallı kolimatör

Bu geometrik yapı nedeniyle, kaynak-organdan gelen gama fotonları, kolimatörün deliğinden geçip kristale ulaştıklarında, görüntüyü ters olarak yansıtırlar. Kaynak-organnın görüntüsünün ters olarak yansıtılmış olmasının yanı sıra büyüklüğü de değişmektedir. Görüntünün büyüklüğünün değişimi, kolimatör deliğinin kristalden olan uzaklığına a , ve kaynak organdan olan uzaklığına b , bağlıdır. $b > a$ durumunda görüntü küçülürken, uzaysal çözülüm azalır; $b = a$ durumunda görüntü kaynak-organ ile aynı büyüklüktedir. $b < a$ durumunda ise görüntü büyük olarak elde edilirken, uzaysal çözülüm de artar.

Parelel Kanallı Kolimatörler: Gama kameralarda en yaygın olarak kullanılan kolimatör tipi olup, birbirine paralel çok sayıda kanallar içerirler. Bu kolimatörlerde, kolimatör yüzeyi kristal yüzeyi ile paralel olup kaynak-organ duyarlılığı kaynak-organ ile kolimatör arasındaki uzaklığa bağımlı değildir. Kaynak-organ ile kolimatör arasındaki uzaklık arttıkça kolimatörün verimliliği, aradaki uzaklığın karesi ile azalır (Şekil 1.8).

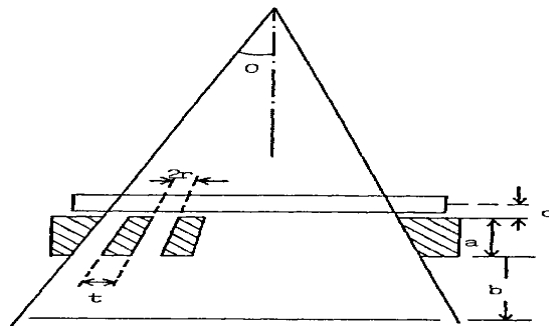
Düşük enerjili, paralel kanallı kolimatörler, çözülüm ve duyarlılığa bağlı olarak değişik boyut ve kanal sayısında üretilirler. Aynı boyutta üç kanala sahip bir kolimatörde en uzun kanal, yüksek çözülüm ve düşük duyarlılığa neden olur. En kısa kanal ise çözülümün düşük, duyarlılığın yüksek olduğu kanaldır. Kanal boyutu, şekli ve sayısına bağlı olarak kolimatörün kapasitesini arttırmak mümkündür.



Şekil 1.8 Paralel kanallı kolimatör

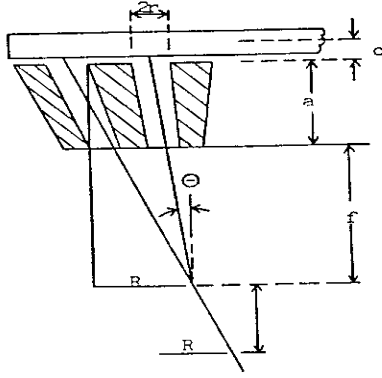
Paralel kanallı kolimatörlerle yapılan çalışmalarda, kaynak-organın boyutu ile görüntünün boyutu aynı olup herhangi bir büyültme ve küçültme söz konusu değildir (Rao, et al., 1981).

Yakınsak Kolimatörler: Bu kolimatörler, yüzey merkezine göre yakınsayan kanallara sahip olup, yüzeyden uzaklaştıkça görüş alanları daralır. Kanallar, eksenleri kolimatörün yaklaşık 40-50 cm önünde odaklanacak şekilde düzenlenmişlerdir. Uzaysal çözülüm, kaynak-organa olan uzaklıkla azalırken, kaynak-organ büyütülerek görüntülenir. Kolimatörün yüzeyinden uzaklaştıkça geometrik verimlilik artar ve tüm kanallardan noktasal bir kaynağın görülebildiği odak noktasında maksimuma ulaşır (Kereiakes, 1987) (Şekil 1.9).



Şekil 1.9 Yakınsak kolimatör

İraksak kolimatörler: Kanallar, yakınsak kolimatörün tersine, kolimatörün 40-50 cm arkasında odaklanacak şekilde düzenlenmişlerdir. Akciğer, karaciğer gibi büyük organların görüntülenmesinde, standart görüş alanına sahip gama kameraların görüş alanını arttırmak için kullanılırlar (Love, 2001) (Şekil 1.10).

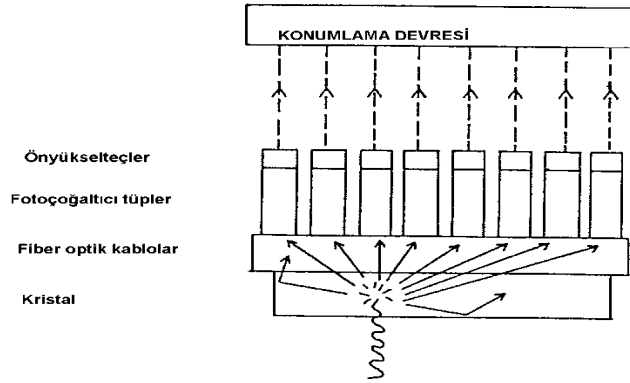


Şekil 1.10 Iraksak kolimatör

1.3.2 Dedektör

Gama kameralarda kullanılan bir dedektör modülü; ince, geniş çaplı, katı NaI(Tl) kristali, saydam fiber optik kablo, PM tüpler, ön yükselteçler ve konum belirleyici elektronik devrelerden oluşur.

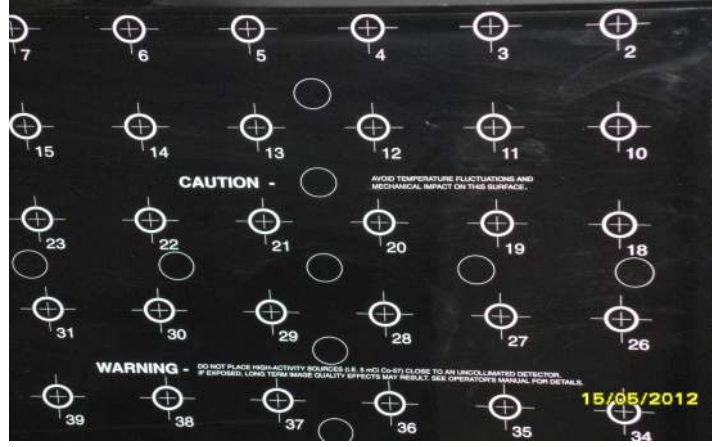
Kolimatörün bağlantı yüzeyi dışında tüm dedektör koruyucu bir zırh ile kaplanmıştır. Genelde kurşun veya çelikten yapılan bu zırh, istenmeyen fotonların kristale ulaşmasını engellemektedir. Şekil 1.11’de gama kamera dedektör modülü blok olarak görülmektedir (Madsen, 1998).



Şekil 1.11 Dedektör modülün yapısı

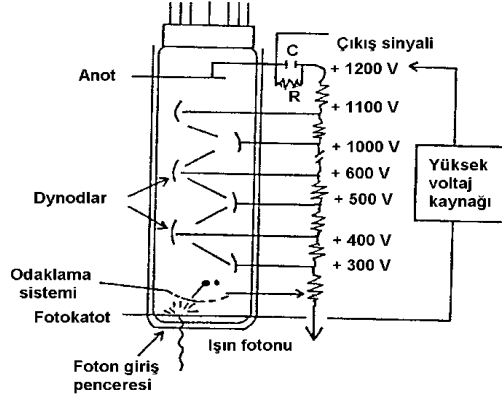
Sintilasyon Kristali: Gama kameralarda değişik çap ve kalınlıkta geniş yüzeyli tek bir NaI(Tl) dedektör kristali kullanılır. Sintilasyon kristalinin yüzeyi, 1 mm’den daha az kalınlığa sahip ince bir alüminyum tabaka ile kaplanmıştır. Alüminyum tabakanın iç yüzeyinde ise yansıtıcı özelliği olan beyaz alüminyum

oksit tabakası vardır. Kristalin etrafı, kenarlara doğru ışık iletimini azaltmak amacıyla pürüzlü bırakılmıştır (Şekil 1.12).



Şekil 1.12 Sintilasyon Kristali

Fotoçoğaltıcı Tüpler (PM Tüp): Kristalde soğurulan gama fotonları, kristalin bu bölgesinde sintilasyon fotonları oluşturur. Bu fotonlar, tüm yönlerde eşit olarak yayımlandıklarından, PM tüplerin her biri tarafından bunların bir kısmı algılanır. Tüplerin sintilasyon olayının konumuna uzaklığı, her tüp için algılanan foton sayısı ile doğru orantılıdır. Her PM tüp için tüpe gelen foton, fotokatotdan elektronlar gönderir. Bu fotoelektronlar, sırasıyla daha yüksek potansiyel seviyelerine sahip 10-14 adet dynod tarafından daha büyük akım vuruları oluşturmak için belirli bir katsayı ile çarpılırlar. İlk dynoda doğru ivmelendirilmiş bir fotoelektron, dynodun yüzeyine çarparak ikincil fotoelektronları oluşturur. Bu ikincil fotoelektronların, her ikincil fotoelektronun birkaç elektron daha oluşturduğu ikinci dynoda doğru ivmelendirilmesiyle elektron çoğaltma işlemi en son dynoda kadar devam eder ve sonunda tüm elektronlar anotta toplanır. Her bir dynod için ortalama çarpım faktörünün 4 olduğu varsayılırsa, toplam elektron çarpım faktörü $10^6 - 10^8$ düzeyinde olur. Buraya kadar sözü edilen sistemlerdeki etkileşmeler sonucunda büyüklüğü, kaynak-organdan yayımlanan gama fotonunun enerjisi ile orantılı olan bir sinyal, PM tüpün anodunda elde edilmektedir. Sonuçta, anotta elde edilen akım vurusunun büyüklüğü, fotokatoda gelen foton sayısı ile doğru orantılıdır. Sintilasyon olaylarının kristaldeki konumu, ilgili PM tüpün fotokatoduna gelen foton sayısı ile belirlenir (Salom, 2009; Ziessman, 2006) (Şekil 1.13).



Şekil 1.13 Fotoçoğaltıcı tüp (PM tüp)

1.3.3 Sinyal (veri) işleme devreleri

Gama kameralarda bulunan dedektörlerin büyük bir kısmı, puls modunda çalışır. Gama fotonlarının sayısını belirlemek amacıyla, dedektörler tarafından düşük genlikli akım sinyalleri üretilir. Dedektörden gelen sinyallerin genliklerinin analizleriyle gama fotonlarının enerjisini belirlemek mümkündür. Tüm dedektörlerin çıkış empedansları oldukça yüksektir. Elektronik sinyallerin elde edilmesinde empedans uyumlaması oldukça önemlidir.

Dedektörler tarafından üretilen düşük seviyelerdeki sinyaller, gerekli şekil ve büyüklüğü elde etmek için önyükselteç ve yükselteç devrelerine gönderilirler. Konum ve enerji sinyalleri, konumlama devrelerinde elde edildikten sonra, gerekli enerji ayırımı vuru yükseklik ayırıcında gerçekleştirilir. Sinyaller, gerekli yükseltme ve şekillendirme işlemlerinden sonra kayıt ünitelerine iletilirler (Vander, 2010).

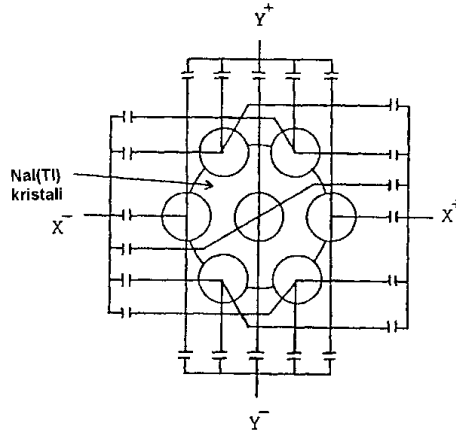
Yükselteçler: Genelde PM tüplerin hemen üzerlerine yerleştirilen önyükselteçler, sinyallerin yükseltilmesi ve şekillendirilmesini sağlarlar. Önyükselteçlerin PM tüplerin hemen üzerlerine yerleştirilmeleri sonucu, gürültüsüz ortamda sinyal yükseltmesi sağlanacağından, sinyal gürültü oranı da artırılmış olur ve uzun kablolar kullanılmadığı için sinyalde bozulma da olmaz.

Konumlama İşlemi: Kayıt ünitelerinde görüntüyü oluşturan noktalardan her biri, kaynak-organdan yayımlanan gama fotonunun yayımlanma noktası ve bu gama fotonunun oluşturduğu sintilasyon merkezi ile uyum içerisinde olmalıdır. Bu

uyum ise, elde edilen sinyallerin doğru konum bilgilerini içermeleriyle gerçekleştirilir.

Şekil 1.14'de, 7 PM tüpten oluşan bir sistem görülmektedir. Konumlanmanın tüm dedektör yüzeyinde yapılabilmesi için, kristal merkezi koordinat merkezinde olacak şekilde x ve y eksenleri belirlenir.

PM tüplerin çıkışında meydana gelecek olan sinyallerin konum ağırlıklarının belirlenmesi şöyledir; bir numaralı PM tüpün çıkışındaki sinyalin en büyük kısmını, $+y$ eksenli boyunca oluşan sintilasyon merkezleri oluşturmaktadır. Sinyale ikinci dereceden ağırlık taşıyan katkılar $+x$ eksenindeki sintilasyon merkezlerinden, en az ağırlıklı katkı $-x$ eksenli üzerindeki sintilasyon merkezlerinden gelmektedir. Bir numaralı PM tüpün çıkışındaki sinyale $-y$ eksenli üzerinden hiçbir katkı gelmemektedir.



Şekil 1.14 Konumlama devreleri

Her PM tüpün X^+ , X^- , Y^+ , Y^- çıkışlarındaki sinyaller, fark ve toplam devrelerine gönderilirler. Fark devrelerinin çıkışından, X_{poz} ve Y_{poz} konumlama sinyalleri üretilir. Aynı sintilasyon merkezine gelen farklı enerjiye sahip gama fotonlarının konumlama sinyallerinin aynı olmaları gerektiğinden, konumlama sinyalleri Z enerji sinyaline bölünerek enerjiden bağımsız hale getirilirler. X_{poz} ve Y_{poz} sinyalleri, sintilasyon kristalindeki bir sintilasyon merkezinin konum bilgisini taşımaktadırlar. Toplama devresinde ise, bu sintilasyon merkezine gelen gama fotonunun enerji bilgisini taşıyan Z enerji sinyali elde edilir. Konum ve enerji sinyalleri aşağıdaki gibi yazılabilirler:

$$X_{poz} = 1/Z [X^+ - X^-]$$

$$Y_{poz} = 1/Z [Y^+ - Y^-]$$

$$Z = [X^+ + X^- + Y^+ - Y^-]$$

Yedi adet PM tüpten i 'inci tüpün çıkışı V_i olarak tanımlanırsa, X^+ ve X^- çıkış sinyalleri

$$X^+ = 0.03 V_1 + 0.04 V_2 + 0.03 V_3 + 0.01 V_4 + 0.01 V_6 + 0.02 V_7$$

$$X^- = 0.01 V_1 + 0.01 V_3 + 0.03 V_4 + 0.04 V_5 + 0.03 V_6 + 0.02 V_7$$

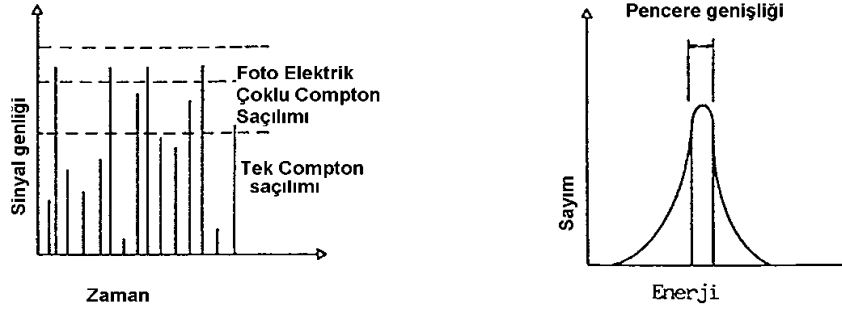
olarak elde edilir.

Y^+ ve Y^- çıkış sinyalleri de benzer şekilde hesaplanabilir. Monitör ekranında sinyalin konumu, X^+ , X^- , Y^+ ve Y^- çıkış sinyallerinden elde edilen X ve Y konum sinyalleri ile belirlenir. Aynı anda Z sinyali de vuru yükseklik ayırıcına gönderilir. Sadece Z enerji sinyalinin genliğinin, belirlenen enerji aralığı içinde olduğu durumlarda sinyal monitör ekranında görünür (Desmet, 2000; Founier, 1998).

Puls Yükseklik Ayırıcı: NaI(Tl) gibi enerjiye duyarlı dedektörlerin kullanıldığı gama kameralarda, kaynak-organdan yayımlanan gama fotonlarının dedektörde oluşturduğu enerji düzeyi, yükselteçte elde edilen gerilim pulsunun genliği ile orantılıdır. Yükselteç çıkış pulslarının genlikleri incelenerek, gama fotonlarının dedektörde oluşturduğu enerji seviyeleri belirlenebilir. Sadece belirli genlik değerine sahip pulsları saymak suretiyle, istenilen enerji aralığı içerisindeki fotonları belirlemek mümkündür. Bu amaç için kullanılan sistemler, puls yükseklik ayırıcı (Pulse Height Analyzer, PHA) olarak isimlendirilirler.

Kristale gelen gama fotonları, Compton olayı sonucu enerji kaybederek saçılırlar. Konumu ve enerjisi değişmiş bu gama fotonları, fotoelektrik olay sonucu sintilasyon fotonları oluşturabilmektedirler. Ayrıca bir gama fotonu, kaynağın kendi içinde saçılmaya uğradıktan sonra da kristale ulaşabilme olasılığına sahiptir. Puls yükseklik ayırıcı, bütün bu farklı değerlerde enerjiler içeren etkileşmelerin içinden yalnızca fotoelektrik etkileşmenin oluşturduğu en yüksek değeri geçirir, bunun dışındaki değerleri geçirmez. Bu durumda, elde edilecek görüntüde, yanlış enerji ve konum bilgileri taşıyan Compton olaylarının etkileri ortadan kaldırılmış olmaktadır.

Puls yükseklik ayırıcının hangi pencere aralığına karşı gelen sinyalleri geçirebileceğini belirlemek amacıyla pencere genişliği seçilir. Pencere genişliğinin %20 ve kullanılan izotopun Tc-99m olması durumunda, puls yükseklik ayırıcı 126-154 keV enerji aralığını geçirir ve bunun dışındaki enerji bölgelerine karşı gelen sinyalleri geçirmez. Bu durum Şekil 1.15'de gösterilmektedir (Rupani, 1985; Sapir, 2005).



Şekil 1.15 Puls yükseklik ayırıcısında pencere ayarı

1.3.4 Görüntü kaydedici sistemler

Katot ışın tüpü ekranının iç yüzeyi, fosforlu özel bir madde ile kaplanmıştır. Yüksek hıza sahip elektronların ekrana çarparak fosforlu madde ile etkileşmeleri bir ışımaya meydana getirir. Meydana gelen ışımaların yarı ömrü, fosforlu maddenin yapısına bağlı olarak mikrosaniyeden dakikaya kadar değişebilmektedir. P-11, P-33 ve P-45 fosfor maddeleri bunlara örnek olarak verilebilir. Fakat elde edilen görüntünün kalıcı olması, film üzerine kaydedilmesi ile gerçekleşir. Seçilen filmin, ekranda oluşan ışımaların enerji bölgelerinde duyarlı olmasına dikkat edilmelidir.

Görüntü Üniteleri: Kristal tarafından soğurulan gama fotonuyla ilgili konum bilgisi, konumlama devrelerinin çıkışından X_{poz} ve Y_{poz} analog sinyalleri olarak elde edilmiştir. Gama fotonuna ait enerji bilgisi ise, puls yükseklik ayırıcının çıkışından, Z analog sinyali olarak alınmıştır. Tüm bu sinyaller kullanılarak görüntü elde edilir.

Görüntünün Elde Edilmesi: Gama kameralarda kullanılan en önemli kayıt sistemlerinden biri olan katot ışın tüpünde, X_{poz} , Y_{poz} ve Z sinyalleri analog olarak kullanılırlar. Puls yükseklik ayırıcısında, enerji sinyali katot ışın tüpünün elektron tabancasını ateşler ve Z enerji sinyalinin büyüklüğü ile orantılı bir elektron demeti

oluşur. Bu zaman aralığı içinde Z enerji sinyalinin ait olduğu gama fotonuyla ilgili X_{poz} ve Y_{poz} konumlama sinyalleri, yatay ve düşey saptırıcılara uygulanırlar.

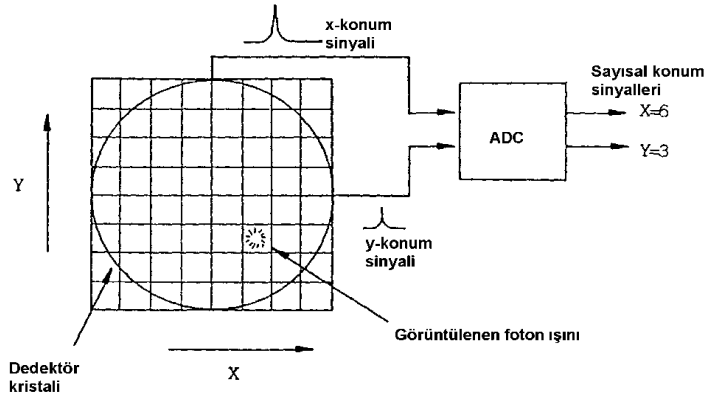
Elektron demeti, saptırıcı levhalar arasından geçerken, konumlama sinyallerinin değerlerine uygun olarak saptırılırlar. Saptırılan bu elektron demeti, katot ışın tüpünün fosfor kaplı ekranına çarparak bir ışımaya oluşturur. Işımanın olduğu ekran üzerindeki nokta, kaynak-organ üzerindeki gama fotonunun yayımlandığı noktaya karşılık gelmektedir. Işımanın şiddeti, elektron demetinin şiddetine yani Z enerji sinyalinin büyüklüğüne bağlıdır. Böylece kaynak-organ üzerindeki her nokta, katot-ışınları tüpü ekranına yansıtılmış yani görüntü meydana getirilmiş olur.

Analog-sayısal dönüştürücü (ADC) ile gama kameranın çıkışındaki sinyaller, sayısal duruma getirilirler ve sayısallaştırılan bu bilgiler bilgisayar belleğine kaydedilirler (Hamokoka, 2004).

Sayısal (Dijital) Görüntü İşleme Sistemleri: Sayısal görüntü işleme sistemleri, gama kameralarda elde edilen görüntü bilgisini toplama, yükleme ve analiz etmek için özel olarak tasarlanmış sistemlerdir. Bu sistemler, görüntü bilgisini analiz etmede kullanılan küçük bir sayısal bilgisayar, kameranın elektronik devrelerinden gelen bilgileri bilgisayara aktarmak için gerekli özel bir ara birim (interface), bilgi depolama üniteleri ile işlenmiş bilgilerin görüntülenebilmelerini sağlayan monitör ekranından oluşur. Gama kamera görüntülerini analiz etmede sayısal bilgisayarların kullanılabilmesi için, öncelikle görüntülerin sayısallaştırılması gerekmektedir. Bunun için görüntünün çok sayıda küçük, kare biçiminde görüntü elemanlarına bölünmesi gerekmektedir. Görüntüler genellikle 64x64, 128x128 ya da 256x256 boyutlarında matris görüntü elemanlarına (piksel) bölünürler. Bilgisayarlarda her görüntü elemanı için bellekte ayrı bir yer ayrılmıştır. Dedektörler tarafından kaydedilen ve seçilen enerji aralığı içerisinde yer alan her olay, görüntüdeki konumuna bağlı olarak ilgili görüntü elemanı tarafından temsil edilmektedir. Görüntünün tamamı kaydedilip sayısallaştırıldıktan sonra, bilgisayar gerekli bilgileri iç belleğinden dış bellek ünitelerine gönderir ve yeni bir görüntü kaydı için sistem hazırlanmış olur. Saniyede 15-20 görüntünün kaydedilebildiği bu sistemler hızlı, dinamik çalışmalar için uygundur.

Gama kameralarda elde edilen görüntünün, görüntü elemanlarının matrisi olarak bölüntülenebilmesi için, kaydedilen her olaya ait X - Y konum sinyallerine analog-sayısal dönüştürücü (ADC) uygulanması gerekmektedir.

Örneğin, 8×8 görüntü eleman matrisinde, X ve Y konum sinyalleri, sırasıyla 6 ve 3'lük sayısal genlik değerlerine sahip olduklarında, böyle bir görüntüde görüntü elemanının konumu $X=6$, $Y=3$ olarak belirtilmiştir (Hohne, 1981) (Şekil 1-17).



Şekil 1.16 Dedektör yüzeyinin sayısal bilgisayar analizi için bölüntülenmesi

Gama kamera-bilgisayar sistemlerinin standart bir uygulaması, sıra ile kaydedilmiş görüntüler üzerinde seçilen bir ilgi bölgesine (Region of Interest, ROI) ait zaman-aktivite eğrilerini oluşturmak ve bu eğriler yardımı ile de çeşitli analizler yapmaktır.

1.4 Gama Kameralarda Görüntü Kalitesini Sınırlayan Etmenler

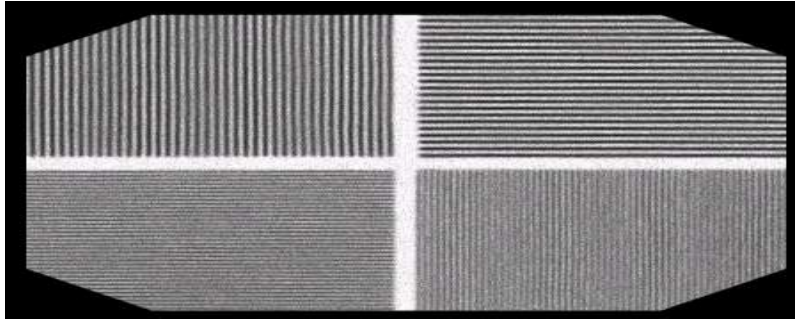
Gama kameralarla radyoaktif bir dağılımın mükemmel görüntülerini oluşturmak mümkün değildir. Bunun nedenleri; dedektör, kolimatör ve elektronik devrelerin çalışma karakteristiklerinden kaynaklanan kusurlardır. Görüntü kusurları çeşitli kamera elemanlarının uygun şekilde çalışmamasının sonucu ortaya çıkar.

1.4.1 Sistemin uzaysal ayırma gücü

Bir görüntüleme sisteminin uzaysal ayırma gücü, bu sistemde elde edilen görüntüde, gerçek görüntüde yer alan keskin kenarlarla küçük ayrıntıların hangi ölçüde yer aldığının bir ifadesidir. Gama kameralarla elde edilen görüntülerde

önemli sınırlamalardan birisi de elde edilen görüntülerdeki ayrıntı ya da uzaysal ayırma gücüdür. Elde edilen görüntülerde keskin kenarlar ya da küçük ayrıntılarda keskinlik (sharpness) yerine bulanma (blurring) olur. Bunun nedenleri, dedektör ve elektronik devrelerden kaynaklanan içsel çözülüm, septal penetrasyon, fotonların saçılması ve kolimatör kanallarından sınırlı sayıda fotonun geçebilmesidir. Günümüz modern gama kameralarında kolimatör takılı iken uzaysal ayırma gücü < 1 cm, PET sistemlerinde 4-5 mm'dir. İki türlü uzaysal ayırma gücü vardır.

Kristalin Uzaysal Ayırma Gücü: Kolimatör çıkarılarak kristal önüne bar fantom yerleştirilir. Tc-99m veya Co-57 nokta kaynağı ($< 20\ 000$ sayım/sn) detektör çapının en az beş katı mesafeye konularak, bar fantomun görüntüsü alınır. En küçük barlar 2-2.5 mm olup görülebilmeleri için çekim şartları iyi ayarlanmalıdır (Şekil 1.17).



Şekil 1.17 Bar fantom ile alınmış kristalin uzaysal ayırma gücü görüntüsü.

Kolimatörün Uzaysal Ayırma Gücü: Yukarıdaki işlem kolimatör takılı halde yapılır. Fakat bu defa düzlem kaynak kullanılarak bar fantom görüntüsü alınır. Kolimatörün uzaysal ayırma gücü aslında sistemin uzaysal ayırma gücünün bir ölçüsüdür. Her iki ayırma gücü birlikte total sistem ayırma gücünü verir ve aralarında şu matematiksel bağıntı vardır.

$$R = \sqrt{R_i^2 + R_e^2}$$

Burada; R: Total sistem ayırma gücü, R_i : Kristalin ayırma gücü, R_e : Kolimatörün ayırma gücü. Total sistemin ayırma gücü ölçüsü, görüntüleme sisteminin FWHM'na karşılık gelmektedir. Başka bir ifade ile iki eş aktivitedeki kaynağı birbirinden ayırt edebilmenin ölçüsüdür.

Uzaysal ayırma gücü bar fantom kullanılarak yapılır. Bar fantomun 4 farklı çözülüm bölgesi vardır. Her bölgedeki barların (aralıkların) genişlikleri birbirinden farklıdır, kristal homojenite testinde en dar aralıkların göz ile ayırt edilebilmesi istenir. Gama kameralarda kolimatörün ayırma gücü iyi koşullarda 8-10 mm'dir. Bu nedenle bar fantom yerine çubuk kaynaklar kullanılarak da sistemin ayırma gücü belirlenebilir.

Gama kamerada performansı etkileyen en önemli husus Anger kameralarıdır. Anger kameralarının çalışmasını etkileyen sistemi içeriden ve dışarıdan etkileyen parametreler vardır. Homojen bir kaynak kullanılarak dedektörün her noktası eşit miktarda ışınlandığında, elde edilen görüntünün homojenliği dedektöre ait homojeniteyi belirler. Dedektör üzerindeki noktasal kaynak hassasiyetinin bölgesel değişimi ve lineerlikten sapma problemleri homojeniteyi bozan temel etkenlerdir.

Bir görüntüleme sisteminin uzaysal ayırma gücü, bu sistemle elde edilen görüntüde küçük detayların ve keskin kenarların hangi ölçüde kaydedilebildiğinin sayısal bir göstergesidir. Uzaysal ayırma gücünü öncelikle kolimatörün ayırma gücü etkiler. Kolimatör kanallarının çaplarının büyük olması görüntüde bulanıklığa neden olur (Uşaklı, 2000).

Kolimatörün uzaysal ayırma gücü;

$$R_c = d(1+b)/l$$

R_c : Kolimatöre ait uzaysal ayırma gücü

l : Kolimatör kanal boyu,

d : Kolimatör kanalının çapı,

b : Kolimatör-kaynak mesafesidir. Sistemin uzaysal ayırma gücü;

$$R_s = R_i^2 + R_c^2$$

R_s : Sistemin uzaysal ayırma gücü

R_i : Dedektörün uzaysal ayırma gücü

R_c : Kolimatörün uzaysal ayırma gücü

Nükleer tıpta bir görüntüleme sisteminin uzaysal ayırma gücünün sayısal olarak değerlendirilmesi, çizgisel dağılma fonksiyonu (LSF) ile yapılabilmektedir. LSF'nin yan yükseklikte tam genişliği (FWHM) sisteme ait uzaysal ayırma

gücünü vermektedir. FWHM değeri bu sistem için aynı noktayı ayrı ayrı görüntüleyebildiği en küçük uzaklıktır. PM tüplerin sayısının arttırılması homojenliği bozmasına karşın sistemin uzaysal ayırma gücünü iyileştirir. Ayrıca sinyal yükseklik analizörü penceresinin geniş tutulmaması, yüksek sayım hızlarında çalışmamak yine sistemin uzaysal ayırma gücünü olumlu olarak etkileyen faktörlerdir. Bağlı hassasiyet, belli bir kolimatör için radyoaktif bir kaynaktan yayınlanan gama fotonlarından algılanabilenlerin sayısının, kaynaktan gelen toplam gama fotonlarının sayısına oranıdır. Mutlak hassasiyet, dedektörün birim alanı için, birim zamanda algılanan gama fotonu sayısıdır. Sistem hassasiyeti ise kolimatör septaları ile kaplanmamış dedektör alanının toplam alana oranına bağlıdır ve kolimatör kalınlığı ile ters orantılıdır. Dedektör hassasiyeti her μCi aktivite için kayıt ünitesinde elde edilen saniyedeki sayım sayısıdır. Dedektör hassasiyeti kristal kalınlığı ile doğru, foton enerjisi ile ters orantılıdır. Dedektör hassasiyetini azaltan aktörler, yüksek sayım hızlarındaki sayım kayıpları, yanlış fototüp kazanç ayarı, fototüp ve kristal bozulduklarıdır.

Uzaysal ayırma gücü bir ölçüm değeri olup sonlu bir büyüklüktür. Bu nedenle sonlu uzaysal ayırma gücü kavramı iki önemli etki altında değerlendirilir. Birincisi uzaysal ayırma gücü üzerindeki bulanıklık derecesidir. Bulanıklık etkisi daha büyük objelerin kenarlarında etkisini belirgin olarak göstererek, daha küçük objelerin gözle ayırımını güçleştirmektedir. Bu durum kenar keskinliğinin ölçüsü olarak bilinen kontrast kaybına yol açmakta ve özellikle birbirine yakın konumdaki radyoaktivite birikimlerinin sintigrafik ayırımını zorlaştırmaktadır. İkinci etki özellikle tomografik görüntülerde biraz daha gizli olarak kendini gösterir.

Örneğin kalp duvarlarının farklı kalınlıkta olması aktivite konsantrasyonlarını etkileyecektir. İnce kalp duvarları aktivite konsantrasyonunu az gösterir. Bu etki kısmi hacim etkisi olarak da adlandırılır. Gama ışınları elektromagnetik radyasyonlardır. Doku ile etkileşmeleri iki önemli ve kaçınılmaz etki altında gerçekleşir. Bunlar fotoelektrik etki ve Compton saçılmasıdır. Bu iki etkiyi birbirinden ayırmak pratik anlamda güçtür. Bu nedenle görüntü üzerindeki etkileri bir arada izlenir. Düzeltim teknikleri bu olayları ya bağımsız olarak, ya da birlikte iyileştirir.

Sinyal/gürültü oranının görüntü kalitesi üzerindeki etkisinin önemine yukarıda değinilmişti. Gürültünün kaynağını ise; saçılma etkisiyle oluşan düşük sayımlar görüntü kontrastını azaltıcı etki yaparlar. Radyoaktif parçalanmanın

tesadüfi olması sayım hızını etkileyerek gürültüye sebep olur. Ayrıca görüntüleme sisteminin elektroniklerinden kaynaklanan gürültü de vardır. Gürültü etkisi özellikle düşük sayımlı görüntüleme çalışmalarında bölgesel homojenite bozuklukları şeklinde ortaya çıkar. Modern gama kameraların elektronik dizaynları teknolojik gelişmeler paralelinde giderek iyileşme gösterdiğinden elektronik gürültü seviyesi giderek azalmaktadır. Ancak radyoaktif parçalanmadaki tesadüfi dağılım etkisini (doğal olarak) düzeltmek imkansızdır. Görüntü oluşumunda yeterli sayım yoğunluğuna ulaşıldıktan sonra çekimin sonlandırılması bu tür hataları giderecektir. Bunun için de çekim süresini belirleyecek tecrübeli hekim ve teknisyene ihtiyaç vardır (Demir, 1999).

Kolimatörlerin çözülüm ve hassasiyet performansları kolimatör hollerinin çapı ve uzunluğu ile ilişkilidir. Delik çapının azaltılarak delik boyunun uzatılması ile ultra yüksek çözülümlü kolimatörler üretilmiştir. Delik çapının genişletilmesi septa kalınlığını azaltıp, septal penetrasyon etkisinin artmasına da neden olabilmektedir. Aşağıdaki eşitliklerde kolimatör dizaynında esas alınan parametreler gösterilmiştir.

Çizelge 1.2: Düşük enerjili ve ultra-yüksek enerjili kolimatörlerin karşılaştırması.

Kollimatör	Hol çapı	Hol uzunluğu	Septal kalınlık	Geometrik çözülüm 10 cm.de (mm)	Geometrik hassasiyet (cpm/yCi)
*LEUHR	1.5	38	0.1	5.4	2693
*LEHR	1.9	38	0.1	6.9	4543
*LEAP	1.9	32	0.2	7.8	6407
*LEHS	2.3	32	0.2	9.5	9707
**UHE	3.4	73	2.1	8.1	1775

*LE: Low energy (düşük enerji), UHR: ultra-high resolution (ultra yüksek çözülüm), AP: ali purpose (genel amaçlı), HS: high sensitivity (yüksek duyarlı), **UHE: ultra-high energy ,511 keV (ultra yüksek enerji).

$$\text{Çözülüm} = \text{çap} \left(\frac{\text{uzunluk} + \text{mesafe}}{\text{uzunluk}} \right)$$

$$\text{Hassasiyet} = \left(\frac{\text{çap}}{\text{uzunluk}} \right)^2 \times \left(\frac{\text{çap}}{\text{çap} + \text{kalınlık}} \right)$$

Burada; Çap: Kolimatör delik çapı, uzunluk: kolimatör delik uzunluğu, mesafe: kolimatör yüzeyi -hasta arası, kalınlık:septa kalınlığıdır. Özellikle kolimatör yüzeyindeki çözülüm delik çapıyla yakından ilişkilidir. SPECT çekimlerinde olduğu gibi kolimatör-hasta mesafesi arttıkça delik uzunluğu kolimatör çözülümünü etkiler. Hassasiyet ise delik çapı ve uzunluğunun karesi ile orantılı olarak değişir. Burada bir diğer etkili parametre de septa kalınlığıdır. Septa kalınlığı aşağıdaki eşitlik ile karakterize edilir.

$$\text{septa kalınlığı} = \frac{6 \times \frac{\text{delikçap}}{\mu}}{\text{Del.uzunluğu} - \frac{3}{\mu}}$$

Burada; μ : atenüasyon (zayıflama) katsayısıdır. 511 keV enerjili fotonlar için kurşunda 1.746cm'dir. Aynı değer 140 keV enerjili fotonlar için 21.43 cm'dir. Böylece 511 keV kolimatörlerde septa kalınlığının 140 keV kolimatörlerden fazla olduğu anlaşılmaktadır.

Çizelge 1.3: Nükleer tıpta kullanılan sintilatörlerin fiziksel özellikleri

	Nal	BGO	LSO	YSO
Yoğunluk (gr/cm ³)	3.67	7.13	7.40	4.54
Efektif Z	51	74	66	34
Dikey zamanı (ns)	230	300	40	70
Relatif ışık çıkışı	100	15	75	120
Enerji rezolüsyonu	%78	%10	<%10	<%7.5
1/ μ 140 keV (mm)	4.2	0.82	1.0	7.7
1/ μ 511 keV(mm)	30	11	12	26

Buna göre; 511 keV yüksek enerji kolimatörlerinde septal penetrasyon etkisi kaçınılmaz bir problemdir. Yukarıda verilen matematiksel eşitliklerden anlaşıldığı üzere septa kalınlığının artırılması septal penetrasyon etkisini azaltmış olacak ancak bu defa da sayım duyarlılığını azaltacaktır. Bu etkiyi azaltmak için delik boylarının uzun tutulması yoluna gidilmiştir. Ancak kullanılan malzeme miktarının artması sonucu kolimatör ağırlıkları 150 kg'lara kadar varmıştır. Matematiksel bağıntılardan hesaplanan septal penetrasyon etkisinin standart değeri %4.1'dir (Demir, 1999).

1.4.2 Gama kamerada elde edilen görüntünün kontrastı

Homojen bir doğal fon (BG-Background) dağılımı içinde yer alan bir objenin kontrastı, ihtiva ettiği aktivitenin çevresindeki doğal fon dağılımı ile farkına eşittir. Bir başka ifade ile kontrast, görüntülerde kenar keskinliğinin ayırt edilebilmesinin bir ölçüsüdür. Eğer obje doğal fona göre daha yoğun aktivitede ise sıcak (hiperaktif), daha az aktivitede ise soğuk (hipoaktif) olarak adlandırılır. Bir objenin görüntülenebilmesi için çevresindeki sayım yoğunluğunun (background) objeden farklı olması gerekir. Görüntü kalitesinde sinyal/gürültü oranı çok önemlidir. Bu oran ne kadar yüksek olursa görüntü kalitesi iyileşir. Görüntülenmek istenen organdan gelen sayımlar sinyal, saçılma etkisi ile oluşan sayımlar gürültü olarak bilinir. Görüntü kontrastı, radyofarmasötüğün ilgili organ ve lezyonda tutulma oranı, lezyon ile organın boyutu ve organ kalınlığına bağlı olarak da değişir. Saçılmış fotonlar ve derindeki organlardan gelen fotonlar görüntü kontrastını bozan etkenlerdir. Kontrast sintigrafik görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde çok kullanılan kantitatif bir değerlendirme ve karşılaştırma yöntemidir.

Kontrast= Lezyon - BG/BG formülüne göre kontrast değerleri hesaplanır (Henkin et al., 1996).

1.4.3 Gama kamerada elde edilen görüntüde gürültü

Görüntülerdeki gürültü etkisi yapısal ve istatistiksel olarak ikiye ayrılır. Yapısal gürültü sistemin elektroniğinden kaynaklanır. İstatistiksel gürültü ise, radyoaktivitenin parçalanmasının tesadüfi olmasından kaynaklanır. Gürültü etkisi görüntülerde bölgesel sayım yoğunluğunun çok ya da az olması şeklinde beliren dalgalanmalar şeklinde görüntülere yansır.

Radyoaktivitenin bozunum yasasındaki doğal olayları değiştiremeyeceğimize göre görüntülerimizi bu etkiden nasıl koruruz? Bunun için görüntüleme süresinin yeteri kadar uzatılması ve yeterli sayım miktarına ulaştıktan sonra çalışmanın bitirilmesi gereklidir. Gürültü etkisi fazla olan görüntülerde çözülüm ve kontrast da kötüleşir. Dolayısıyla, bir nükleer tıp görüntüsünün kalitesinde çözülüm, kontrast ve gürültü birlikte etkilidir (Haugeberg, 2008).

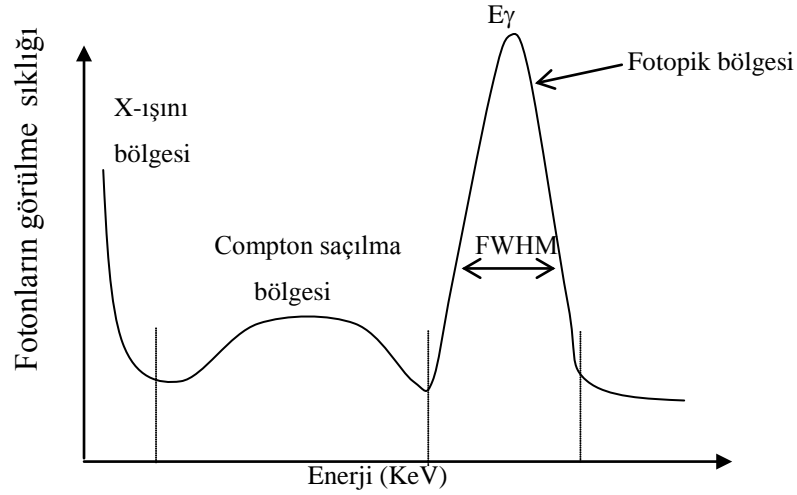
1.4.4 Septal penetrasyon

Gama kameralarda kolimatör kullanımının esas amacı, organdan gelen ışınları detektöre yönlendirmek ve harici kaynaklardan gelen ışınları durduraktır. Kolimatör yapımında genellikle kurşun elementi tercih edilir. Kurşun yüksek atom numaralı ($Z = 84$) olup gama ışınlarını iyi absorbe eder. Yumuşak olup kolay şekillenebilir. Fiyatı ucuz olup, maliyeti düşüktür. Kolimatör içinde ışınların geçişine uygun delikler (holler) vardır. Deliklerin şekli yuvarlak veya köşeli olabilir. Bu özellik imalatçı firmanın seçimine bağlıdır. Deliklerin boyları yine kolimatörün kullanım özelliğine göre kısa veya uzun olabilir.

Deliklerin arasındaki kalınlığa septa denir. Septa kalınlığı da kullanılan radyoaktivitenin enerjisine göre ince veya kalın olarak dizayn edilir. Buradan anlaşılacağı üzere kolimatörler yapılaş özelliklerine göre belli bir sınıflamaya tabi tutulurlar. Nükleer tıpta en çok kullanılan kolimatör paralel hol kolimatördür.

Paralel kanalları birbirinden ayıran septaların kalınlıkları görüntülenen radyoaktivitenin gama enerjisini durdurmaya yetecek kalınlıkta seçilir. Yüksek enerjili bir radyoaktivitenin ince septaları olan bir kolimatör ile görüntülenmesi durumunda penetre olan gama ışınları görüntü kalitesini önemli ölçüde bozar ve görüntünün bulanıklaşmasına sebep olur. Kolimatör kanallarının boyu da önemlidir. Kanal boyu uzun olan kolimatörlerde kanallara paralel gelmeyen ışınlar şayet ilk etkileştiği septadan geçebiliyorsa, aynı doğrultudaki diğer septalarda zayıflatılarak durdurulabilirler.

Paralel hol kolimatörler ile görüntülemeye başlamadan önce kolimatörün hastaya mümkün olan en yakın mesafeye yerleştirilmesi önemlidir. Çünkü kolimatör-hasta mesafesi açıldıkça, görüntülenmek istenen organın dışından gelen ışınların da dedekte edilmesi sonucu görüntüde bulanıklık etkisi belirginleşir. Kaynaktan ya da organdan yayılan gama fotonları kristal içinde bir çok çarpışma yaparak enerjilerini giderek kaybederler. Kristalden çıkan sintilasyonlardan, orijinal gama fotonunun enerjisine eşit olanların en yoğun toplandığı yer enerji spektrumunun pikini oluşturur. Pik enerjisindeki fotonların kaynaktan yayılma ihtimali diğer enerjilere göre daha fazla olduğundan, spektrumun pik enerjisi kolayca görülebilir (Demir, 2001) (Şekil 1.18).



Şekil 1.18: Puls yüksekliği (gama enerji) spektrumu. Gama enerji spektrumunda 3 ana bölüm vardır. *X-ışını bölgesi*; Düşük enerjili ve bol verimli X-ışınlarının oluşturduğu bölge. *Compton saçılma bölgesi*; Hastadan, kolimatörden ve NaI(Tl)'den zayıflayarak çıkan gama ışınların oluşturduğu bölge. *Fotopik bölgesi*; Asıl detekte edilmek istenen ışınların oluşturduğu bölgedir.

1.5 Kemik Metastazı

Kemik metastazı, vücut içindeki başka tümörden ayrılan kanser hücrelerinin kemiğe yerleşmesidir. Hemen hemen her kanser türü kemik metastazı yapabilir de, en sık prostat, meme ve akciğer kanserlerinde kemik metastazları görülür. Akciğer kanseri bir hastanın tümöründen kopan kanser hücreleri kan dolaşımına girerek kemiğe ulaşabilir ve kemikte yeni bir tümör oluşturabilir. Bu yeni oluşan tümör, anormal kemik hücrelerinden değil, akciğer kanseri hücrelerinden oluşmaktadır. Böylece akciğer kanseri kemiğe metastaz yapmış ya da bir başka deyişle metastatik akciğer kanseri meydana gelmiş olur. Bu duruma basitçe kemik metastazı adı verilmektedir (Novartisonkoloji, 2013).

1.6 Kemik Sintigrafisi

Kemik sintigrafisi Tc-99m ile işaretli difosfanatlar kullanılarak yapılan bir sintigrafik yöntemdir. Radyolojik olarak tanısı konulamayan kemik lezyonlarının gösterilmesinde sıklıkla başvurulur. Kemik metastazlarının aranması, primer kemik tümörlerinde evreleme ve takip, ortopedik protezlerde gevşeme ya da enfeksiyonun araştırılması ve paget hastalığının tanısı gibi durumlarda kemik sintigrafisinden yararlanır (Demir, 2008).

Hasta Hazırlığı: Hasta hazırlığı gerekmez. Çekim öncesinde mesanenin boşaltılması sağlanır. Hasta üzerindeki metal eşyalar çıkartılır. Radyofarmasötik

enjeksiyonundan sonra hastanın 2.5-3 saat süre ile en az 1.5 litre sıvı alması gerekir.

Radyofarmasötikler ve Hasta Dozları: Kemik sintigrafisi çekimi için Tc-99m MDP (methylene diphosphanate), Tc-99m HMDP (hydroxymethylene diphosphanate) Tc-99m HEDP (hydroxyethylene diphosphanate) en sık kullanılan radyofarmasötiklerdir. Radyofarmasötik içinde bulunan difosfanatlar yapısal olarak inorganik pirofosfatlara benzerler. Hastaya radyofarmasötik enjekte edildikten sonra difosfanatlar hızla kandan temizlenerek kemikte birikmeye başlar. Hastaya bol su ya da sıvı içirilmesi suretiyle de bu süreç hızlanır. Yani difosfanatlar kemik yapısının oluşumunda görevli olan hidroksiapatit kristallerine bağlanırlar. Böylece kemiklerde toplanan radyofarmasötik kemiklerin sintigrafik olarak görüntülenmesine olanak sağlar (Özdemir vd., 2002).

Kemik sintigrafisi çekimi için radyofarmasötikler yetişkin hastalara 740 - 1110 MBq (20 -30 mCi) IV(damar içine) olarak uygulanır. Uygulama dozları kg başına (11-13 MBq veya 0.3-.035 mCi/kg) hesap edilebilmekle beraber obez hastalara biraz daha fazla aktivite uygulanabilir. Çocuk hastalara yine kg başına 9-11 MBq (1.1-2.4 mCi) aktivite IV (damar içine) uygulanır (Min, 2009; ICRP, 1990).

Görüntüleme Yöntemi: Kemik sintigrafisi çekimleri; tüm vücut kemik sintigrafisi, üç fazlı kemik sintigrafisi ve kemik SPECT olmak üzere üç türdür. Hastanın öncelikle anterior (ön perspektif) ve posterior (arka perspektif) pozisyonlarda tüm vücut sintigrafileri alınır. Çekim öncesi hasta iyi hidrate (bol sıvı almalı) edilmeli ve çekim öncesi mesane boşaltılmalıdır. Hastanın üzerindeki metal eşyalar çıkarılmalıdır.

Yetişkinler için 740 MBq (20 mCi) Tc-99m MDP (difosfanat), çocuklar için 1.5 mCi/kg IV (damar içine) uygulanır (Chao, 2009).

Görüntüleme, düşük enerji yüksek rezolüsyonlu paralel hol kolimatör kullanılır. Görüntüler anterior ve posterior pozisyonlardan tüm vücudu tarayarak alınır. Şüpheli tutulum alanından spot görüntü, gerekirse SPECT (tomografi) çekimi alınarak lezyonun lokalizasyonu hakkında bilgi edinilir.

Çizelge 1.4: Yüksek rezolüsyonlu paralel hol kolimatörün özellikleri

Kolimatör	Holçapı (mm)	Hol uzunluğu (mm)	Septal kalınlık (mm)	Geometrik çözülüm 10 cm.de (mm)	Geometrik hassasiyet (cpm/ μ Ci)
LEHR	1.9	38	0.1	6.9	4543

Çekim ve Görüntüleme Parametreleri: Çekimler, 140 keV'ta simetrik % 20 pencere ile enjeksiyondan 2-4 saat sonra alınır. Görüntüler, anterior (ön perspektif) ve posterior (arka perspektif) pozisyonlarda alınır. Çekimde pozisyon başına en az 1.000.000 sayım toplanır. Tarama hızı 10-12 cm/dk. olup spot görüntülerde 300.000 sayım toplanır. SPECT çekimlerinde 360 derece orbit ile 40 sn çekim süresinde 64 projeksiyon görüntüsü alınır.

1.7 Amaç

Bu çalışmada, farklı boyutlardaki kemik metastazını taklit eden bir modelde, kemik metastazlarının yerinin belirlenmesinde gama kameranın etkinliğinin araştırılması amaçlanmıştır. Klinik nükleer tıp çalışmalarında amaç, doğru tanıya varmak için kaliteli ve tanı koydurucu sintigrafik görüntüler elde etmektir. Bunun için de sintigrafik görüntüleme sayım duyarlılığı tek başına yeterli değildir. Beraberinde yüksek kontrastlı görüntülerin de elde edilmesi gereklidir. Özellikle küçük hacimli lezyonların görüntülenebilmesi klinik yorum açısından oldukça önemlidir.

Bu amaçla 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml ve 0,8 ml hacimli taklit kemik metastazların gama kamerada farklı mesafelerde ve farklı derinliklerde görüntüleri alınarak taklit lezyonların hangi mesafe ve derinlikten sonra görüntülenemediği belirlenmeye çalışılmıştır. Taklit lezyon büyüklükleri için 0,8 ml, 0,4 ml, 0,2 ml, 0,1 ml hacimli model hazırlandı. İnsan vücudunun yaklaşık %70'i sudur. Bu nedenle vücut içindeki organların radyoaktif yöntemler ile vücut dışından belirlenmesi amacıyla yapılan modeller su içinde izlenmiştir. Modelin gama kameranın altında 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 cm mesafelerinde, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm derinliklerinde görüntüleri alınarak 0,1 ml hacimli kaynağın hangi mesafe ve derinlikten sonra görüntülenemediği belirlenmeye çalışılmıştır.

2. LİTERATÜR ÖZETİ

Bir görüntüleme sisteminin uzaysal ayırma gücü, bu sistemle elde edilen görüntüde küçük detayların ve keskin kenarların hangi ölçüde kaydedilebildiğinin sayısal bir göstergesidir. Uzaysal ayırma gücünü öncelikle kolimatörün ayırma gücü etkiler. Kolimatör kanallarının çaplarının büyük olması görüntüde bulanıklığa neden olur. Kolimatörün uzaysal ayırma gücü;

$$R_c = d(1+b)/l$$

l: Kolimatör kanal boyu, d: Kolimatör kanalının çapı, b: Kolimatör-kaynak mesafesidir.

Sistemin uzaysal ayırma gücü;

$$R_s = R_i^2 + R_c^2$$

R_i : Dedektörün uzaysal ayırma gücü , R_c : Kolimatörün uzaysal ayırma gücü

Nükleer tıpta bir görüntüleme sisteminin uzaysal ayırma gücünün sayısal olarak değerlendirilmesi, çizgisel dağılım fonksiyonu (LSF) ile yapılabilmektedir. LSF'nin yan yükseklikte tam genişliği (FWHM) sisteme ait uzaysal ayırma gücünü vermektedir. FWHM değeri bu sistem için aynı noktayı ayrı ayrı görüntüleyebildiği en küçük uzaklıktır (Uşaklı, 2000).

Duman tarafından yapılan bir çalışmada kaynak mesafesi arttıkça ayırma gücünün azaldığı, dedektörün kaynağa en yakın olduğu mesafeden itibaren gerçekleşen mesafe değişiminin ayırma gücünü çok fazla etkilediğini gözlemlemiştir (Duman, 2007).

Demir ve arkadaşları tarafından Maling Melanom Kanser Metastazının Cilt Yüzeyinden Belirlenmesi adlı çalışmada farklı büyüklüklerdeki sentinel lenf düğümlerini taklit eden özgün bir model yapılmış, modern nükleer tıp görüntüleme ve sayım cihazları kullanılarak model üzerinde izlenebilen en küçük boyuttaki malign melanom kanser metastazının tespit edilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmaya özgün olarak bir model tasarlanmıştır. Model farklı büyüklüklerdeki sentinel lenf düğümlerini taklit eden bir modeldir. Sentinel (bekçi) lenf düğümleri hacimleri 0.8 ml, 0.4 ml, 0.2 ml ve 0.1 ml olan dört ayrı tüp ile temsil edilmiş. Model insan vücudunu taklit etmesi için su içine konularak gama kamera ile belirli mesafelerde ölçümler alınmıştır. Gama kamera ile alınan görüntülerde

kaynak-kolimatör mesafesi arttıkça sayım miktarının azaldığı 0,1 ml hacimli kaynağın sayımının 4 cm derinlikten sonra belirgin bir şekilde düştüğü gözlenmiştir (Demir vd., 2007).

Radyoaktif parçalanmanın tesadüfi olması sayım hızını etkileyerek gürültüye sebep olabilir. Ayrıca görüntüleme sisteminin elektroniklerinden kaynaklanan gürültü de vardır. Gürültü etkisi özellikle düşük sayımlı görüntüleme çalışmalarında bölgesel homojenite bozuklukları şeklinde ortaya çıkar. Modern gama kameraların elektronik dizaynları teknolojik gelişmeler paralelinde giderek iyileşme gösterdiğinden elektronik gürültü seviyesi giderek azalmaktadır. Ancak radyoaktif parçalanmadaki tesadüfi dağılım etkisini (doğal olarak) düzeltmek imkansızdır. Kolimatörlerin çözülüm ve hassasiyet performansları kolimatör hollerinin çapı ve uzunluğu ile ilişkilidir. Delik çapının azaltılarak delik boyunun uzatılması ile ultra yüksek çözülümlü kolimatörler üretilmiştir. Delik çapının genişletilmesi septa kalınlığını azaltıp, septal penetrasyon etkisinin artmasına da neden olabilmektedir (Demir, 1999).

Sistem rezülasyonunu etkileyen en önemli parametre kolimatördür. Dedektör rezülasyonu sıfıra indirilebilse bile, sistem rezülasyonundaki iyileşme kolimatörün yüzeyinden 10 cm mesafede %20'den daha azdır. Sistem rezülasyonunu sınırlayan en önemli etken kolimatörlerden uzak mesafelerde çalışma zorunluluğudur (Bor, 1992).

Kolimatör kaynak arası mesafe arttıkça kolimatörün uzaysal ayırma gücü azalır. Mesafe arttıkça kaynaktan gelen gama fotonları kolimatör kanallarına nüfuz eder ve yarı yükseklikteki tam genişlik (FWHM) parametresinin artmasına sebep olur. Bunun sonucunda görüntünün kontrastı bozular. Paralel kanallı kolimatörde, kolimatör yüzeyi kristal yüzeyi ile paraleldir. Kaynak duyarlılığı bu kolimatörde aradaki mesafeye bağımlı değildir. Kaynak ile kolimatör arasındaki mesafe arttıkça kolimatörün verimliliği aradaki uzaklığın karesi ile azalır (Demir, 2008).

Tc-99m MIBI (Metoksiizobütizonitril) sintigrafisinde küçük lezyonların sintigrafik olarak görüntülenmesini test etmek üzere 9.8 mm ve 12.4 mm çaplı lezyonları olan doldurulabilir bir fantom ile 6x64 matriste çekimler yapılmıştır. Elde edilen görüntülerde kontrast değerinin sıvı yüzeyine yakın olan derinliklerde daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Garin vd, 2001)

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmada 0,8 ml, 0,4 ml, 0,2 ml, 0,1 ml hacimli kemik metastazlarını taklit eden özgün bir model yapılmış, model insan vücudunu taklit eden 10 lt su tankı içine 1 cm aralıklarla yerleştirilmiştir. Çalışmada gama kamera kullanarak model üzerindeki farklı hacimlerde ki kemik metastazını, kolimatör kaynak arası mesafenin 40, 35, 30, 25, 20, 15, 10, 5 cm, derinliğin 11, 9, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1 cm olduğu ölçüm değerlerinde sintigrafik ölçümler alınmıştır.

3.1 Çalışma Süresince Kullanılan Gama Kameranın Teknik ve Genel Özellikleri

Gama kamera sistemi nükleer tıp ile ilgili tüm çalışmaları yapabilir özelliktedir. Statik, dinamik, SPECT, gated, gated-SPECT ve tüm vücut tarama çalışmalarında kullanılacak olan veri toplama ve işleme için çok amaçlı bir gama kamera sistemidir. Gantry universal, sintilasyon dedektörü yüksek çözünümlüdür ve entegre enerji ve lineerite düzeltme devreleri içermektedir. Veri toplama (aquisition) işleminden bağımsız veri işleme (processing) terminali bulunmaktadır. Sistem veri toplama (acquisition), mevcut bilgilerin işlenmesi (processing) ve network bağlantısı ile bilgi alışverişini bir arada ve aynı anda yapabilecek, bunlardan birinin yapılması sırasında diğer işlemleri aksatmayacak şekilde çalışmaktadır. Dedektörün zırhlanması yüksek enerjili izotoplar ile çalışmaya uygun olarak yapılmıştır. Enerji aralığı en 56-511 keV'dur.

Kamera değişik enerjili radyoizotoplarla eş zamanlı çalışmalar yapılmasına uygundur; bu çalışmalar değişik enerji pencerelerinde kaydedilebilmektedir. Bir izotop için 3 farklı enerji penceresi tanımlanabilmektedir. Dedektör tomografik çalışmalarda "step and shoot" şeklinde ayarlanabilen ve tomografik çalışmalar sırasındaki dönme açısı belirlenebilen özelliktedir (Okudan vd., 2002).

Sistem bilgisayarları DICOM III (Digital Imaging and Communications in Medicine) standartına sahip ve gerekli donanımı içermektedir. Gama kamera sisteminin kurulacağı odada network bağlantısı ile aküzyon bilgisayarının bulunduğu kurşun camlı geniş pencereci ayrı bir bölme vardır.

Gantry: Gantry mükemmel bir mekanik stabiliteye sahiptir. Tüm vücut tarama çalışmalarında sistemin gantrisi sabit, hasta masası hareketli olabilmektedir. Dedektör taşıyıcı sistem normal oda içi vibrilasyondan etkilenmemektedir. Gantry pozisyonları ve persistans skop görüntüleri gantry üzerinden veya mobil bir

konsoldan gözlenebilmektedir. Gantry üzerinde veya yakınında mevcut sayısal göstergelerden dedektörün ve gantry'nin pozisyonları sayısal olarak okunabilmektedir. Gantry üzerinde detektörlerin ve gantry'nin hareket ve pozisyonunu gösteren sayısal göstergeler ile hasta pozisyonlarını izleyebilmek için persistan skop; acil durumlarda kullanılmak üzere durdurma düğmesi bulunmaktadır. Gantry rotasyon aralığı en az 405 derecededir.

Dedektör: Sistem bir adet dijital dikdörtgen dedektöre sahip olup köşelerde cut-off kayıpları oluşmamaktadır. Dedektörün kullanılabilir görüş alanı en az 50x38 cm veya daha geniş kullanılabilir görüş alanına (UFOV) sahiptir. Kristal talyum ile aktiflenmiş Nal(Tl) yapısıdır. Dedektörlerin kristal kalınlıkları en 1.25 mm'dir. Her bir detektörde en 59 PM tüp vardır. PMT'ler aralarında ölü alan bulunmamaktadır. Detektörlerde, her bir PM tüp için analog-sayısal çevirici (Analog to Digital Converter-ADC) vardır. Enerji aralığı geniştir. Sistemin enerji aralığı, 56 ile 511 KeV arasındadır. Sistemin enerji aralığı günümüzde nükleer tıpta kullanılan tüm radyoaktif maddelerin yaydığı gama ışınlarını dedekte edebilme özelliğine sahiptir.

Otomatik kazanç kontrolü bulunmaktadır. Kullanım sırasında PM tüp ayarı otomatik olarak yapılmaktadır. Enerji seviyesinden bağımsız olarak stabil bir üniformite sağlamaktadır. Dedektör hareketleri bilgisayar kontrollü standart görüntüleme pozisyonları için programlanabilir özelliktedir. Dedektörle hasta arasındaki mesafe manuel olarak ayarlanabilmektedir. Sistem performansı NEMA (NU-1 2001, National Electrical Manufacturers Association) standartlarına uygundur. Sistemin 140 keV için içsel enerji rezolüsyonu UFOV FWHM parametresine göre %10'dan küçük, sistemin içsel uzaysal rezolüsyonu UFOV FWHM parametresine göre 4mm'den küçüktür. Dedektörün hem saat yönünde hem de saat yönünün tersinde hareket edebilmektedir. SPECT çalışmalarında dedektör hareketi "step-shoot" şeklinde ayarlanabilmektedir. Dedektör pozisyonu ve hasta görüntüsü gantry'nin üzerinden veya hasta yanındaki mobil bir konsoldan gözlenebilmektedir. Dedektör hareketleri manuel ve elektro mekanik olarak yapılabilir. Kolimatörler yarı otomatik veya otomatik olarak kolaylıkla değiştirilebilmektedir. Dedektörlerin elektronik zoom kapasitesi vardır. Sistem detektörlerine, çeşitli nükleer tıp uygulamalarının yapılabilmesi için en az üç ayrı açıda pozisyon verilebilmektedir. Sistemin sadece bir dedektörü vardır. Sistem dedektörlerinin saniyedeki maksimum sayım hızı en az 300.000'dir. Nükleer tıpta halihazırda kullanılmakta olan her türlü çalışma için dedektörler pozisyonlandırılabilir ve değişken açılı özelliklere sahiptir. Oturur pozisyonda kolayca hasta görüntülemesi yapılabilir (Öğüt, 2010).

Kolimatör: Kolimatörler NEMA standartlarına uygundur. Bir adet düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu kolimatör (LEHR), bir adet düşük enerjili genel amaçlı kolimatör (LEGP), bir adet “pin hole” kolimatör, bir adet yüksek enerjili genel amaçlı kolimatör (HEGP) vardır. Dedektörün kolimatörü kolayca değiştirilebilmektedir. Kolimatör yüzeyinde çarpmaya karşı duyarlı ve yüzeye basınç uygulaması durumunda bütün hareketleri durduracak bir collision sensor vardır.

Hasta Yatağı: Cihaz hastayı yatak üzerinde hareket ettirmeden vücudun tüm bölümlerinin dedektör ile incelenmesine izin verecek yeterliliktedir. Tüm hareketler kontrol panelinden denetlenebilmektedir. Hasta yatağı dayanıklı, ince (maksimum 12 mm), ve gama ışınlarını en az şekilde engelleyen (atenuation eden) (140 keV enerjili gama ışınları için en fazla %11) bir özelliktedir. Yüzeyi kolay temizlenebilir özelliktedir. Tüm vücut çalışmalarında palet hızı izlenebilmektedir. Tüm vücut çalışmalarında yatak hızı yapılacak çalışmaya ve isteğe göre ayarlanabilmektedir.

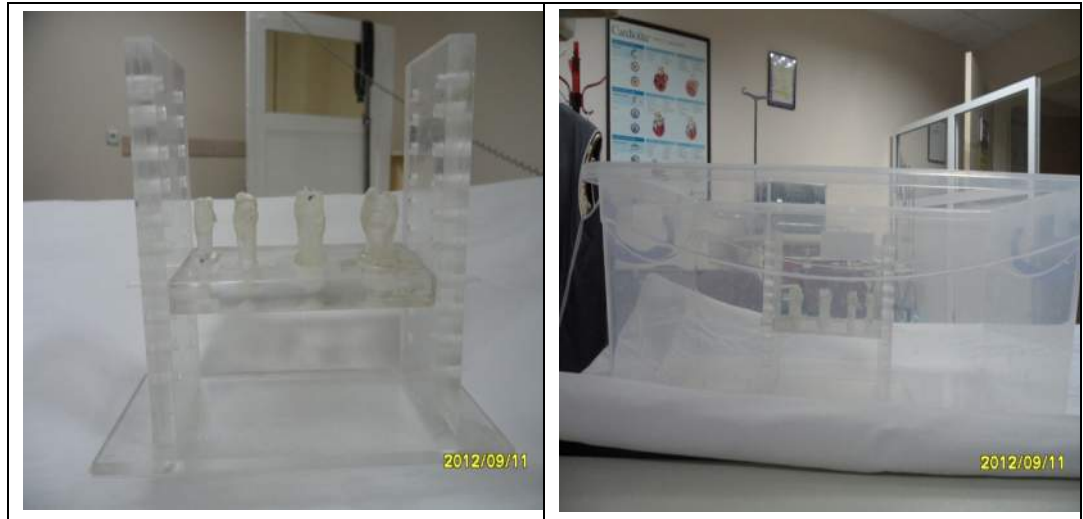
Tüm vücut tarama uzunluğu en az 195 cm ve maksimum yatak hareket hızı en az 180 cm/dk dır. Hasta yatağı tüm vücut ve SPECT çalışmalarına uygundur. Hasta yatağı manuel veya otomatik olarak hareket ettirilebilmektedir. Hasta yatağı horizontal ve vertikal ekseninde hareket edebilme özelliğinde sahiptir. Hasta yatağı kilolu hastaları taşıyabilecek şekilde yapılmış olmalıdır. Hasta yatağının taşıma kapasitesi en fazla 120 kg'dır. Hasta yatağı yere sabitlenip pozisyonu bir kontrol ünitesi ile değiştirilebilir özelliktedir.

Dijital Veri Toplama (Acquisition) Ünitesi: Tüm gama kamera fonksiyonlarını kontrol edebilmektedir. Analizörleri ayarlanabilmektedir. Sistemin enerji seçimi, fotopik ayarı, pencere aralığı seçimi ve üniformite düzeltmesi otomatik/yarı otomatik olarak yapılabilmektedir. İki adet enerji penceresi; Üç adet programlanmış veya programlanabilir preset enerji seviyesi vardır. Sistemle birlikte statik, dinamik, tüm vücut, Gated, SPECT, Gated-SPECT gibi nükleer tıp uygulamalarında kullanılan ve vücut sistemlerine ait ayrıntılı incelemelerin yapılmasına olanak veren güncel (son versiyon) veri toplama işletim ve uygulama (aplikasyon) yazılımları (Predefined acquisition protokolleri) orjinal lisanslı olarak sisteme yüklüdür. Ayrıca kullanıcı kendi protokollerini hazırlayabilmektedir. Dedektör “tuning” işlemlerini kontrol edebilir özelliktedir. Bağımsız “processing” ünitelerine entegre çalışabilir özelliktedir. Hazır protokoller dışında kullanıcının kendi protokollerini hazırlama imkanı vardır. Sistem Digital Image Communication in Medicine (DICOM 3.0) uyumludur.

Veri Toplama Modları: Çalışılabilir en küçük ve en büyük matrisler tüm veri toplama modları için ayrı ayrı belirtilmiştir. Statik: Çalışma zamana, sayıma bağlı olarak veya manuel olarak durdurulabilmektedir. Dinamik: Çalışma zaman/frame'e bağlı olarak durdurulabilir özelliktedir. SPECT- GATED SPECT: Görüntüler zamana veya sayıma bağlı olarak alınabilmektedir.

Model (Fantom) dizaynı: Bu çalışmaya özgün olarak tasarlanan fantom, farklı büyüklüklerdeki kemik metastazını taklit eden bir modeldir. Fantomun tamamı, pleksiglas malzemedendir yapıldı. Kemik metastazları, hacimleri 0.8 ml, 0.4 ml, 0.2 ml, ve 0.1 ml olan dört ayrı tüp ile temsil edildi. Taklit lenf düğümleri aralarında 1 cm mesafe bırakılarak bir plaka üzerinde açılan oyuklara sabitlendi. Bu sistemin dikey doğrultuda kademeli hareketini sağlamak üzere, plaka iki ayak üzerine vidalar ile monte edildi (Şekil 3.1).

Kemik metastazı ve vücut zemin aktivitesini yansıtan Tc-99m radyoizotop miktarları, kemik sintigrafisi çekilmiş 10 hastanın görüntülerindeki verilerden yararlanıldı. Bu verilere göre radyoizotop oranları, kemik doku/tümör için 1/125, vücut zemini/kemik metastazı için 1/10 oranında seçilerek uygulandı. İnsan vücudunun yaklaşık %70'i sudur. Bu nedenle vücut içindeki organların radyoaktif yöntemlerle vücut dışından belirlenmesi amacıyla yapılan çalışmalar su içinde izlenirler. Bu çalışmada da taklit model 10 lt su içine yerleştirilerek gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1: Çalışma süresince kullanılan lezyon modeli 0.1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli lezyonları taklit etmek için radyasyonu en az oranda absorbe eden pleksiglas malzemedendir yapılmış olup, taklit lezyonlar 1 ile 11 cm aralığında düşey doğrultuda hareket ettirilebilmektedir.

Modelin Gama Kamera İle Görüntülenmesi: Görüntüler İzmir Tepecik Eğitim ve Araştırma Hastanesindeki GE markalı Milenyum model gama kamera ile alınmıştır. Model, gama kamera ile fantom üstten görünecek pozisyonda (anterior) kamera altına yerleştirildi. Gama kamerada statik ve tüm vücut kemik görüntüler için 1.000.000 sayım toplandı. Görüntüler 256x256 matrikste, düşük enerjili genel amaçlı kolimatör kullanılarak kaydedildi. Taklit kemik metastazları su yüzeyinden 40, 35, 30, 25, 20, 15, 10, 5 cm mesafelerde, su içinde 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, ve 11 cm derinlikte her bir görüntülemeye eşit görüntüleme şartları korunarak ayrı ayrı görüntülendi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: Modelin gama kamera altında görüntülenmesi

3.2 Lezyon ve Zemin Aktivitelerinin Belirlenmesi

Lezyon ve zemin aktivitelerini belirleyebilmek için klinik tüm vücut çekimlerinden yararlanıldı. Kemik metastazı olan 10 hasta belirlendi. Kemik görüntüleri üzerinde ilgi alanları (*Region of Interest-ROI*) çizildi. ROI sayımlarından;

Kontrast= Lezyon - BG/BG formülüne göre kontrast değerleri hesaplandı (Henkin et al., 1996).

Burada Lezyon: Kemik metastazı üzerinden çizilen ROI içindeki sayım, BG: Zeminde çizilen ROI içindeki sayıdır. Bu hastaların farklı bölgelerindeki metastazik alanların ROI'si çizilip ayrı ayrı sayımları kaydedildi. Elde edilen lezyon uptake (tutulum) değerlerinin ortalaması bulundu. Seçilmiş olan 10 hastanın tüm vücut görüntülerinin ROI'leri çizildi ve sayımları kaydedildi (Çizelge 4.1).

Statik Çekim: Modeldeki 0,8 ml, 0,4 ml, 0,2 ml, 0,1 ml hacimli tüplerin içine, klinik çekimlerin ROI analizlerinden bulmuş olduğumuz lezyon/zemin oranı olan 10,62 oranına uyan Tc-99m konsantrasyonundan bir bardak içine solüsyon hazırlandı. Bu solüsyondan farklı hacimlerdeki tüplerin içine konuldu ve tüplerin ağzı parafilm ile kapatıldı Böylece 4 tüpün hepsinde aynı konsantrasyon fakat farklı hacimler elde edilmiş oldu. Farklı hacimlerdeki taklit lezyon tüpleri farklı aktivitelere sahip olmuş oldu.

Model, insan vücudu takliti için 10 lt'lik su tankı içine konuldu. Zemin aktivitesi yaratması için tankın içindeki suya, lezyon/zemin oranına uyan miktarda Tc-99m konuldu.

Modeldeki taklit kemik metastazları su yüzeyinde iken ilk çekim alındı. Sonra modeldeki lezyonların bulunduğu pleksiglas plaka aşağı düşey doğrultuda 1'er cm mesafede kademeli olarak hareket ettirilerek, gama kamera kolimatörü su tankı arası mesafesi 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 cm olan uzaklıklarda düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu paralel hol kolimatör (LEHR) ile 9 ayrı statik çekim yapılarak sintigrafik görüntüler alındı. Su tankı içindeki her mesafede aynı çekim parametrelerinde statik çekimler yapıldı.

Tüm Vücut Kemik (Tarama) Çekim: Modeldeki 0,8 ml, 0,4 ml, 0,2 ml, 0,1 ml hacimli tüplerin içine, bulmuş olduğumuz lezyon / zemin oranı olan 10,62 oranına uyan Tc-99m konsantrasyonundan bir bardak içine solüsyon hazırlandı. Bu solüsyondan farklı hacimlerdeki tüplerin içine konuldu. Böylece 4 tüpün hepsinde aynı konsantrasyon fakat farklı hacimler elde edilmiş oldu. Farklı hacimlerdeki taklit lezyon tüpleri farklı aktivitelere sahip olmuş oldu.

Model, insan vücudu takliti için 10 lt'lik su tankı içine konuldu. Zemin aktivitesi yaratması için tankın içindeki suya, lezyon/zemin oranına uyan miktarda Tc-99m konuldu.

Modeldeki taklit kemik metastazları su yüzeyinde iken ilk çekim alındı. Sonra modeldeki lezyonların bulunduğu pleksiglas plaka aşağı düşey doğrultuda 1'er cm mesafede kademeli olarak hareket ettirilerek, gama kamera kolimatörü su tankı arası mesafesi 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 cm olan uzaklıklarda düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu paralel hol kolimatör (LEHR) ile taklit fantom düzeneği hasta yatağı üzerinde 10-12 cm/dk hızla hareket ettirilerek klinik tüm vücut çekimlerine uygun 9 ayrı taramalı çekim yapılarak sintigrafik görüntüler alındı. Su tankı içindeki her mesafede aynı çekim parametrelerinde taramalı çekimler yapıldı.

4. TARTIŞMA VE BULGULAR

Kemik metastazı, vücut içindeki başka tümörden ayrılan kanser hücrelerinin kemiğe yerleşmesidir. Kemik metastazının varlığı ve yerinin tespit edilmesi kanser tanısında ve tedaviye yanıtın değerlendirilmesinde oldukça önemlidir. Fakat kemik metastazlarının boyutlarının küçük ve derine yerleşmiş olmalarından dolayı sintigrafik görüntüde yerlerinin saptanması zorlaşmaktadır. Bu çalışmada, nükleer yöntemler kullanılarak en küçüğü 0.1 cm çaplı olan ve su içinde 11 cm derinliğe kadar yerleştirilen taklit kemik metastazlarının gama kamera ile tespit edilebilme kriterleri incelenmiştir.

Fantom çalışmaları ile klinik çalışmalar arasında bazı farklar olduğu bilinmektedir. Bu farklardan birisi organ ya da lezyon hareketidir. Organ hareketleri klinik görüntülemelerde görüntü kalitesini önemli derecede etkileyen bir faktördür. Görüntülerden elde edilen kontrast, görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde önemli kriterlerinden biridir. Çekim sırasında hastanın hareket etmesi kontrastın azalmasına dolayısıyla görüntü kalitesinin bozulmasına neden olur.

Coleman ve ark. lezyonların birbirinden ayırt edilebilmesi için kontrastın en az 3.1 olması gerektiğini bildirmiştir. Aynı yazarlar, fantom çalışmalarında lezyon içindeki radyoizotop dağılımının homojen olmasının, hareketten kaynaklanan görüntü kalitesini bozucu etkilerinde ortadan kaldırılmasına yardımcı olduğunu vurgulamışlardır. Böylece daha kaliteli görüntüler elde edilebilir (Coleman, 1999).

Fantom çalışmalarının bazı kısıtlayıcı etkileri olmasına rağmen klinik çalışmalar için yol gösterici ve faydalı olduğu kabul edilmektedir. Bu çalışmada da objektif kriterler kullanabilmek için gama kameranın taklit kemik metastazlarını tespit etme performansları bu çalışmaya özgü olarak imal ettiğimiz bir fantomda yapıldı. Ayrıca, insan vücudunun yaklaşık %70'i sudur. Bu nedenle vücut içindeki organların radyoaktif yöntemler ile vücut dışından belirlenmesi amacıyla yapılan modeller (fantomlar), su içinde izlenirler. Biz de modelimizi su içine yerleştirerek deneylerimizi gerçekleştirdik (Cox, 1998).

Çalışmanın ilk kısmında gama kameranın farkı mesafelerdeki kaynakları tespit etme kapasitesi değerlendirildi. 40 cm mesafeye kadar sayımların septal penetrasyon etkisiyle değişmediği gözlemlendi. Fakat kolimatör kaynak arası mesafe

ve derinlik arttıkça görüntü kalitesinin (kontrast) kötüleşmesi, taklit kemik metastazların sınır netliğinin bozulması ve 0,1 ml hacimli kemik metastazının görüntülerde seçilememesi beklenmektedir. Bu amaçla su yüzeyinde 40, 35, 30, 25, 20, 15, 10, 5 cm ve 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, ve 11 cm derinliklerde gama kamera altında görüntüleri alınmıştır.

Demir ve arkadaşları tarafından yayınlanan ‘Gama prob ve gama kameranın lezyon tespit etkinliklerinin lenf düğümleri modeli ile araştırılması’ adlı çalışmada da 0,8 ml, 0,4 ml, 0,2 ml, 0,1 ml hacimli lenf düğümü taklit metastaz lezyonları kullanılmış farklı mesafelerde gama prob ve gama kamerayla ölçümler yapılmıştır. 0,1 ml hacimli kaynak 4 cm derinlikten sonra, 0,2 ml hacimli kaynak 6 cm derinlikten sonra, 0,4 ml hacimli kaynak 8 cm derinlikten sonra sintigrafik görüntüde ayırt edilemediği belirtilmiştir (Demir, 2007).

Bu çalışmada da taklit kemik metastazların gama kamerada farklı mesafelerde ve farklı derinliklerde görüntüleri alındı. Taklit kemik metastazına ait ROI sayımlarının nicel analizi için istatistiksel değerlendirmeler yapıldı. Statik çekim ve tüm vücut kemik sintigrafisi çekimi için kritik mesafe olan 5 ve 20 cm’deki en küçük taklit kemik metastazı üzerinde sayımlar alındı. Gama kamerayla yapılan ölçüm sonuçlarında 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml ve 0,8 ml hacimli taklit kemik metastazı lezyonları belli bir mesafeden sonra görüntülenememiştir.

Klinik nükleer tıp çalışmalarında amaç, doğru tanıya varmak için kaliteli ve tanı koydurucu sintigrafik görüntüler elde etmektir. Bunun için de sintigrafik görüntüleme sayım duyarlılığı tek başına yeterli değildir. Beraberinde yüksek kontrastlı görüntülerin de elde edilmesi gereklidir. Özellikle küçük hacimli lezyonların görüntülenebilmesi klinik yorum açısından oldukça önemlidir.

Deneylerin ilk aşamasında yapılan nokta kaynak çalışmasında; yaklaşık 40 cm’ye kadar olan kaynak-kolimatör mesafesinde sayım hızının değişmediği tespit edildi. Kolimatör-kaynak mesafesi attıkça, kaynaktan kolimatör hollerine çapraz doğrultuda gelen fotonların kolimatördeki septal penetrasyonu sonucunda total sayım miktarında anlamlı bir değişiklik kaydedilmedi. Fakat septal penetrasyon etkisi nedeniyle detekte edilen penetre fotonlardan kaynaklanan sayımların görüntülerde bulanıklık etkisi yaptığı belirlendi. Bu nedenle toplam sayım miktarının değişmemesine rağmen lezyon kontrastı azaldığı için sintigrafik ayırımın zorlaştığı ve sonuçta görüntü kalitesinin kötüleştiği belirlendi. Deneylerin ikinci aşamasında kemik metastazı olan hastaların kemik

sintigrafilerinden yararlanılarak kullanılacak olan taklit kemik metastazı fantomu için gerekli olan sayısal veriler elde edildi. Taklit lezyon büyüklükleri için 0,8 ml, 0,4 ml, 0,2 ml, 0,1 ml hacimli model hazırlandı. İnsan vücudunun yaklaşık %70'i sudur. Bu nedenle vücut içindeki organların radyoaktif yöntemler ile vücut dışından belirlenmesi amacıyla yapılan modeller su içinde izlenirler. Bu çalışmada tüm deneylerimizde modelimizi su içine yerleştirerek sintigrafik çekimleri yaptık. Modeldeki taklit lezyonların yerleştirildiği pleksi levha kolimatör yüzeyinden 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 cm mesafelerde, su içinde ise 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm derinliklerinde tutularak sintigrafik görüntüler alındı.

Taklit kemik metastazı sayımlarının nicel analizi için istatistiksel değerlendirmeler yapıldı. Gama kamerada alınan taklit kemik metastazlarına ait ROI sayımlarının sıvı derinliği ile değişimi grafik üzerinde incelendi. Bu grafikte aynı derinlikteki büyük çaplı taklit kemik metastazından kaydedilen sayımın daha fazla olduğu izlenmektedir.

4.1 Lezyon ve Zemin Aktiviteleri Sayımları

Çizelge 4.1: Kemik Sintigrafisi çekilmiş 10 hastanın tüm vücut ve lezyon ROI ölçüm değerleri.

	Tüm Vücut ROI Sayımları	Lezyon ROI Sayımları
1.Hasta	2713589	9353, 10059, 6509, 12967, 8513, 34455, 13578, 19432, 15303, 15303, 16605,14599, 19375, 7055
2.Hasta	1579028	25733, 17396, 13422, 10889, 10501, 8276, 22529, 17786, 5154, 6028, 4939
3.Hasta	1928529	13037, 12817, 12834, 11918
4.Hasta	3715342	75950, 16048, 14196, 15633, 44326
5.Hasta	1848235	28178, 7967, 4098, 6801
6.Hasta	2841684	12874, 39796, 29638, 22847, 27124, 28240, 20177, 23125
7.Hasta	1293628	12389, 13510
8.Hasta	940261	90116, 13311
9.Hasta	1290080	8162
10.Hasta	1466411	15129, 9336, 11503, 8007, 8291, 6527
Lezyon Değerlerinin Ortalama \pm SD: 17756\pm15382		

Lezyon uptake'ni bulmak için lezyon sayımlarının ortalaması, tüm vücut sayımlarına oranlandı, lezyon ROI değeri/tüm vücut ROI değeri bulundu (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2 Lezyon sayımları ortalamasının tüm vücut sayımına oranı

	Lezyon ROI'lerinin Ortalaması / Tüm Vücut ROI'leri
1.Hasta	17756 / 2713589= 0,006
2.Hasta	17756 / 1579028= 0,01
3.Hasta	17756 / 1928529= 0,009
4.Hasta	17756 / 3715342= 0,004
5.Hasta	17756 / 1848235= 0,009
6.Hasta	17756 / 2841634= 0,006
7.Hasta	17756 / 1293628= 0,01
8.Hasta	17756 / 940261= 0,01
9.Hasta	17756 / 1290080= 0.01
10.Hasta	17756 / 1466411= 0,01
	Ortalaması: 0,008

Bu durumda Lezyon Uptake'i yukarıda elde edilen değerlerin ortalaması olan 0,008 olmaktadır. Kemik Sintigrafisinde hastaya 20.000 microCi Tc-99m yapılır. Enjeksiyon yapıldıktan 3 saat sonra yapılan dozun % 40'ı kemiklerde tutulur (Görpe, 1992).

Bu durumda çekim öncesi kemiklerde tutulan doz 8.000 microCi'dir. Modelde ki taklit lezyon uptake'i bu durumda (0,008*8.000 microCi= 64 microCi) 64 microCi olmalıdır.

Lezyon/Zemin oranını bulmak için klinik uygulamalarda kemik metastazı olan 10 tane hastanın görüntülerinden yararlanılmıştır. Lezyon aktivitesinin belirlenmesi için hastaların görüntülerinde lezyon bölgelerinin ROI'leri çizildi ve içindeki sayımlar kaydedildi. Zemin aktivitesinin belirlenmesi için ise akciğer dokusu üzerinden ROI'ler çizildi ve içindeki sayımlar kaydedildi (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.3 Lezyon sayımının zemin sayımına oranı

	Lezyon Sayımı / Zemin Sayımı
1.Hasta	117-9 / 9= 12
2.Hasta	29-3 / 3= 8,6
3.Hasta	64-7 / 7= 8,1
4.Hasta	90-17 / 17= 4,2
5.Hasta	29-9 / 9= 2,2
6.Hasta	137-8 / 8= 16,1
7.Hasta	28-4 / 4= 5
8.Hasta	97-3 / 3= 31
9.Hasta	29-3 / 3= 8,6
10.Hasta	57-5 / 5= 10,4
	Lezyon / Zemin Ortalaması: 106,2 / 10= 10,62

Bu durumda zemin aktivitesi 6,4 microCi olacaktır.

4.2 Noktasal Kaynak Çalışması Sonuçları

Noktasal kaynak çalışmasında, yaklaşık 0.3 ml'de 280 microCi aktiviteli Tc-99m kaynağı plastik enjektör ucu içine konuldu. Saçılmasız ortamda LEHR kolimatör ile dedetör-kaynak arası 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 cm mesafelerde 256*256 matris de 1'er dakikalık sayımlar alındı (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4: Saçılmasız ortamda alınan noktasal kaynak ölçüm değerleri

Mesafe	Sayım
5cm	43,92kent
10cm	44,19kent
15cm	44,09kent
20cm	44,61kent
25cm	43,90kent
30cm	44kent
35cm	44,09kent
40cm	44,36kent

Aynı işlem saçılmalı ortam olan 10 lt su içindeyken yapıldı (Çizelge 4.5).

Çizelge 4.5 Saçılmalı ortamda alınan (10 lt su tankı içinde) noktasal kaynak ölçüm değerleri

Mesafe	Sayım
5cm	15,72kcnt
10cm	16,38kcnt
15cm	16kcnt
20cm	16,23kcnt
25cm	16,23kcnt
30cm	16,46kcnt
35cm	16,43kcnt
40cm	16,61kcnt

Nokta kaynak ile kolimatöre yakın pozisyonda yapılan sintigrafik görüntülerdeki sayım yoğunluğu, kolimatör yaklaşık 40 cm uzaklaştırılıncaya kadar değişmez. Çünkü kolimatör-hasta mesafesi açıldıkça, görüntülenmek istenen organın dışından gelen ışınların da dedekte edilmesi sonucu septal penetrasyon olayı olur ve görüntüde bulanıklık etkisi belirginleşir. Mesafe arttıkça sayım miktarının değişmemesine rağmen kontrast bozulacağı için görüntü kalitesi kötüleşir. Klinik uygulamalarda noktasal kaynak ile klinik çekim yapılmadığı için çalışmanın bundan sonraki sürecinde hacimsel kaynaklar kullanılmıştır.

4.3 Statik Çekim Sonuçları

Bu çalışmada insan vücudunu taklit eden modele, yukarıda bulunan lezyon/zemin oranına göre Tc-99m eklenmiş ve ardından hasta yatağı üzerine konularak 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 cm mesafelerde 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm derinliklerde 1'er dakikalık statik görüntüleri alınmıştır. Kolimatör taklit model arası mesafe değişimleri ve görüntünün topladığı sayım miktarları verilmiştir.

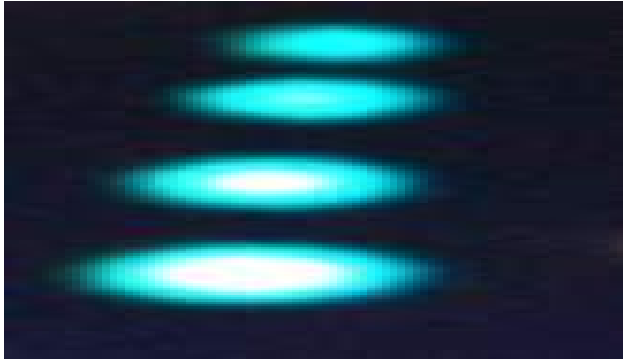
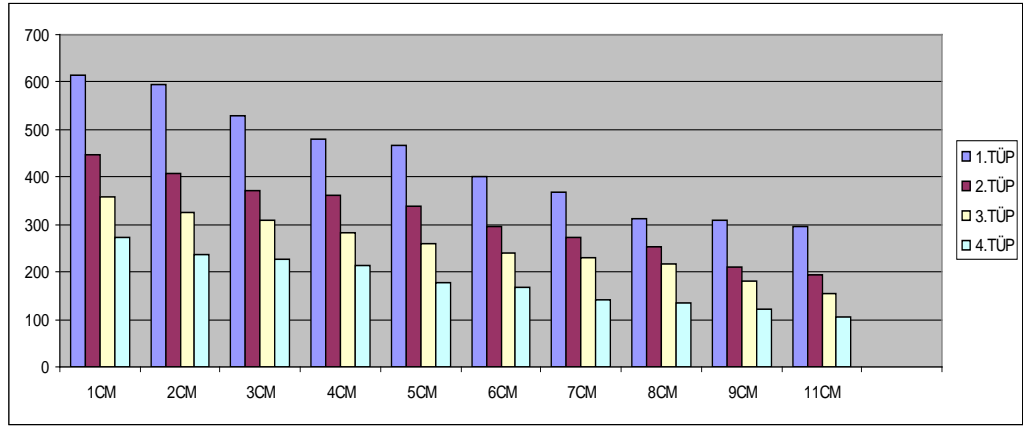
1. Tüp: 0,8 ml

2. Tüp: 0,4 ml

3. Tüp: 0,2 ml

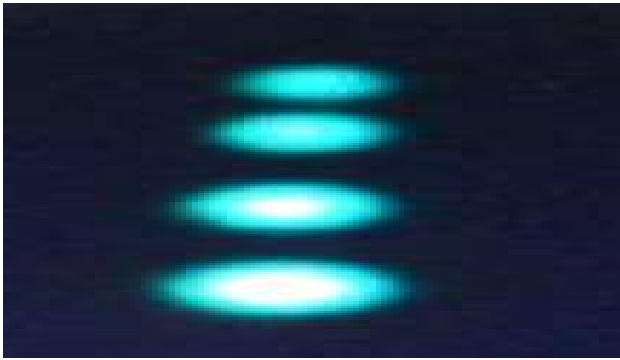
4. Tüp: 0,1 ml

Çizelge 4.6: 5 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri



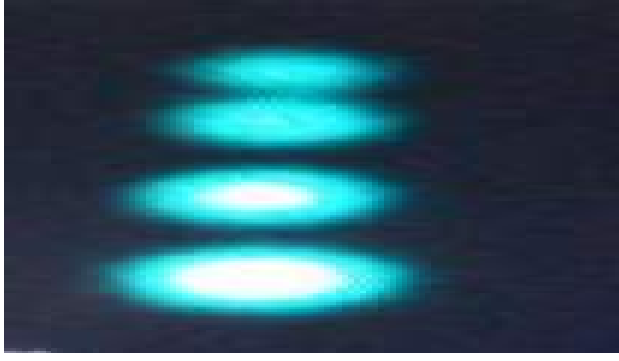
Şekil 4.1: 5 cm mesafede ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 1 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.1).



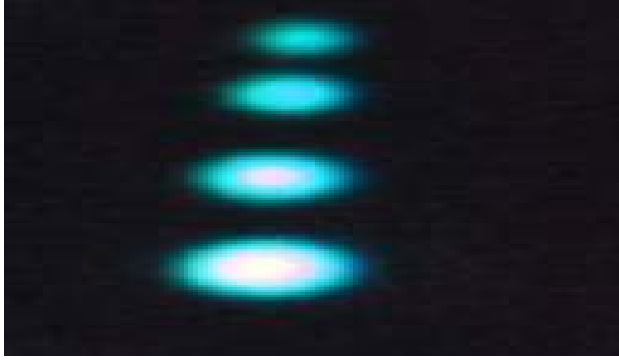
Şekil 4.2: 5 cm mesafede ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 2 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.2).



Şekil 4.3: 5 cm mesafede ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 3 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.3).



Şekil 4.4: 5 cm mesafede ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 4 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.4).



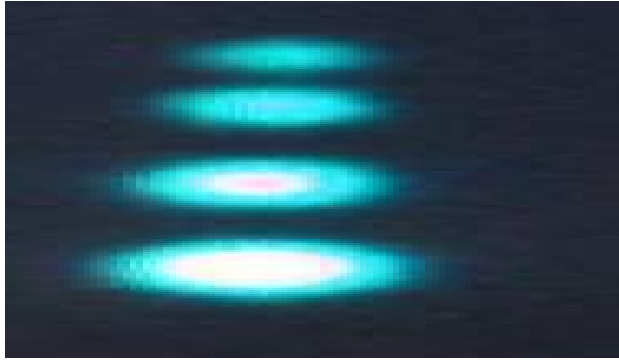
Şekil 4.5: 5 cm mesafede ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 5 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.5).



Şekil 4.6: 5 cm mesafede ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 6 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.6).



Şekil 4.7: 5 cm mesafede ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 7 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.7).



Şekil 4.8: 5 cm mesafede ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 8 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynağın görüntüde ayırt edilebilmesi güçleşmiştir (Şekil 4.8).



Şekil 4.9: 5 cm mesafede ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 9 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak sintigrafik olarak görüntülenememiştir (Şekil 4.9).

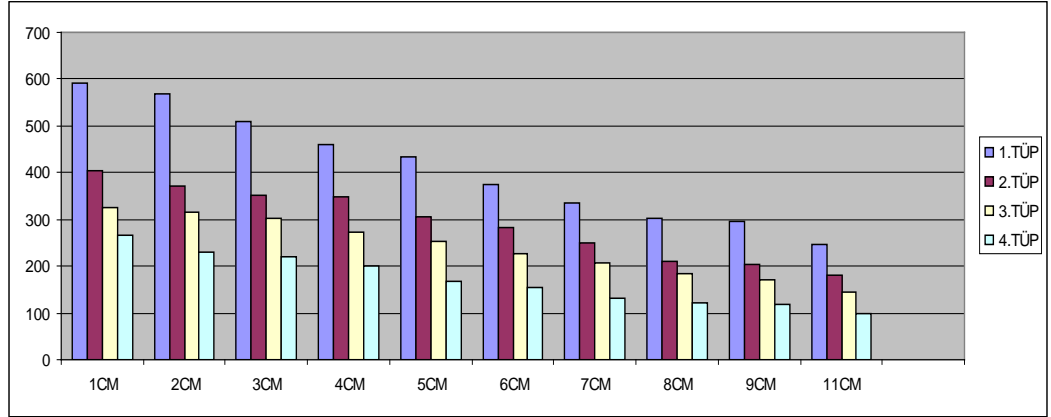


Şekil 4.10: 5 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 11 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak sintigrafik olarak görüntülenememiştir (Şekil 4.10).

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu statik çekim görüntülerinde 0,1 ml hacimli en küçük kaynağın 6 cm derinliklikten sonra sayımı düşmüş, görüntüde ayırt edilebilmesi güçleşmiş ve 8 cm derinlikten sonra görüntülenememiştir.

Çizelge 4.7: 10 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri



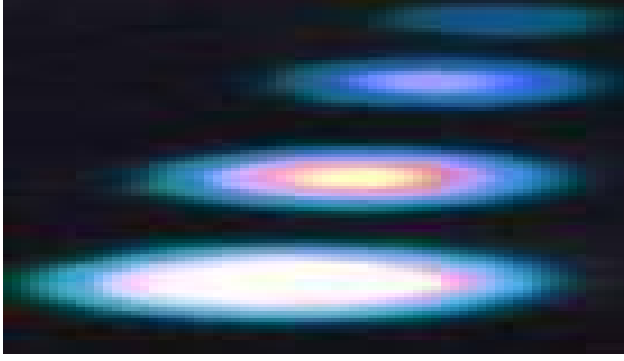
Şekil 4.11: 10 cm mesafede ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 1 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.11).



Şekil 4.12: 10 cm mesafede ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 2 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.12).



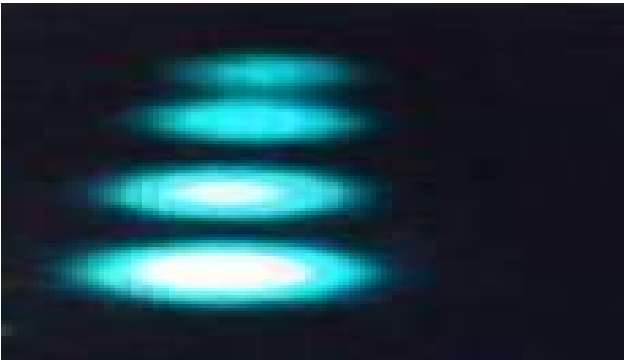
Şekil 4.13: 10 cm mesafede ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 3 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.13).



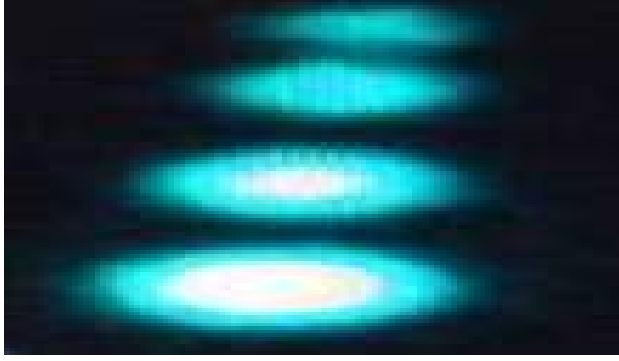
Şekil 4.14: 10 cm mesafede ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 4 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.14).



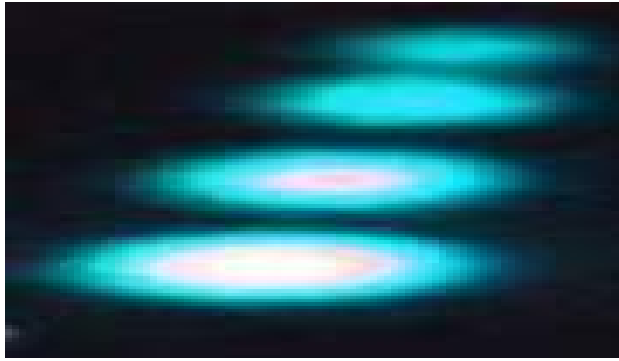
Şekil 4.15: 10 cm mesafede ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 5 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.15).



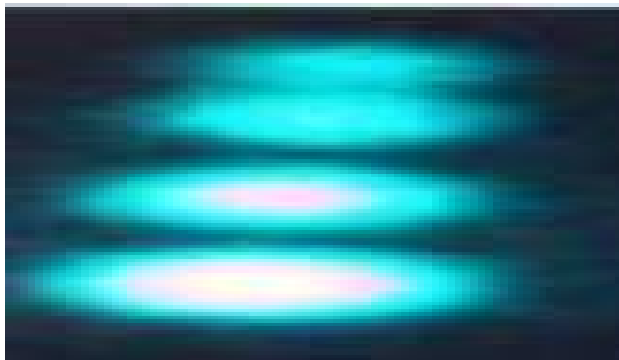
Şekil 4.16: 10 cm mesafede ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 6 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynağın görüntüde ayırt edilebilmesi güçleşmiştir (Şekil 4.16).



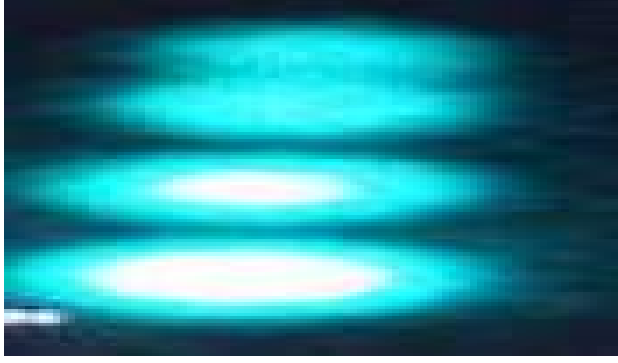
Şekil 4.17: 10 cm mesafede ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 7 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynağın görüntüde ayırt edilebilmesi güçleşmiştir (Şekil 4.17).



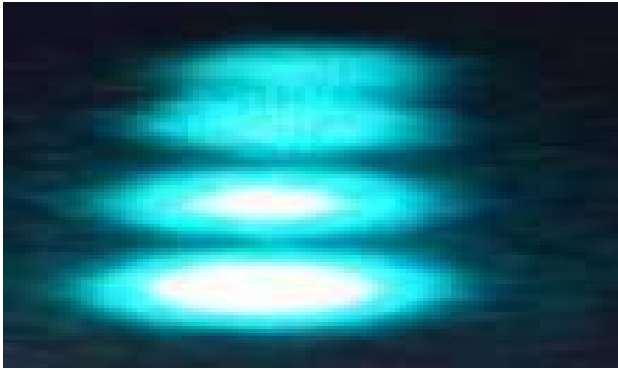
Şekil 4.18: 10 cm mesafede ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 8 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak sintigrafik olarak görüntülenememiş ve lezyonların sınır netliği bozulmaya başlamıştır (Şekil 4.18).



Şekil 4.19: 10 cm mesafede ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

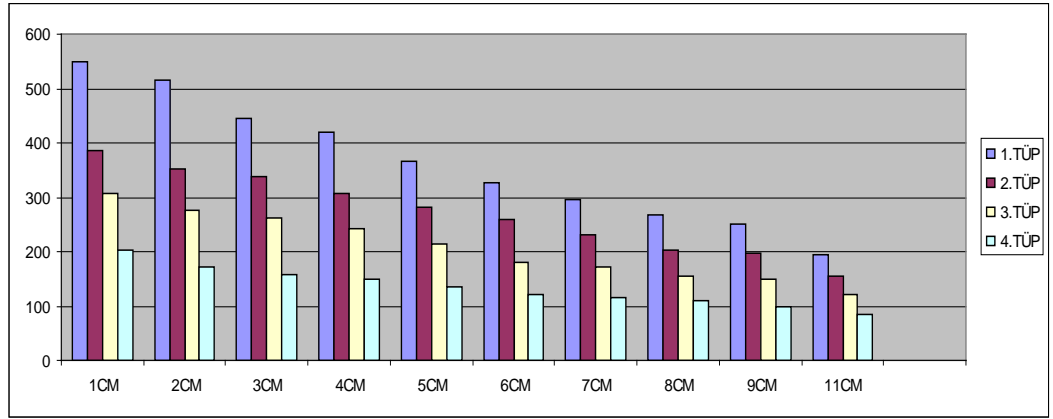
Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 9 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak sintigrafik olarak görüntülenememiş ve lezyonların sınır netliği bozulmaya başlamıştır (Şekil 4.19).



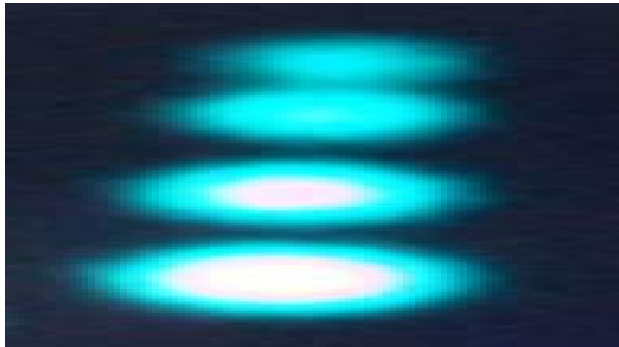
Şekil 4.20: 10 cm mesafede ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 11 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak sintigrafik olarak görüntülenememiş ve lezyonların sınır netliği bozulmaya başlamıştır (Şekil 4.20).

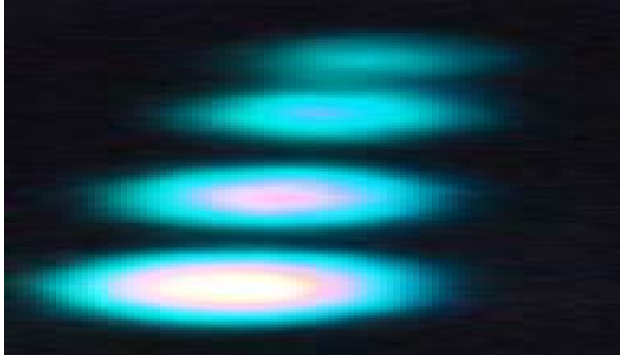
Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu statik çekim görüntülerinde 0,1 ml hacimli kaynak 7 cm derinlikten sonra görüntülenememiş, 0,2 ml hacimli kaynağın 8 cm derinlikten sonra sayımı düşmüş ve lezyonların sınır netliği azalmaya başlamıştır.

Çizelge 4.8: 15 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri**Şekil 4.21:** 15 cm mesafede ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 1 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.21).

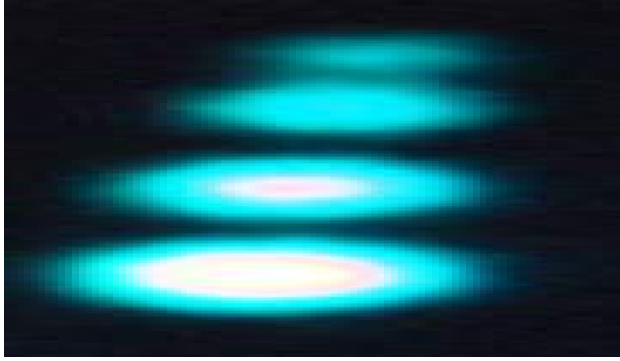
**Şekil 4.22:** 15 cm mesafede ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 5 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.22).



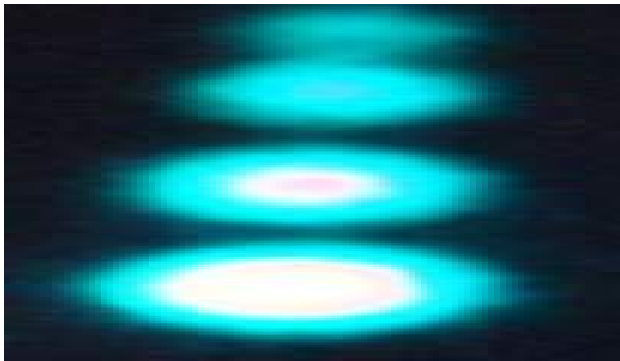
Şekil 4.23: 15 cm mesafede ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 3 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynağın sayımı düşmüş ve görüntüde ayırt edilebilmesi güçleşmiştir (Şekil 4.23).



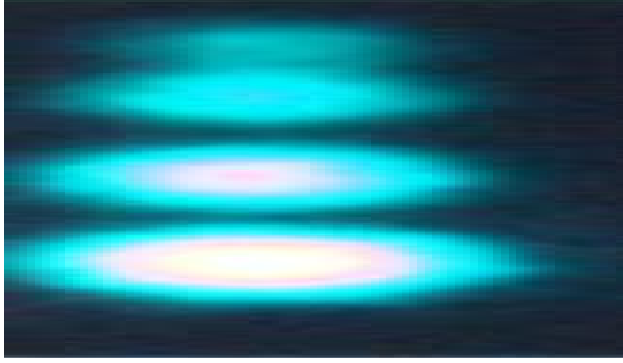
Şekil 4.24: 15 cm mesafede ve 4 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 4 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynağın sayımı düşmüş ve görüntüde ayırt edilebilmesi güçleşmiştir (Şekil 4.24).



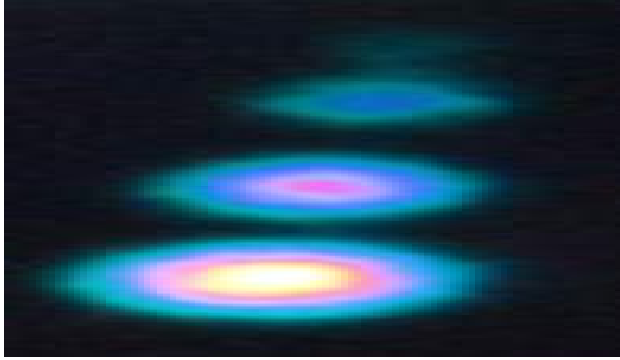
Şekil 4.25: 15 cm mesafede ve 5 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 5 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynağın sayımı düşmüş ve görüntüde ayırt edilebilmesi güçleşmiştir (Şekil 4.25).



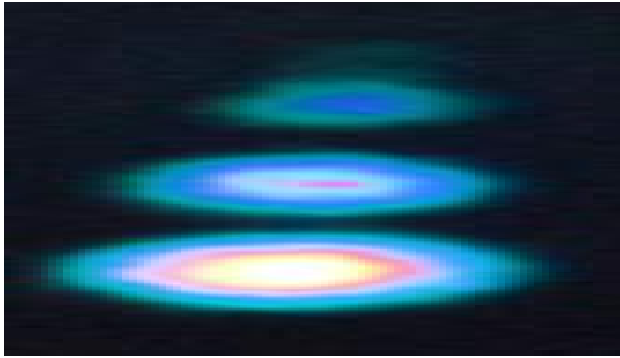
Şekil 4.26: 15 cm mesafede ve 6 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 6 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak görüntüde ayırt edilememiştir (Şekil 4.26).



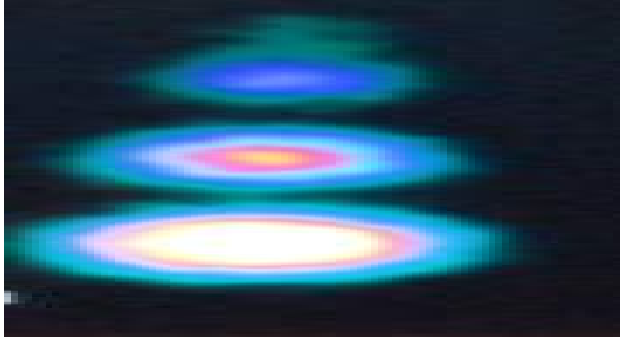
Şekil 4.27: 15 cm mesafede ve 7 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 7 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak görüntüde ayırt edilememiştir (Şekil 4.27).



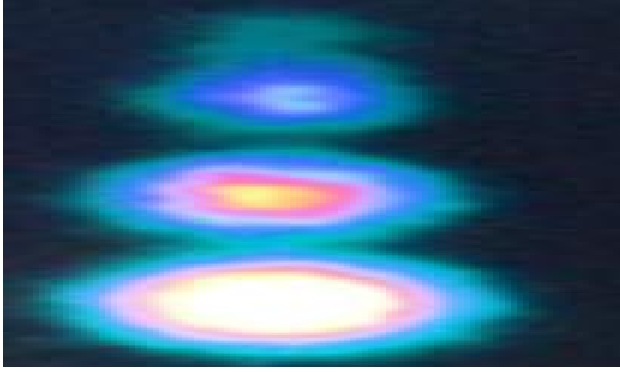
Şekil 4.28: 15 cm mesafede ve 8 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 8 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak görüntüde ayırt edilememiştir. 0,2 ml hacimli kaynağın sayımı düşmüş ve lezyonun sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.28).



Şekil 4.29: 15 cm mesafede ve 9 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

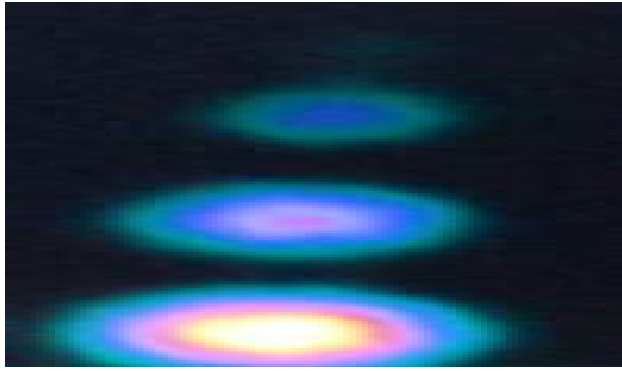
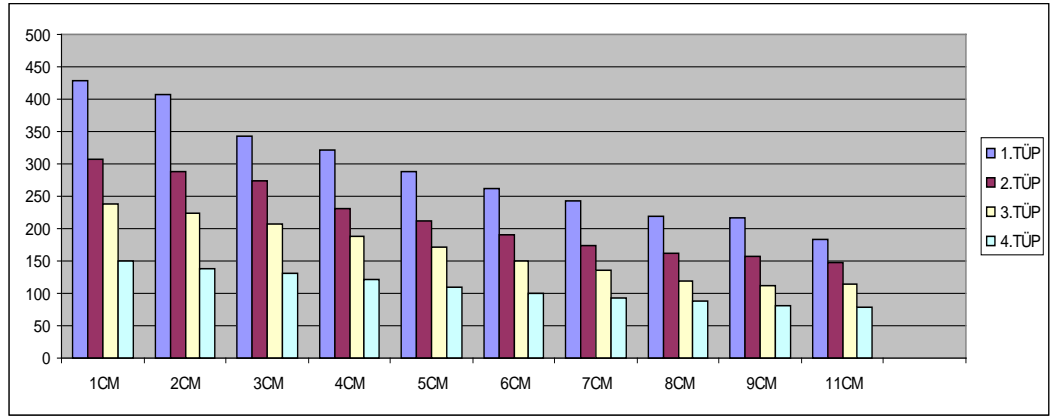
Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 9 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak görüntüde ayırt edilememiştir. 0,2 ml hacimli kaynağın sayımı düşmüş ve lezyonun sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.29).



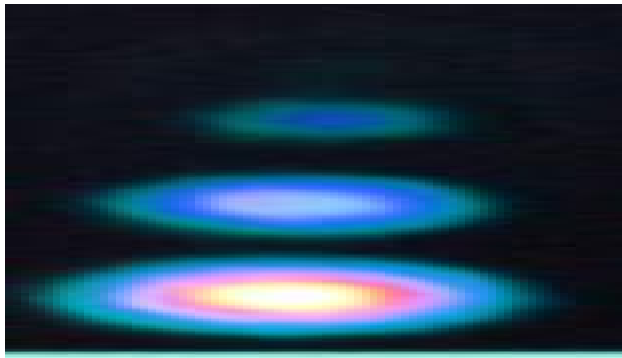
Şekil 4.30: 15 cm mesafede ve 11 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 11 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak görüntüde ayırt edilememiştir. 0,2 ml hacimli ve 0,4 ml kaynakların sayımı düşmüş ve lezyonların sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.30).

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu statik çekim görüntülerinde 0,1 ml hacimli kaynağın 6 cm derinliklikten, 0,2 ml hacimli kaynağın 8 cm derinlikten sonra sayımı düşmüş, lezyonların sınır netliği azalmaya başlamış ve görüntüde ayırt edilebilmesi güçleşmiştir. 0,1 ml hacimli kaynak 6 cm derinlikten sonra görüntülenememiştir.

Çizelge 4.9: 20 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri**Şekil 4.31:** 20 cm mesafede ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 1 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir (Şekil 4.31).

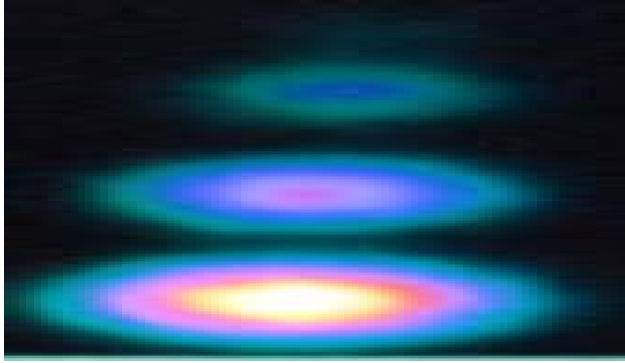
**Şekil 4.32:** 20 cm mesafede ve 2 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 2 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir (Şekil 4.32).



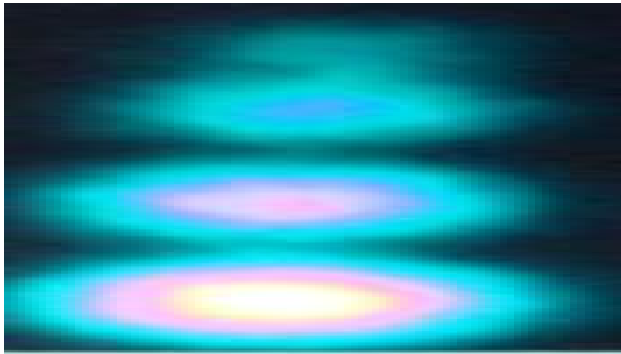
Şekil 4.33: 20 cm mesafede ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 3 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. 0,2 ml hacimli kaynağın sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmaya başlamıştır (Şekil 4.33).



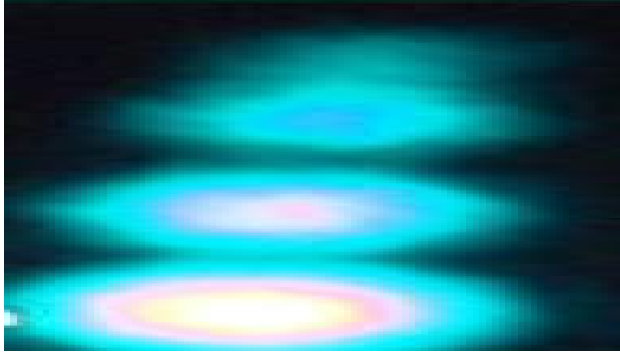
Şekil 4.34: 20 cm mesafede ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 4 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. 0,2 ml hacimli kaynağın sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.34).



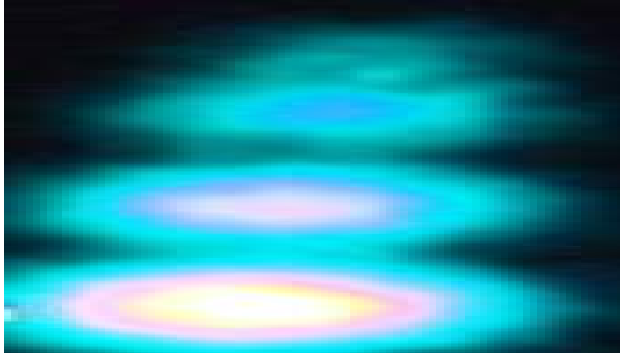
Şekil 4.35: 20 cm mesafede ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 5 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. 0,2 ml hacimli kaynağın sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.35).



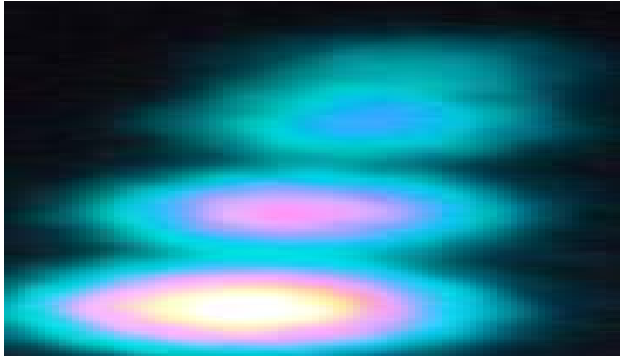
Şekil 4.36: 20 cm mesafede ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 6 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. 0,2 ml hacimli kaynağın sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.36).



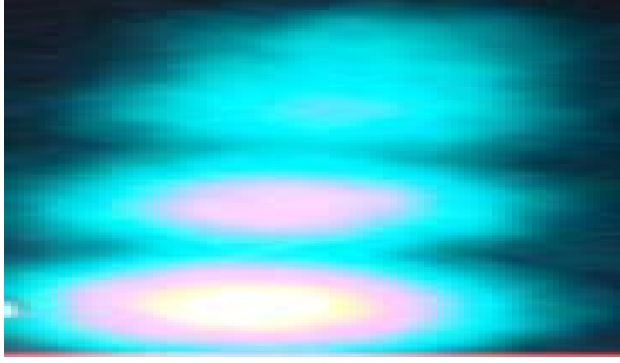
Şekil 4.37: 20 cm mesafede ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 7 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.37).



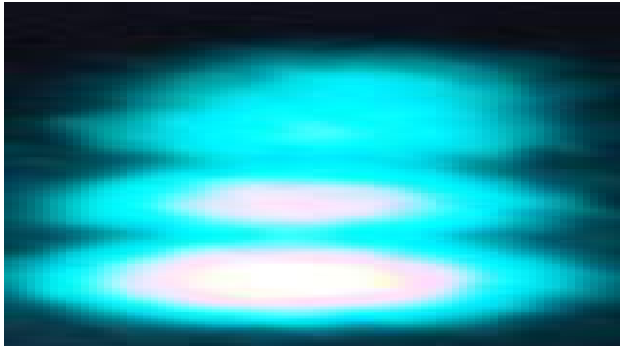
Şekil 4.38: 20 cm mesafede ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 8 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.38).



Şekil 4.39: 20 cm mesafede ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 9 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.39).

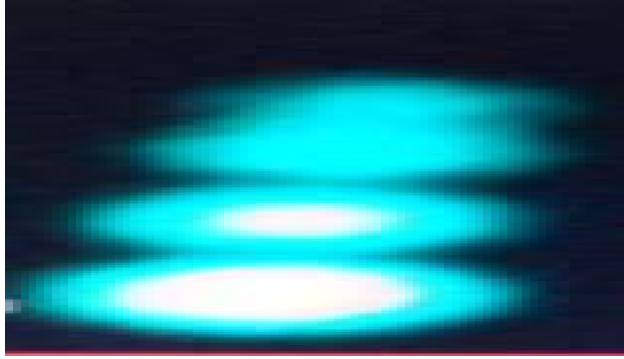
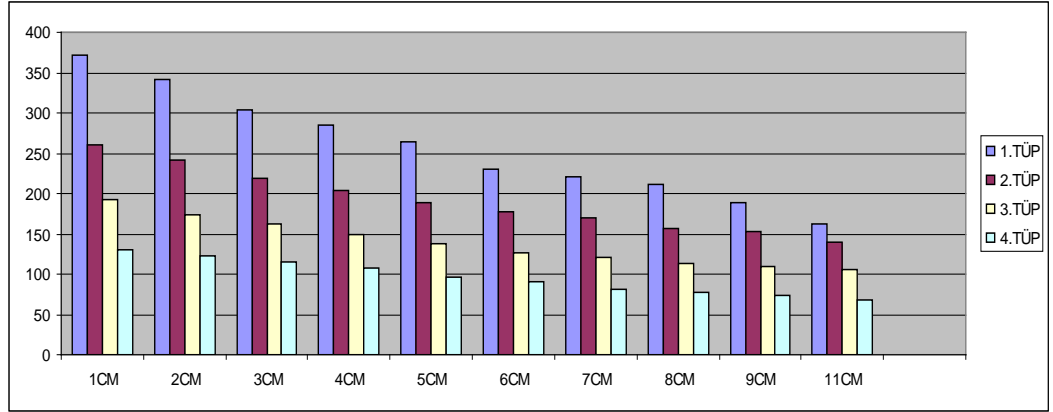


Şekil 4.40: 20 cm mesafede ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 11 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.40).

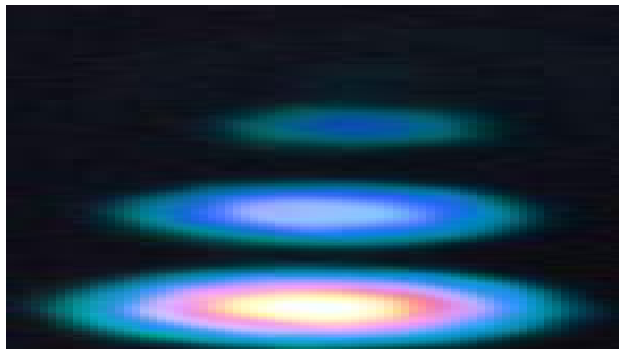
Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu statik çekim görüntülerinde 0,1 ml hacimli kaynak hiç bir görüntüde gözlenmemiştir. 0,2 ml hacimli kaynağın 3 cm derinlikten, 0,4 ml hacimli kaynağın 4 cm derinlikten sonra sayımları düşmüş, görüntüde ayırt edilmesi güçleşmiştir.

Çizelge 4.10: 25 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri



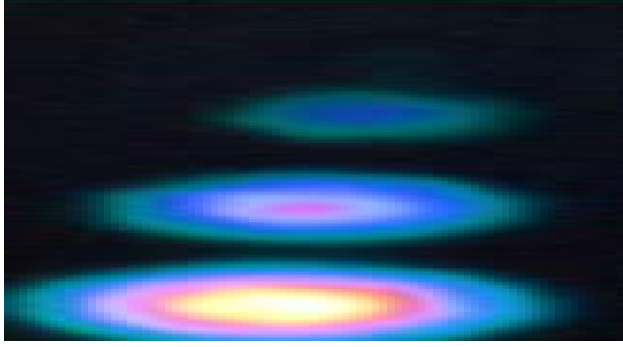
Şekil 4.41: 25 cm mesafede ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 1 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.41).



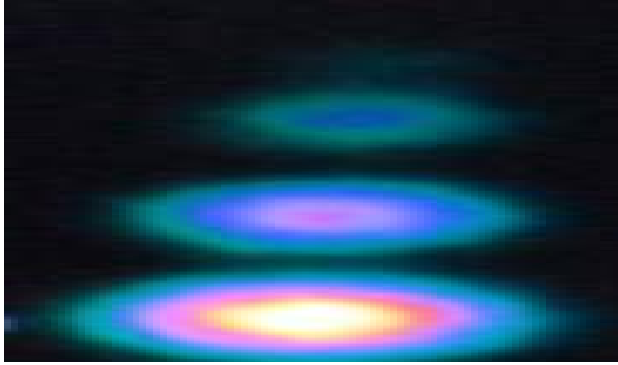
Şekil 4.42: 25 cm mesafede ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 2 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.42).



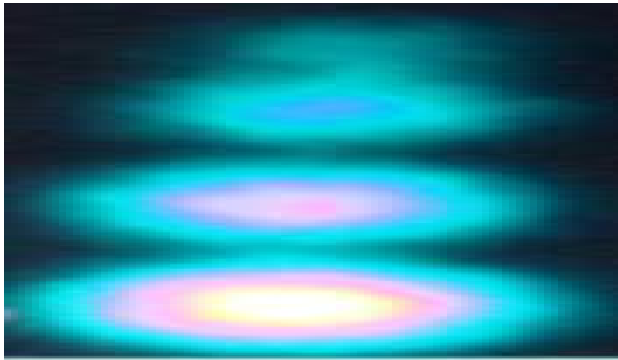
Şekil 4.43: 25 cm mesafede ve 3 cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 3 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.43).



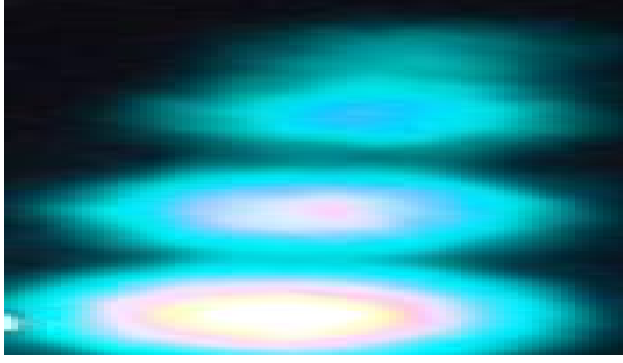
Şekil 4.44: 25 cm mesafede ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 4 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.44).



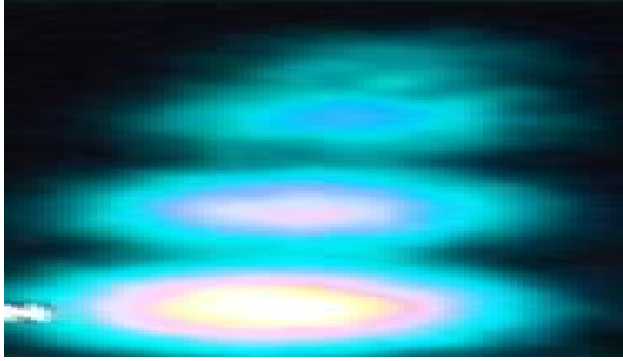
Şekil 4.45: 25 cm mesafede ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 5 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.45).



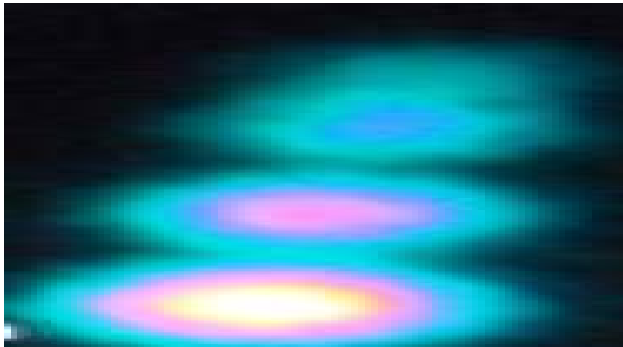
Şekil 4.46: 25 cm mesafede ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 6 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.46).



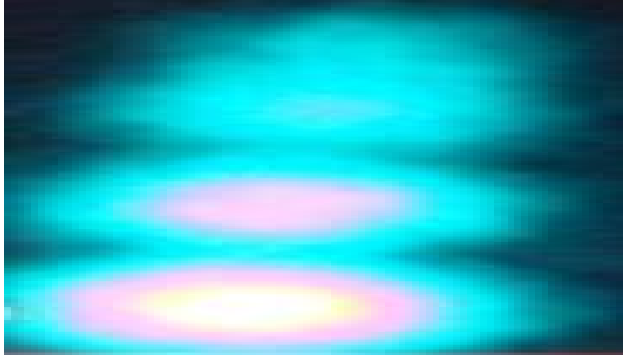
Şekil 4.47: 25 cm mesafede ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 7 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.47).



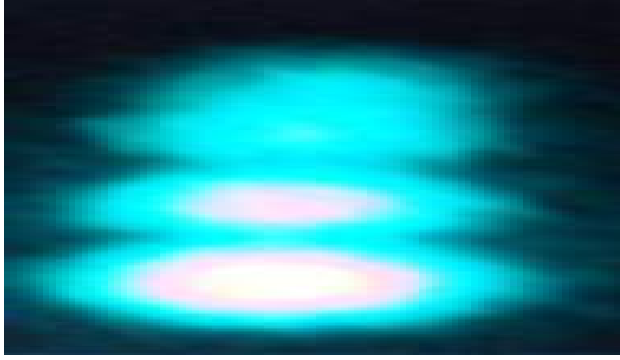
Şekil 4.48: 25 cm mesafede ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 8 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.48).



Şekil 4.49: 25 cm mesafede ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 9 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.49).

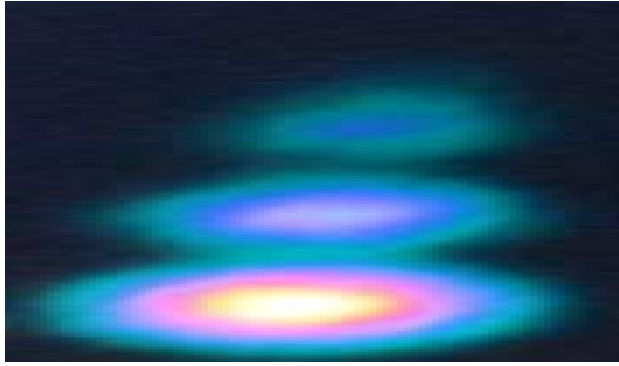
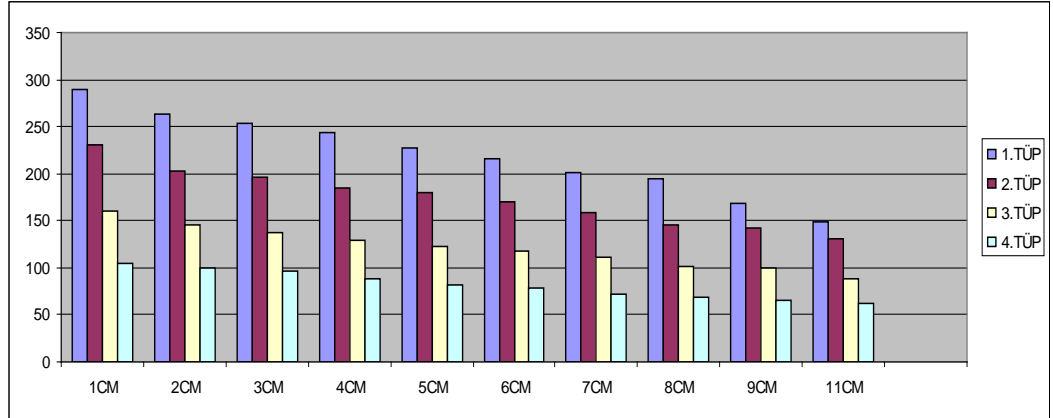


Şekil 4.50: 25 cm mesafede ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 11 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.50).

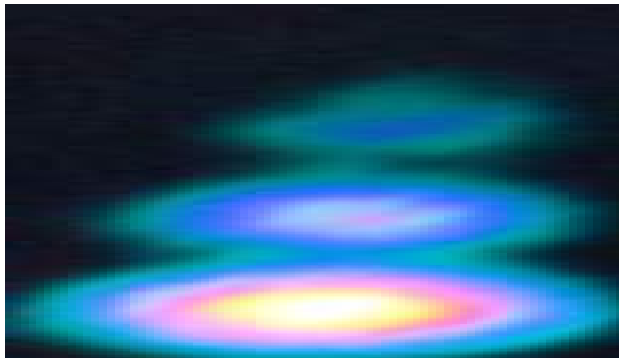
Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu statik çekim görüntülerinde 0,1 ml hacimli kaynak hiç bir görüntüde gözlenememiştir. Tüm hacimli kaynakların kenar keskinliği kaybolmuştur. Görüntünün kontrastı kötüleşmiştir.

Çizelge 4.11: 30 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri



Şekil 4.51: 30 cm mesafe ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 1 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.51).



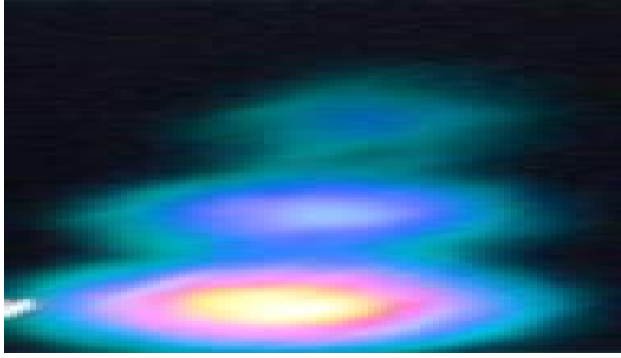
Şekil 4.52: 30 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 2 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.52).



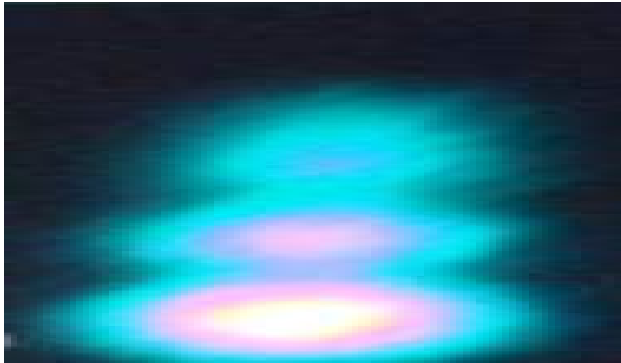
Şekil 4.53: 30 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 3 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.53).



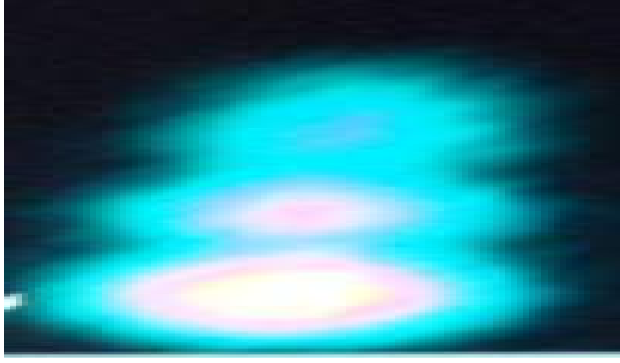
Şekil 4.54: 30 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 4 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.54).



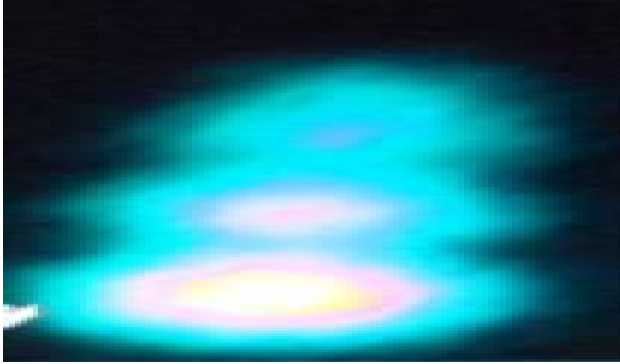
Şekil 4.55: 30 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 5 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.55).



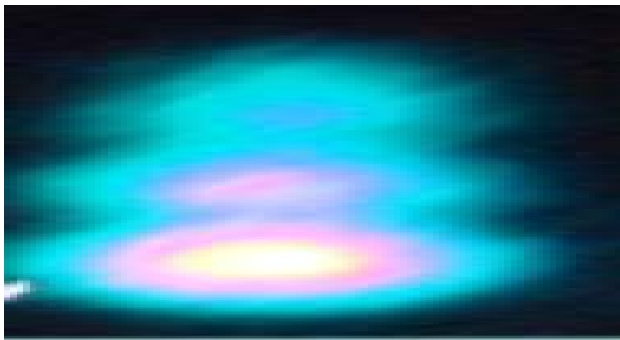
Şekil 4.56: 30 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 6 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.56).



Şekil 4.57: 30 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 7 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.57).



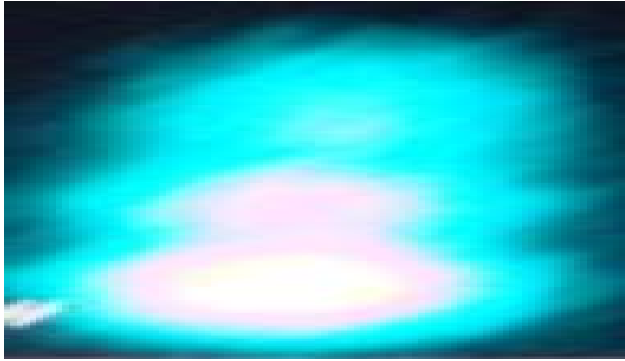
Şekil 4.58: 30 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 8 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.58).



Şekil 4.59: 30 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 9 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.59).

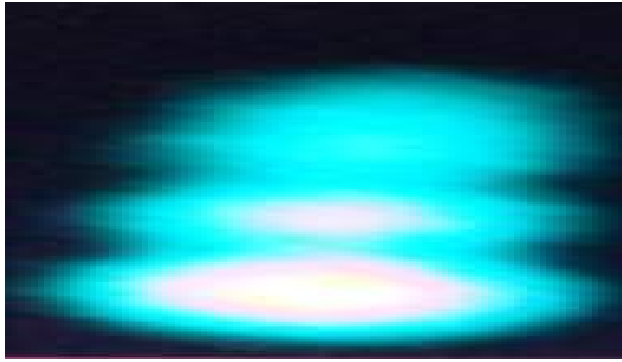
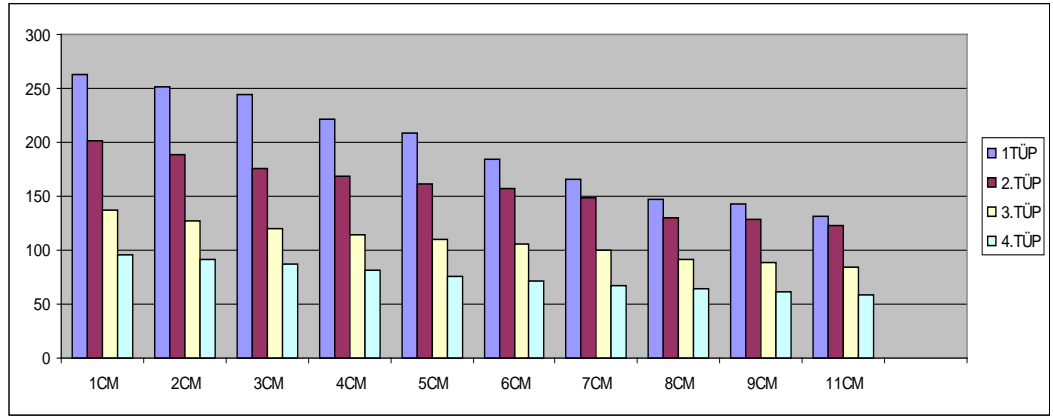


Şekil 4.60: 30 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 11 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.60).

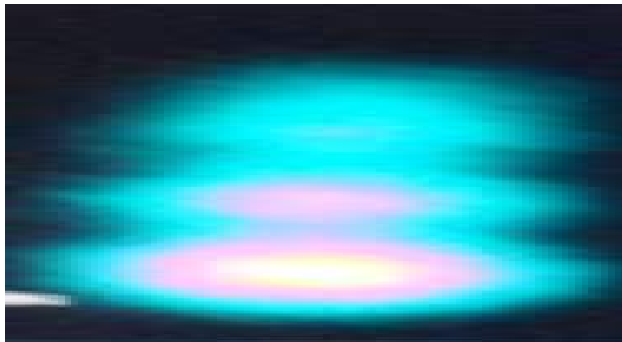
Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu statik çekim görüntülerinde kaynaklar tüm derinliklerde kenar keskinliğini yitirmiştir. Görüntülerin kontrastı kötüleştirmiştir.

Çizelge 4.12: 35 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri



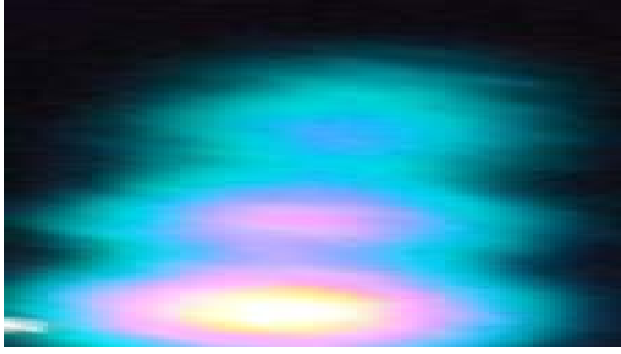
Şekil 4.61: 35 cm mesafe ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 1 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.61).



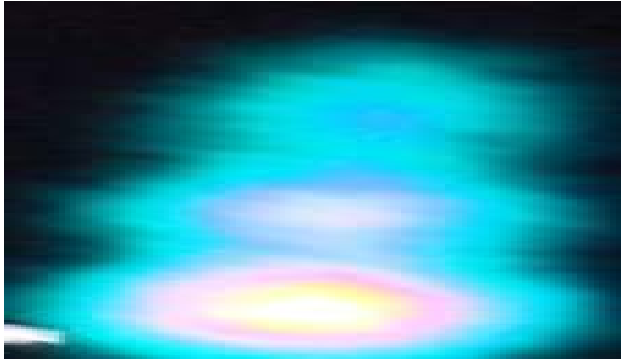
Şekil 4.62: 35 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 2 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.62).



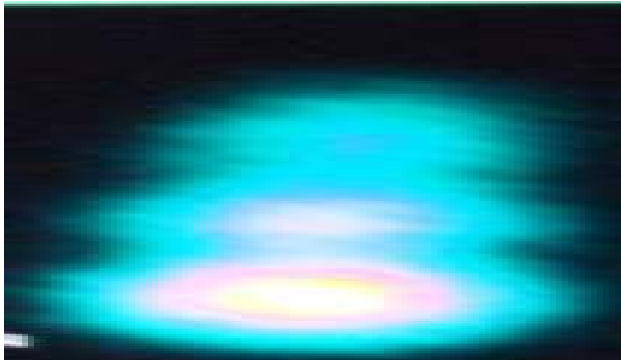
Şekil 4.63: 35 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 3 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.63).



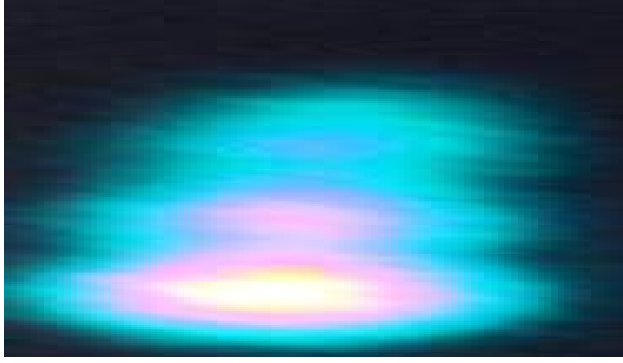
Şekil 4.64: 35 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 4 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.64).



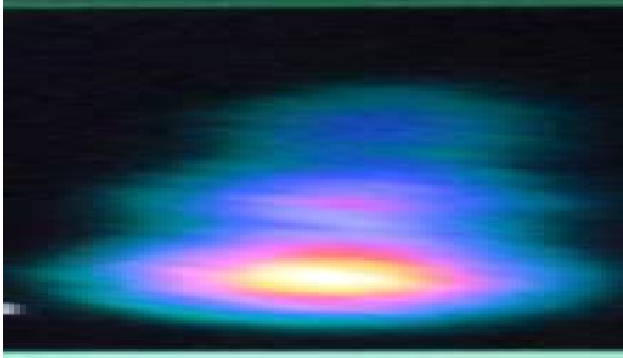
Şekil 4.65: 35 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 5 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.65).



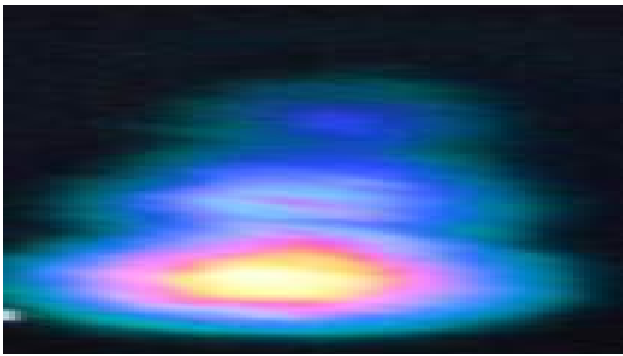
Şekil 4.66: 35 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 6 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.66).



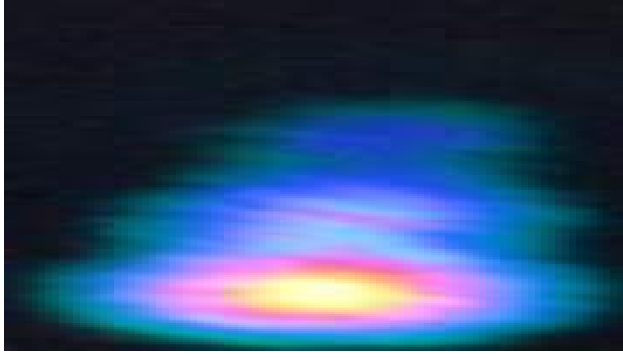
Şekil 4.67: 35 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 7 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.67).



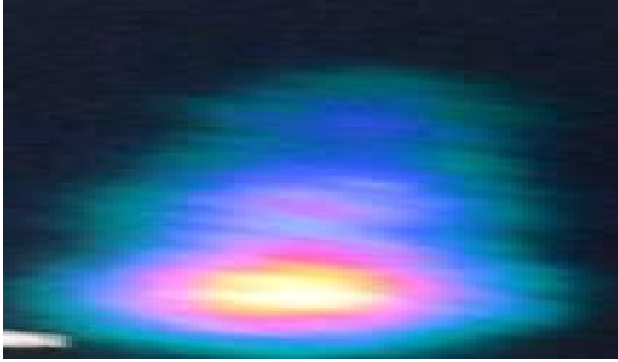
Şekil 4.68: 35 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 8 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.68).



Şekil 4.69: 35 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

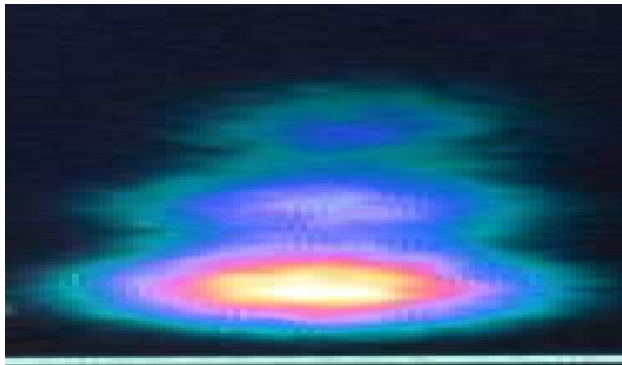
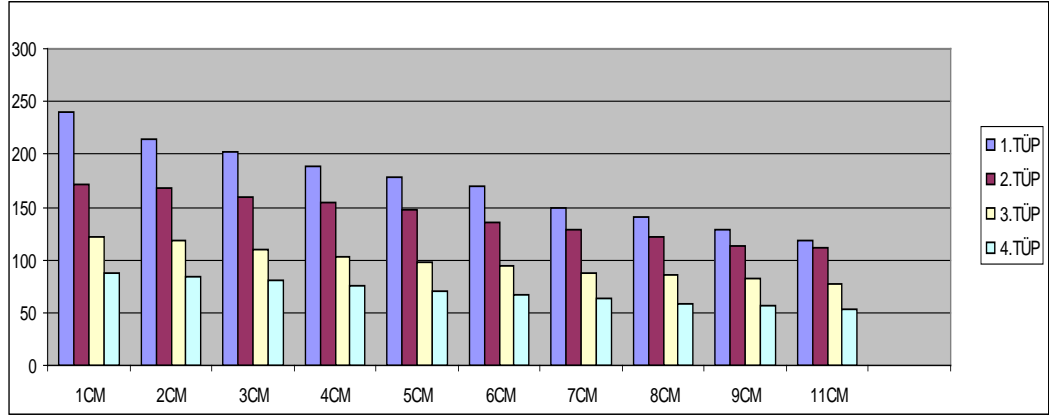
Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 9 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.69).



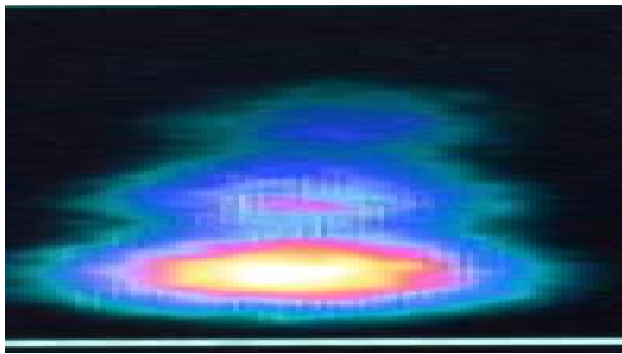
Şekil 4.70: 35 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 11 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.70).

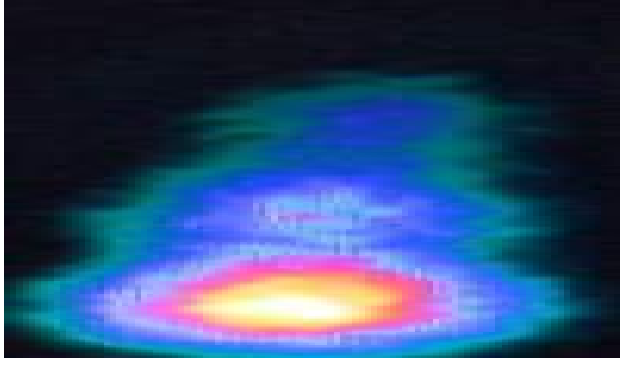
Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu statik çekim görüntülerinde kaynaklar tüm derinliklerde kenar keskinliğini yitirmiştir. Görüntülerin kontrastı kötüleşmiştir.

Çizelge 4.13: 40 cm mesafedeki taklit lezyonların statik çekim sayım değişimleri**Şekil 4.71:** 40 cm mesafe ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 1 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.71).

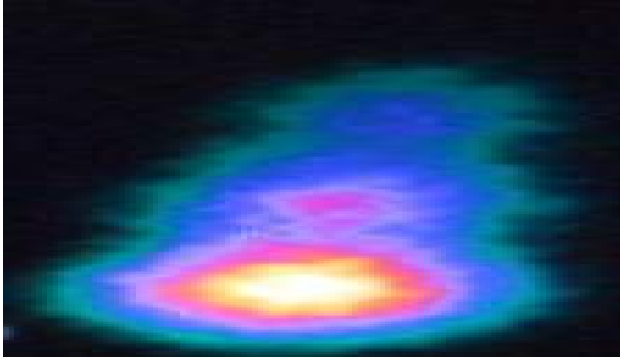
**Şekil 4.72:** 40 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 2 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.72).



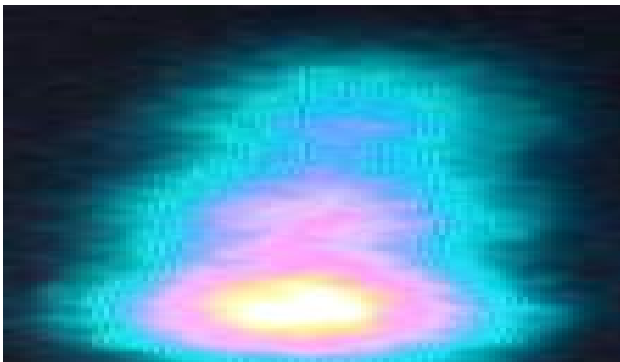
Şekil 4.73: 40 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 3 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.73).



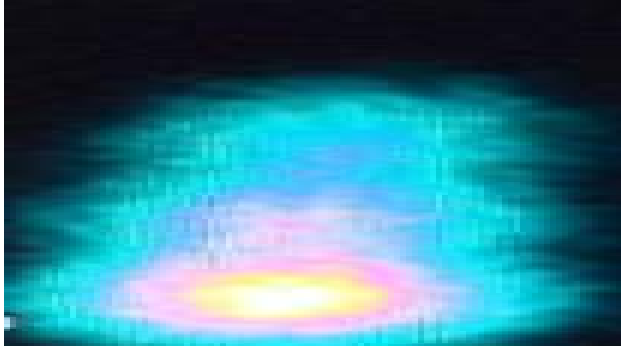
Şekil 4.74: 40 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 4 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.74).



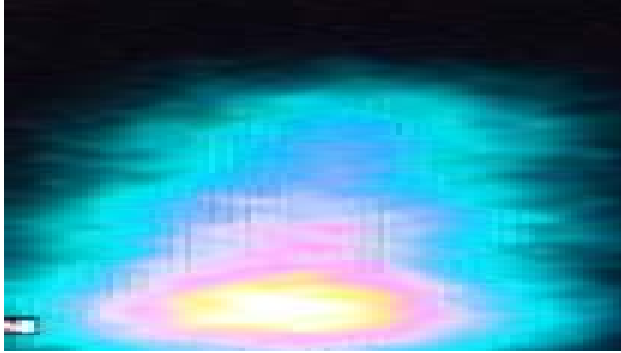
Şekil 4.75: 40 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 5 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.75).



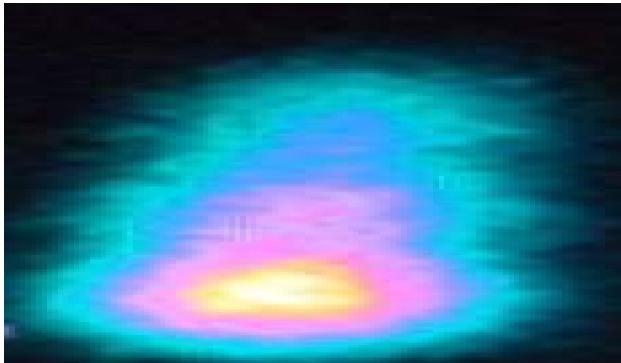
Şekil 4.76: 40 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 6 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.76).



Şekil 4.77: 40 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 7 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.77).



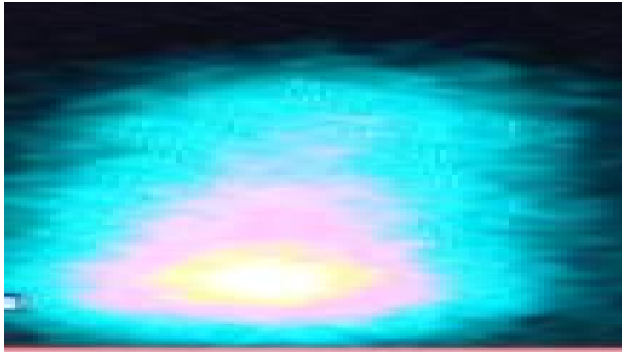
Şekil 4.78: 40 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 8 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.78).



Şekil 4.79: 40 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 9 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.79).



Şekil 4.80: 40 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların statik çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 11 cm olduğu statik çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir. Tüm lezyonların sayımı düşmüş ve sınır netliği bozulmuştur (Şekil 4.80).

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu statik çekim görüntülerinde kaynaklar tüm derinliklerde kenar keskinliğini yitirmiştir. Görüntülerin kontrastı kötüleşmiştir.

4.4 Tüm Vücut Kemik (Tarama) Çekim Sonuçları

Bu çalışmada insan vücudunu taklit eden modele, yukarıda bulunan lezyon/zemin oranına göre Tc-99m eklenmiş ve ardından hasta yatağı üzerine konularak 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 cm mesafelerde 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm derinliklerde kemik sintigrafisi protokolüne göre görüntüleri alınmıştır. Kolimatör taklit model arası mesafe değişimleri ve görüntünün topladığı sayım miktarları verilmiştir.

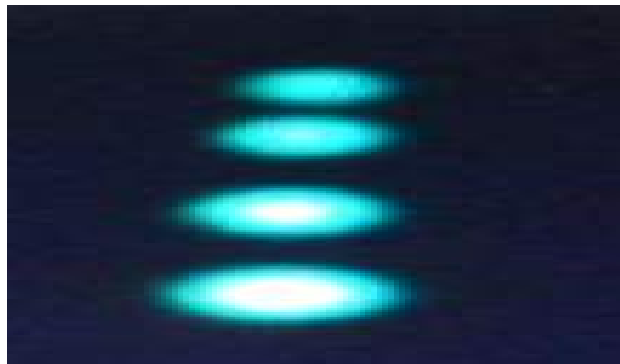
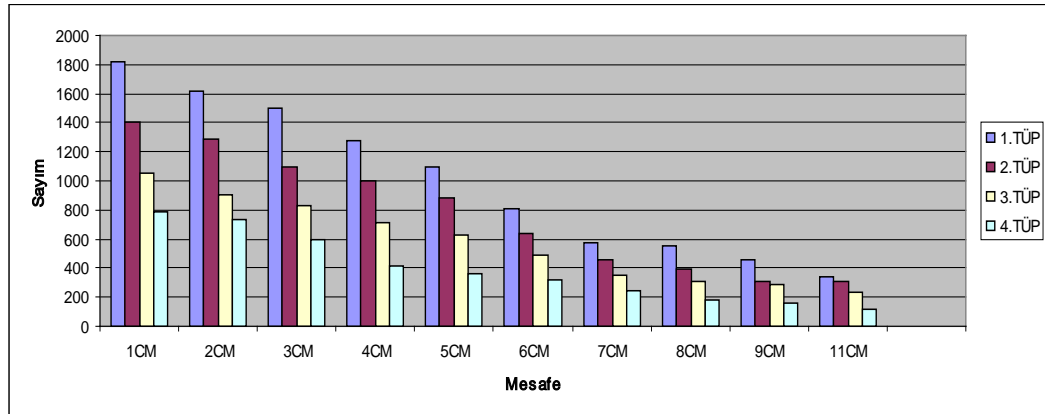
1.Tüp: 0,8 ml

2.Tüp: 0,4 ml

3.Tüp: 0,2 ml

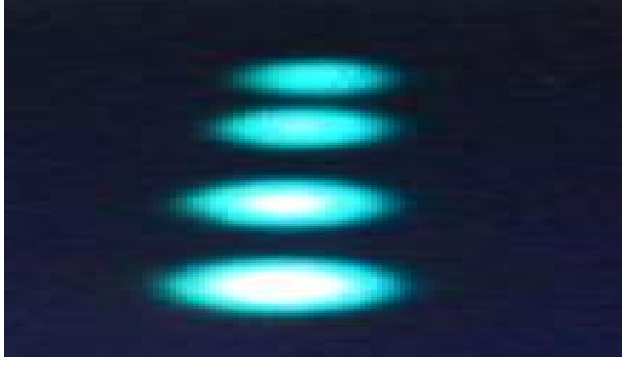
4.Tüp: 0,1 ml

Çizelge 4.14: 5 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri



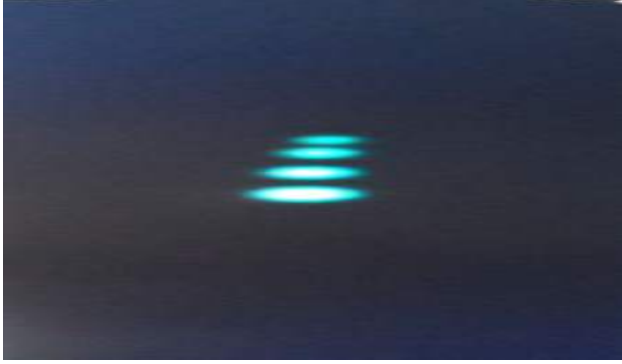
Şekil 4.81: 5 cm mesafe ve 1 cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 1 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.81).



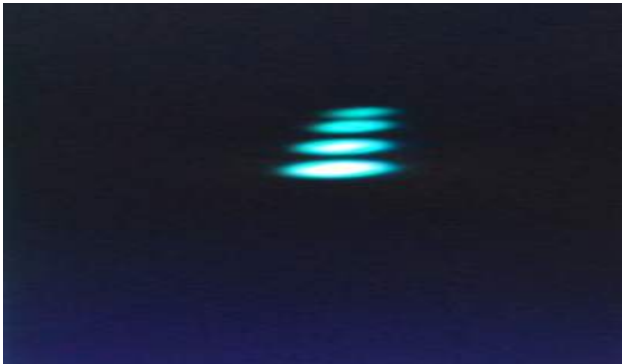
Şekil 4.82: 5 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 2 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.82).



Şekil 4.83: 5 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 3 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.83).



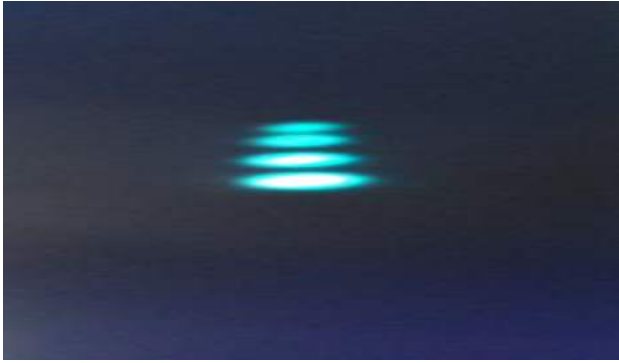
Şekil 4.84: 5 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 4 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.84).



Şekil 4.85: 5 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 5 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonların hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.85).



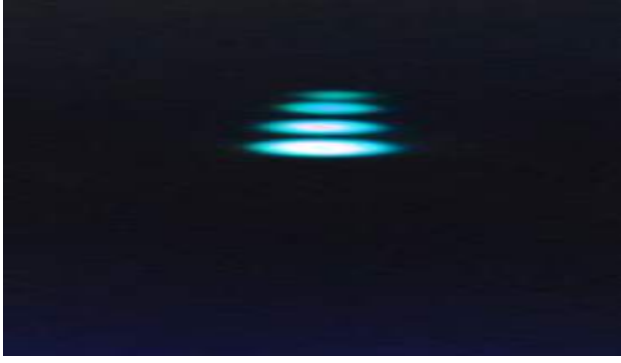
Şekil 4.86: 5 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 1 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.86).



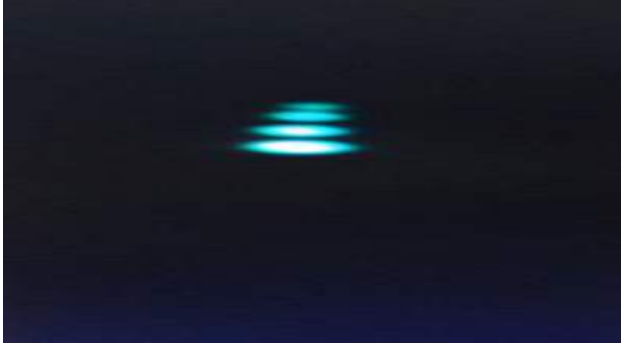
Şekil 4.87: 5 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 7 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.87).



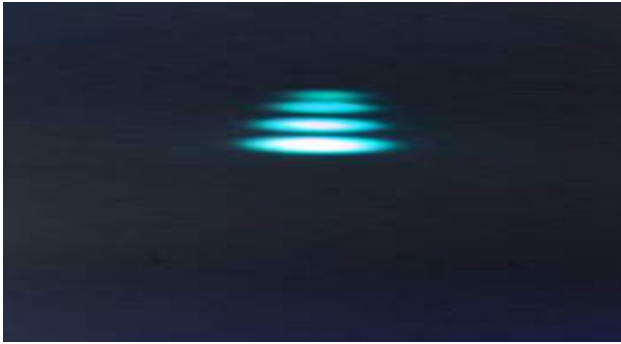
Şekil 4.88: 5 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 8 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyonun sayımı düşmeye başlamıştır (Şekil 4.88).



Şekil 4.89: 5 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 9 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir (Şekil 4.89).



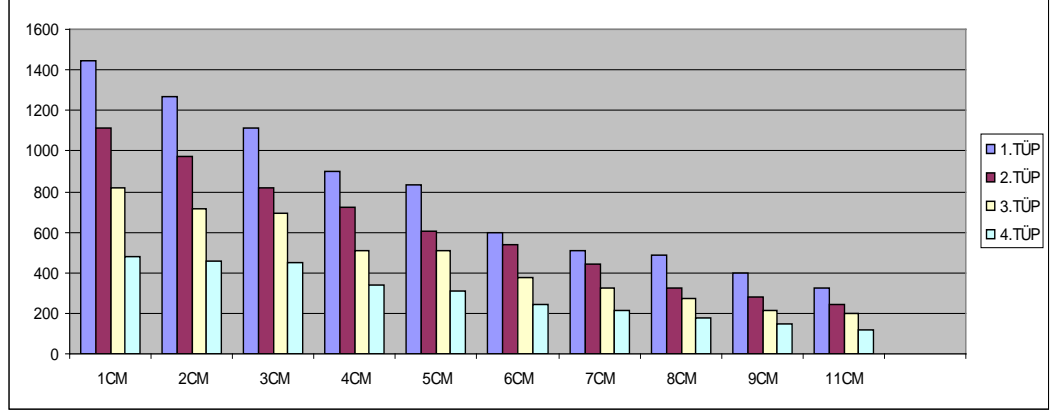
Şekil 4.90: 5 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliğin 11 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir (Şekil 4.90).

Dedektör tank arası mesafenin 5 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu tüm vücut kemik çekim görüntülerinde tüm hacimli kaynaklar

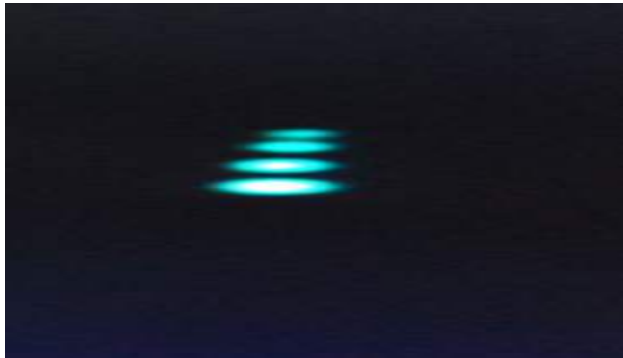
görüntüde ayırt edilebilmektedir. 0,1 ml hacimli kaynağın sayımı 6 cm derinlikten sonra sayımı düşmüştür ve 8 cm derinlikten sonra görüntülenememiştir.

Çizelge 4.15: 10 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri



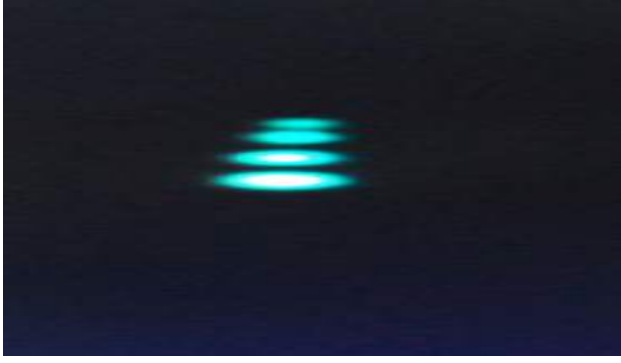
Şekil 4.91: 10 cm mesafe ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 1 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.91).



Şekil 4.92: 10 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 2 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.92).



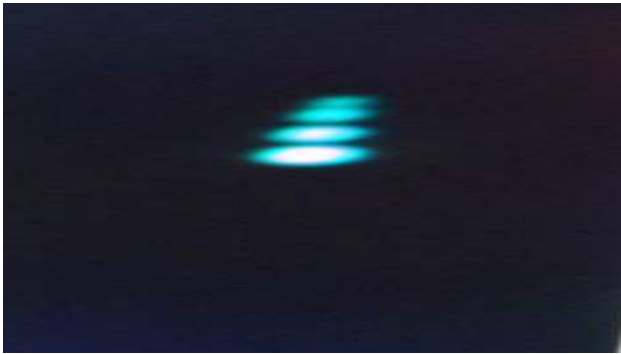
Şekil 4.93: 10 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 3 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.93).



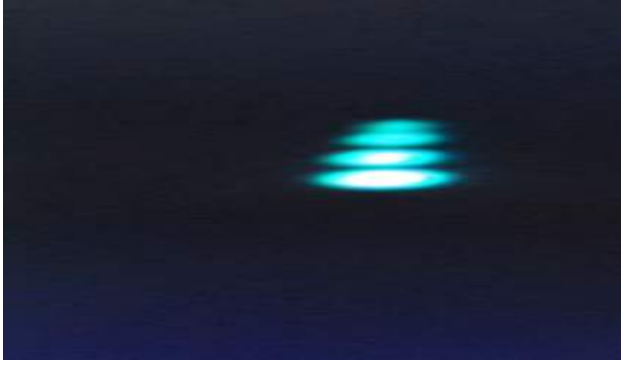
Şekil 4.94: 10 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 4 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.94).



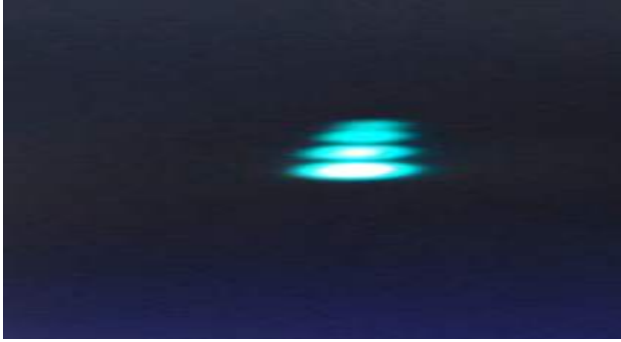
Şekil 4.95: 10 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 5 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.95).



Şekil 4.96: 10 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 6 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyonun sayımı düşmeye başlamıştır (Şekil 4.96).



Şekil 4.97: 10 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 7 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir (Şekil 4.97).



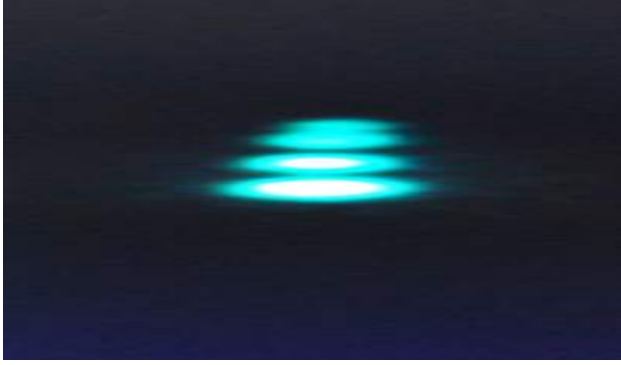
Şekil 4.98: 10 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 8 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir (Şekil 4.98).



Şekil 4.99: 10 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 9 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonların sınır keskinliği kaybolmaya başlamıştır (Şekil 4.99).



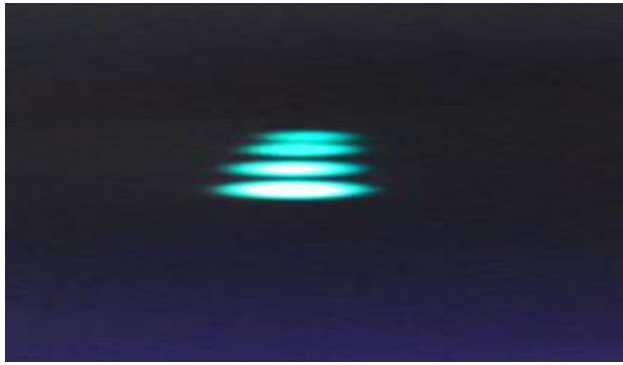
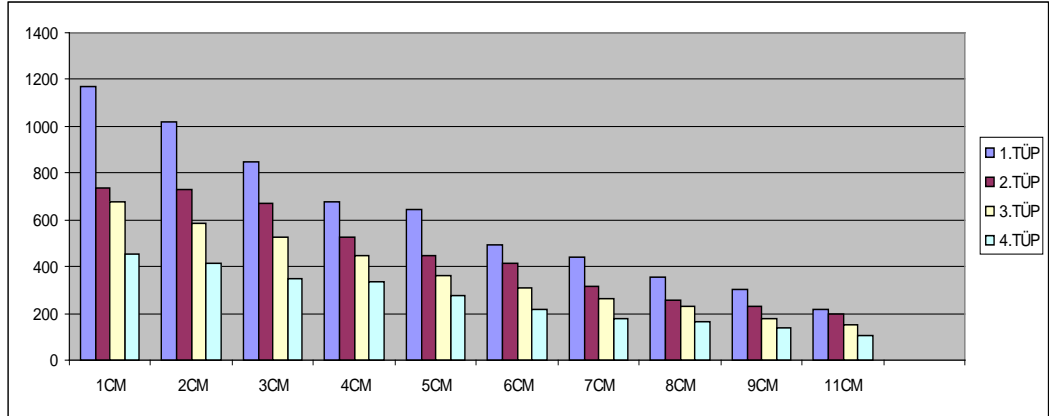
Şekil 4.100: 10 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliğin 11 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonların sınır keskinliği kaybolmaya başlamıştır (Şekil 4.100).

Dedektör tank arası mesafenin 10 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu tüm vücut kemik çekim (tarama) görüntülerinde 0,1 ml hacimli kaynak 7 cm derinlikten sonra görüntülenememiştir.

7 cm derinlikten sonra lezyonların sayımları düşmüş ve sınır keskinliği azalmaya başlamıştır.

Çizelge 4.16: 15 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri



Şekil 4.101: 15 cm mesafe ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 1 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.101).



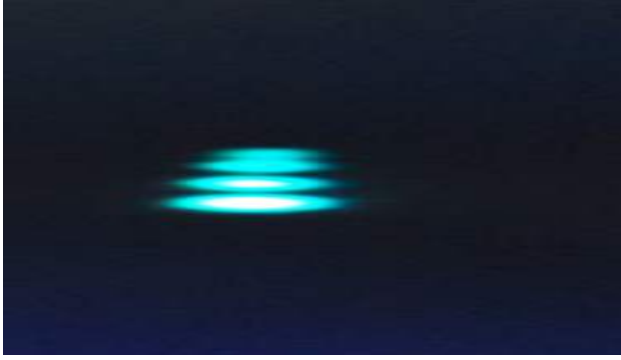
Şekil 4.102: 15 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 2 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan hepsi görüntüde ayırt edilebilmektedir (Şekil 4.102).



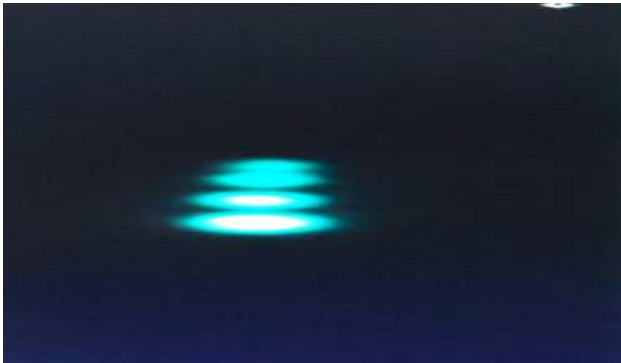
Şekil 4.103: 15 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 3 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyonun sayımı düşmeye başlamıştır (Şekil 4.103).



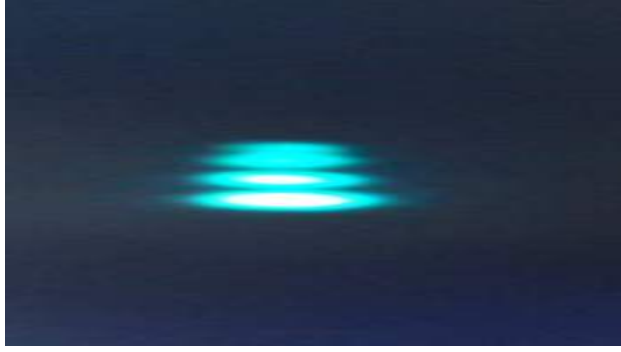
Şekil 4.104: 15 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 4 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir (Şekil 4.104).



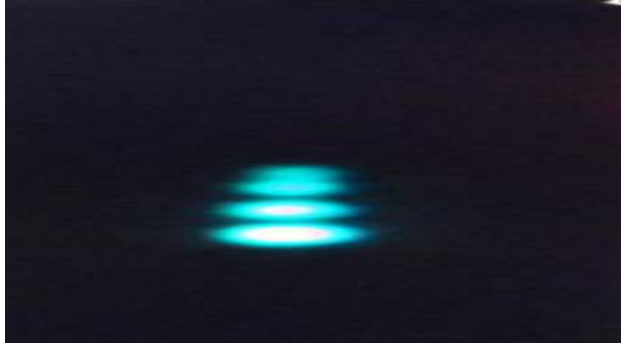
Şekil 4.105: 15 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 5 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir (Şekil 4.105).



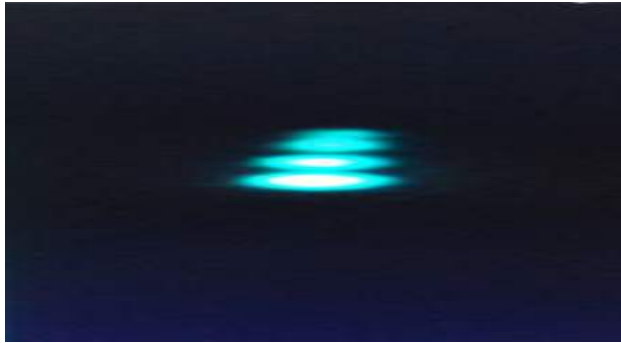
Şekil 4.106: 15 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 6 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmeye başlamıştır (Şekil 4.106).



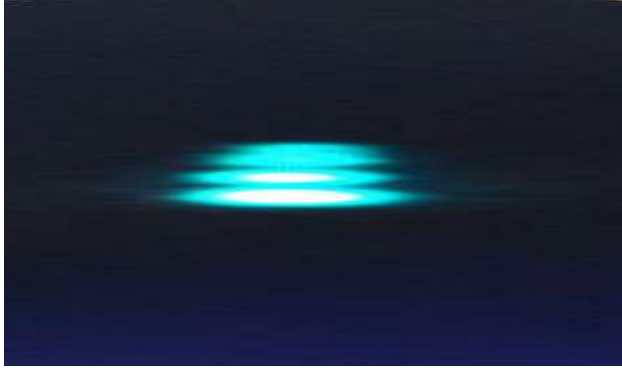
Şekil 4.107: 15 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 7 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmeye başlamıştır (Şekil 4.107).



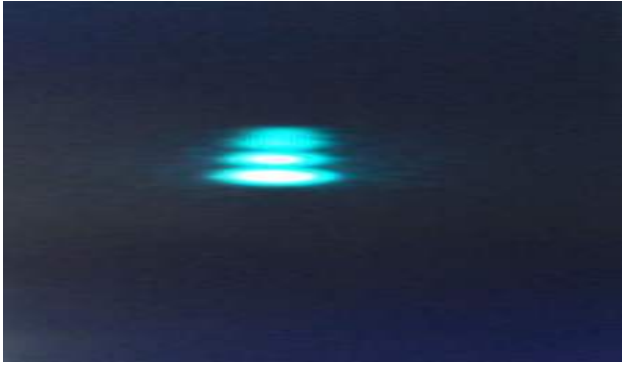
Şekil 4.108: 15 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 8 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.108).



Şekil 4.109: 15 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 9 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.109).

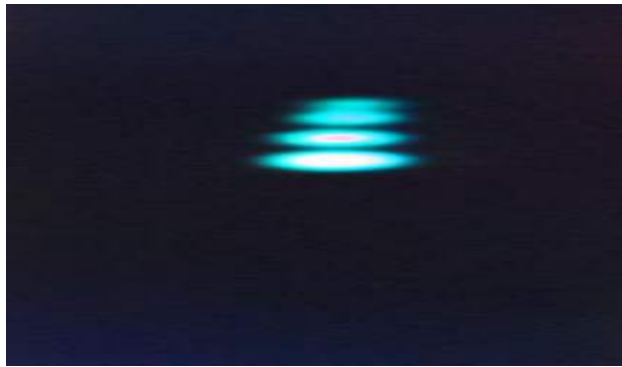
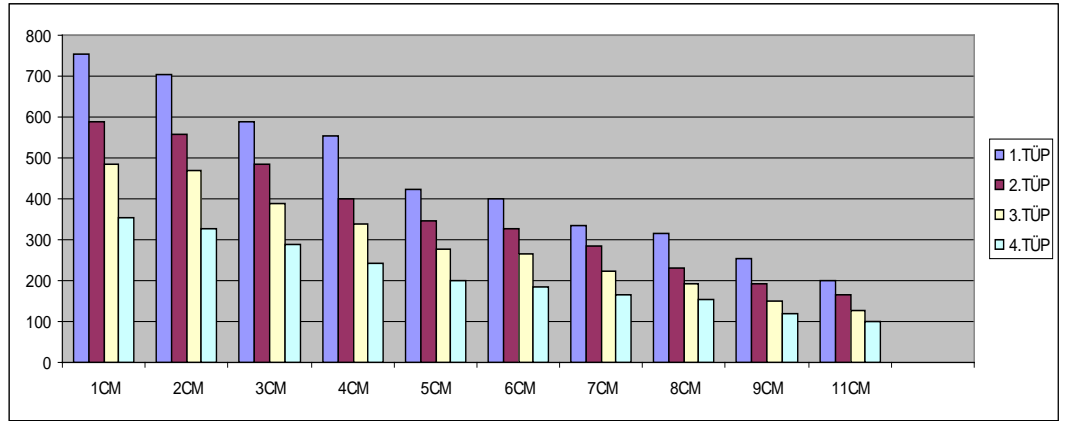


Şekil 4.110: 15 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliğin 6 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.110).

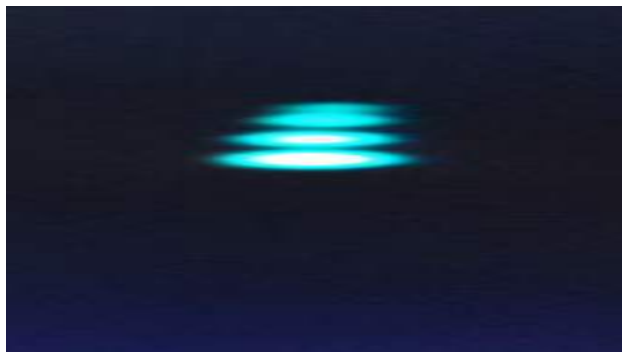
Dedektör tank arası mesafenin 15 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu tüm vücut kemik çekim görüntülerinde 0,1 ml hacimli kaynak 6 cm derinlikten sonra görüntülenememiş, lezyonların görüntüde ayırt edilmesi güçleşmiş ve lezyonların sınır keskinliği azalmaya başlamıştır.

Çizelge 4.17: 20 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri



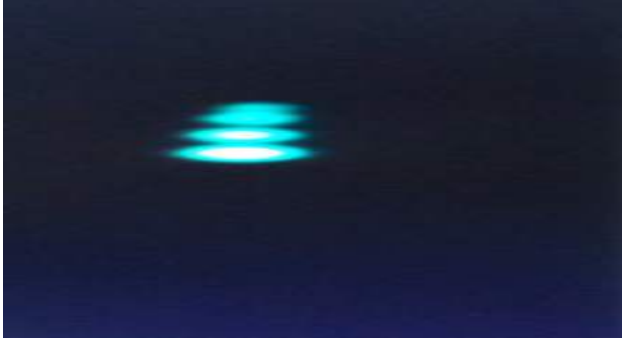
Şekil 4.111: 20 cm mesafe ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 1 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir (Şekil 4.111).



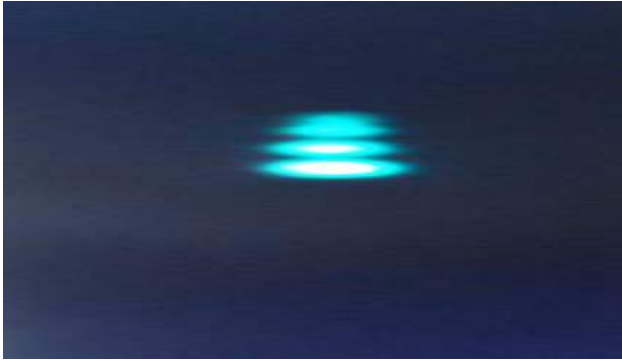
Şekil 4.112: 20 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 2 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir (Şekil 4.112).



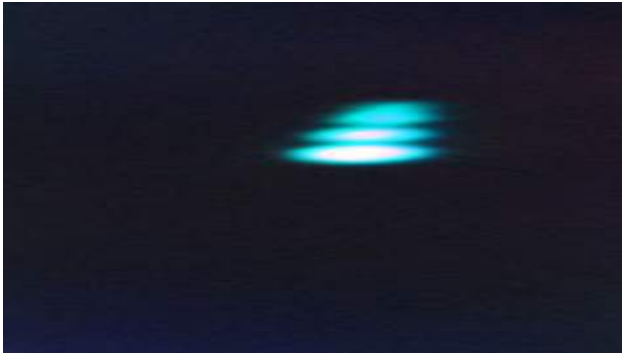
Şekil 4.113: 20 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 3 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.113).



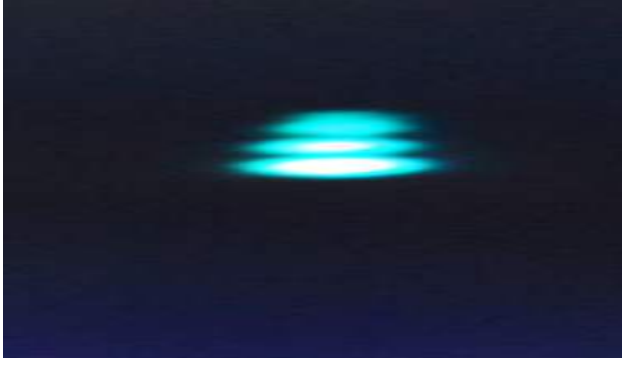
Şekil 4.114: 20 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 4 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.114).



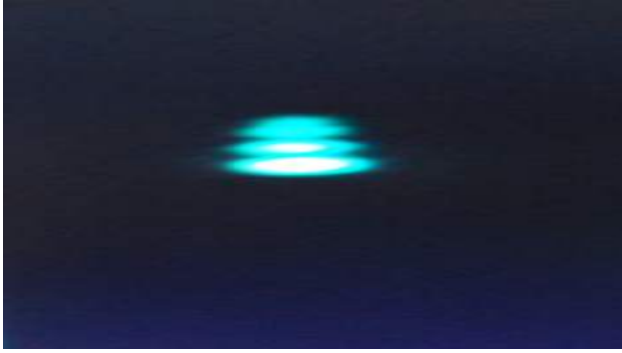
Şekil 4.115: 20 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 5 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.115).



Şekil 4.116: 20 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 6 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.116).



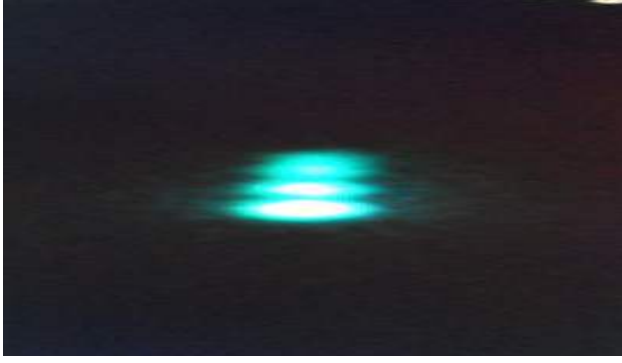
Şekil 4.117: 20 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 7 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.117).



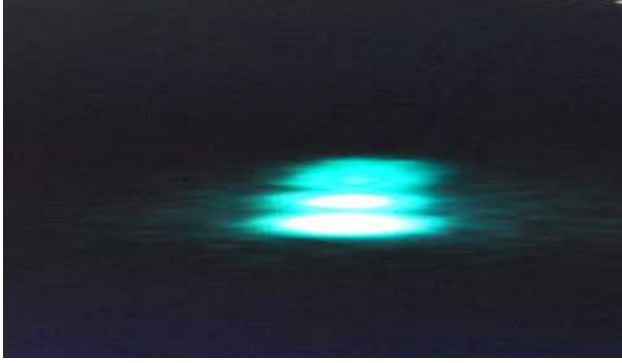
Şekil 4.118: 20 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 8 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.118).



Şekil 4.119: 20 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 9 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.119).

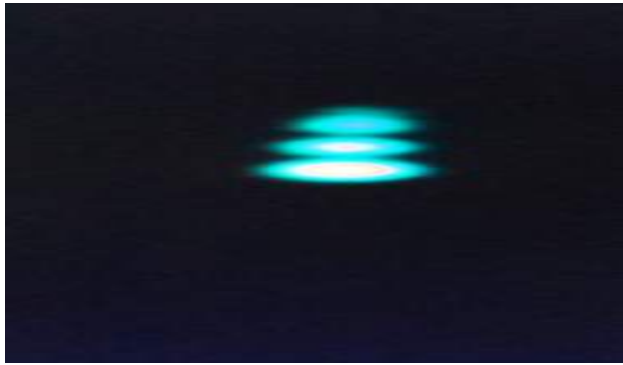
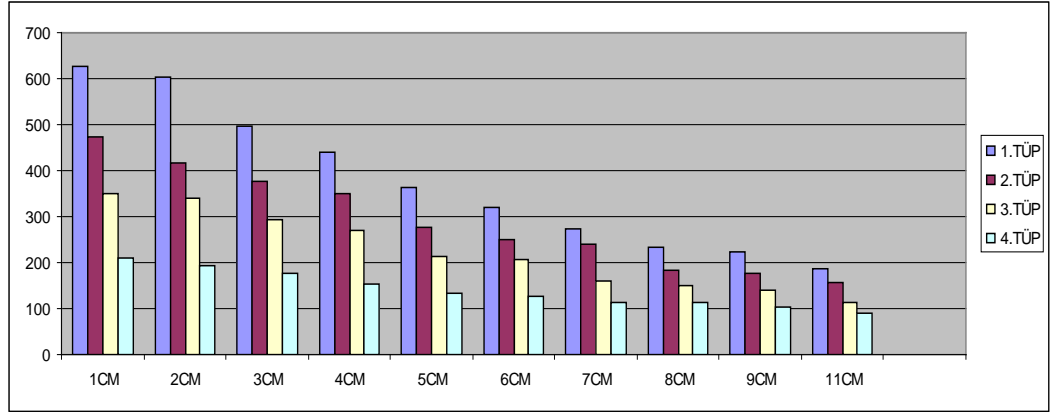


Şekil 4.120: 20 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliğin 1 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.120).

Dedektör tank arası mesafenin 20 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu tüm vücut kemik çekim görüntülerinde 0,1 ml hacimli kaynak hiçbir görüntüde ayırt edilememiştir, lezyonların 3 cm derinlikten sonra sayımları düşmüş ve sınır netliği bozulmaya başlamıştır.

Çizelge 4.18: 25 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri



Şekil 4.121: 25 cm mesafe ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 1 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.121).



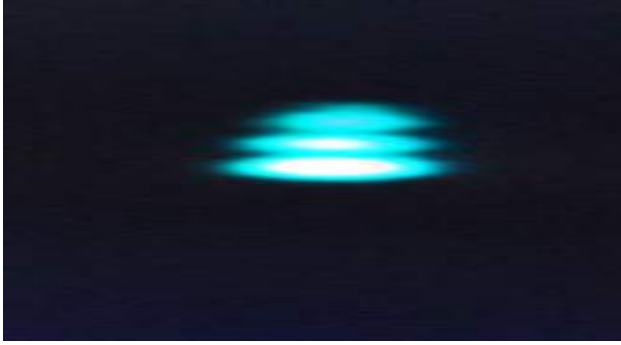
Şekil 4.122: 25 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 2 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.122).



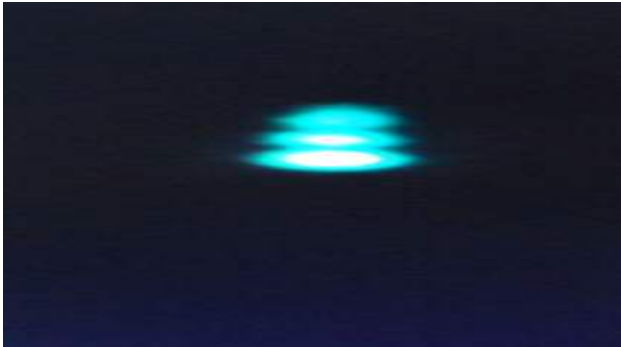
Şekil 4.123: 25 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 3 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.123).



Şekil 4.124: 25 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 4 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.124).



Şekil 4.125: 25 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 5 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.125).



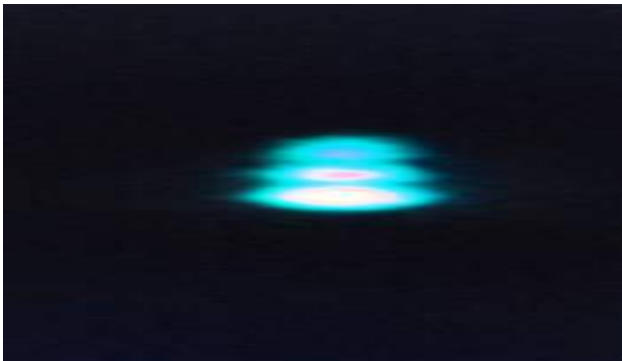
Şekil 4.126: 25 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 6 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.126).



Şekil 4.127: 25 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 7 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.127).



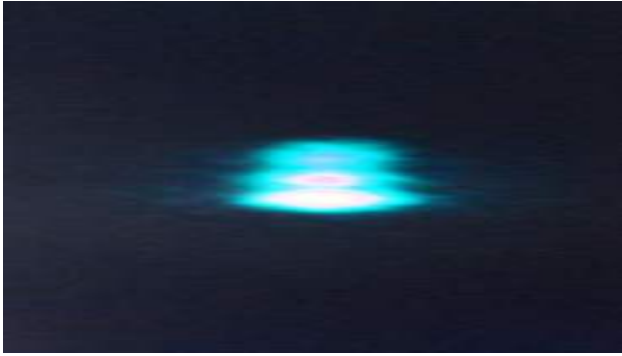
Şekil 4.128: 25 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 8 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.128).



Şekil 4.129: 25 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 9 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.129).

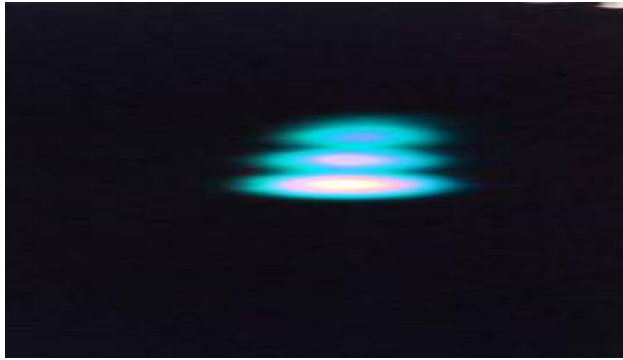
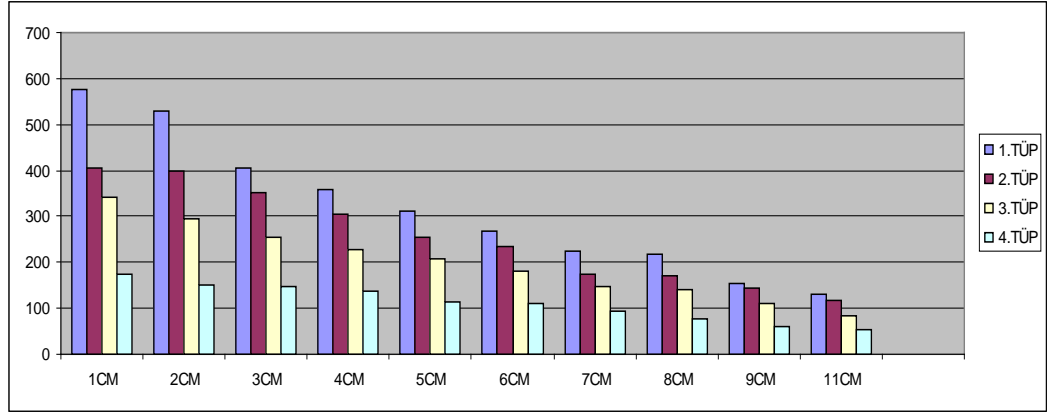


Şekil 4.130: 25 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliğin 11 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.130).

Dedektör tank arası mesafenin 25 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu tüm vücut kemik (tarama) görüntülerinde 0,1 ml hacimli kaynak hiç bir görüntüde gözlenmemiştir, lezyonların sınır netliği azalmış ve görüntüde ayırt edilmesi güçleşmiştir.

Çizelge 4.19: 30 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri



Şekil 4.131: 30 cm mesafe ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 1 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.131).



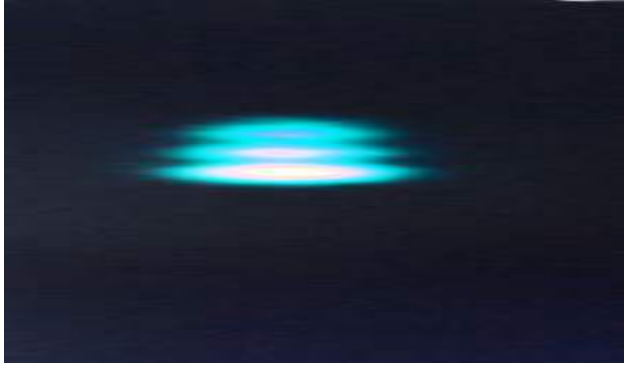
Şekil 4.132: 30 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 2 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.132).



Şekil 4.133: 30 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 3 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.133).



Şekil 4.134: 30 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 4 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.134).



Şekil 4.135: 30 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 5 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.135).



Şekil 4.136: 30 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 6 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.136).



Şekil 4.137: 30 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 7 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.137).



Şekil 4.138: 30 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 8 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.138).



Şekil 4.139: 30 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 9 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.139).

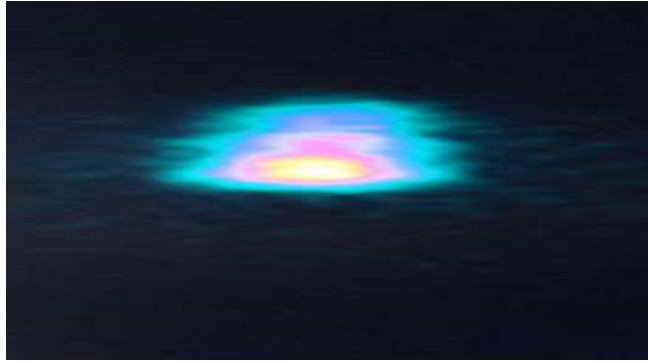
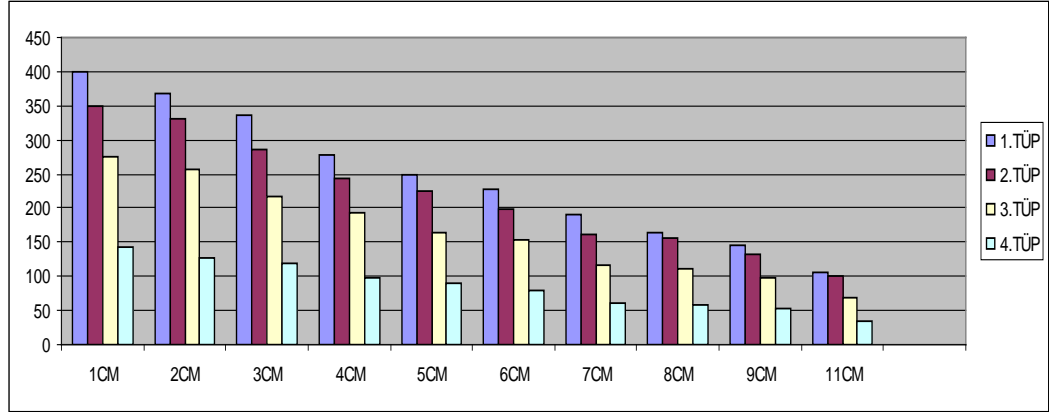


Şekil 4.140: 30 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliğin 11 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.140).

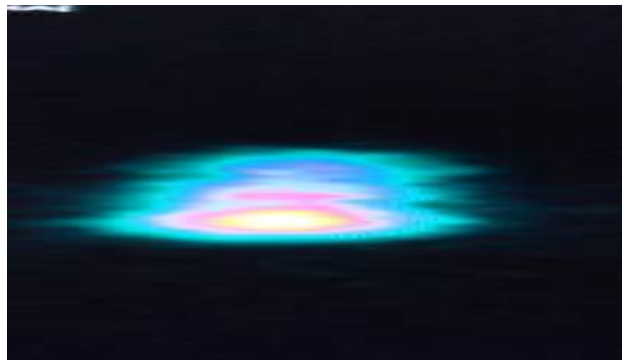
Dedektör tank arası mesafenin 30 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu tüm vücut kemik çekim görüntülerinde kaynakların tüm derinliklerde kenar keskinliği kaybolmuştur. Görüntünün kontrastı kötüleşmiştir.

Çizelge 4.20: 35 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri



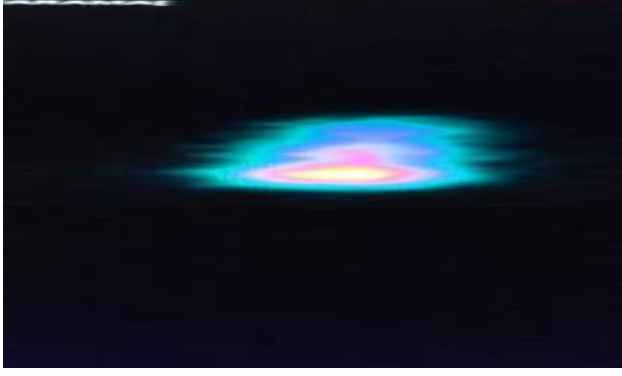
Şekil 4.141: 35 cm mesafe ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 1 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.141).



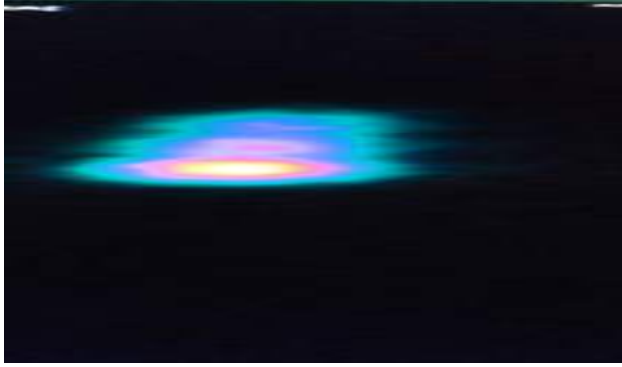
Şekil 4.142: 35 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 2 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.142).



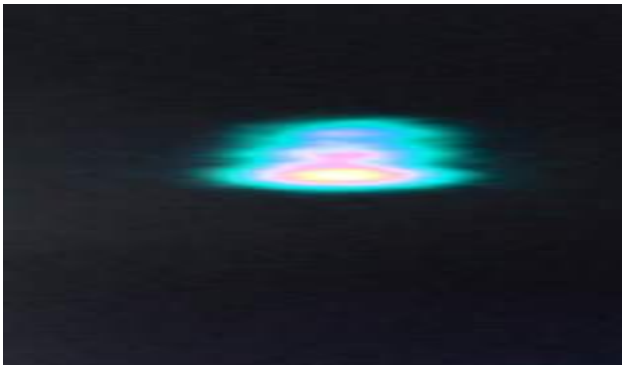
Şekil 4.143: 35 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 3 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.143).



Şekil 4.144: 35 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 4 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.144).



Şekil 4.145: 35 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 5 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.145).



Şekil 4.146: 35 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 6 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.146).



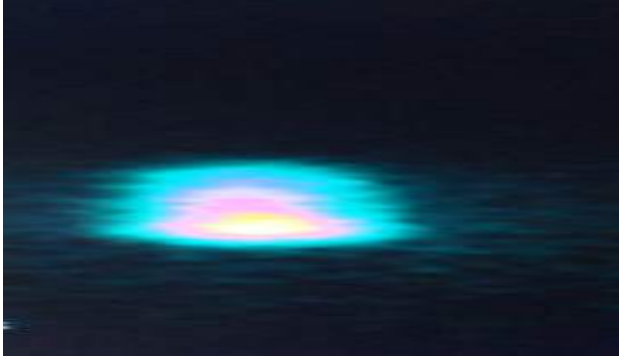
Şekil 4.147: 35 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 7 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.147).



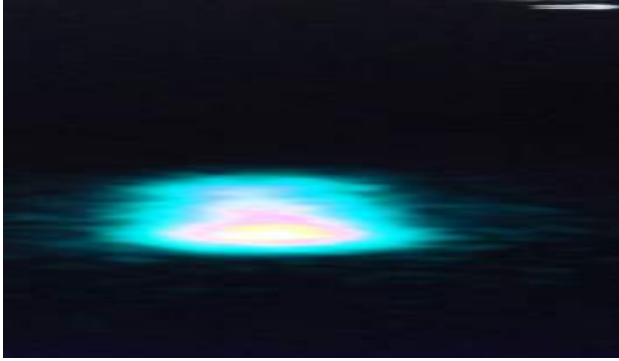
Şekil 4.148: 35 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 8 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.148).



Şekil 4.149: 35 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

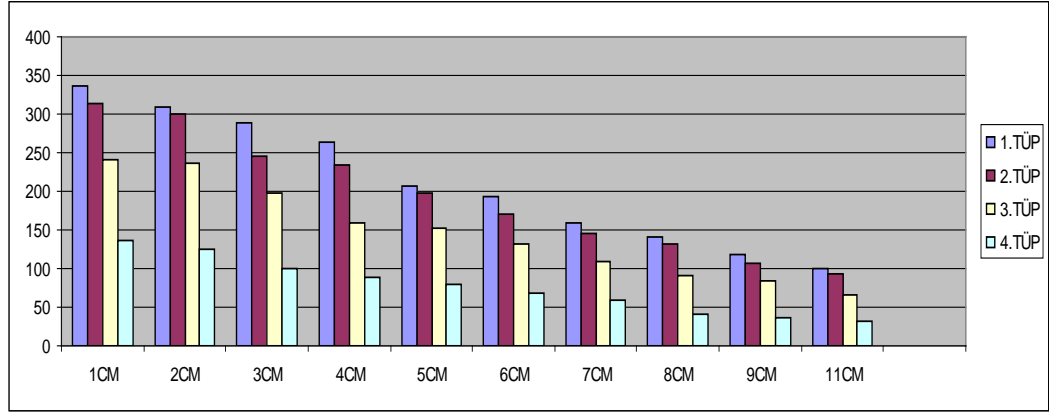
Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 9 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.149).



Şekil 4.150: 35 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliğin 11 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.150).

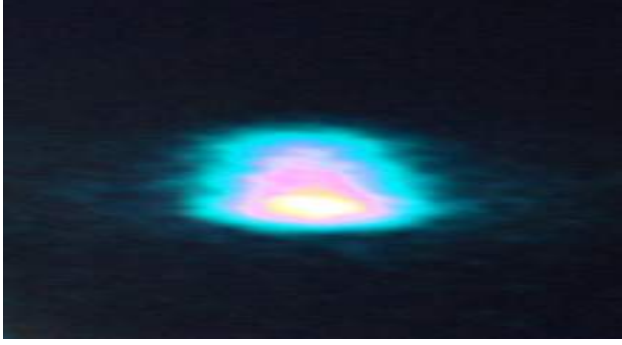
Dedektör tank arası mesafenin 35 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu tüm vücut kemik çekim görüntülerinde kaynakların tüm derinliklerde kenar keskinliği kaybolmuştur. Görüntülerin kontrastı kötüleşmiştir.

Çizelge 4.21: 40 cm mesafedeki taklit lezyonların tarama çekim sayım değişimleri**Şekil 4.151:** 40 cm mesafe ve 1cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 1 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.151).

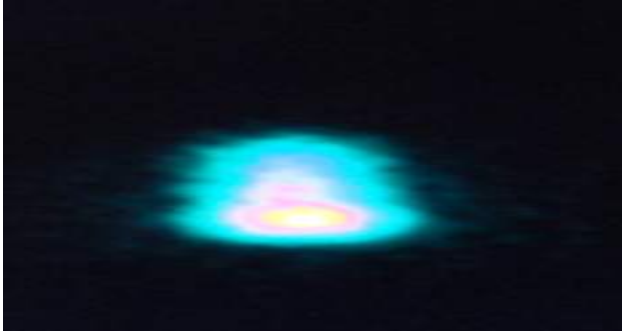
**Şekil 4.152:** 40 cm mesafe ve 2cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 2 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.152).



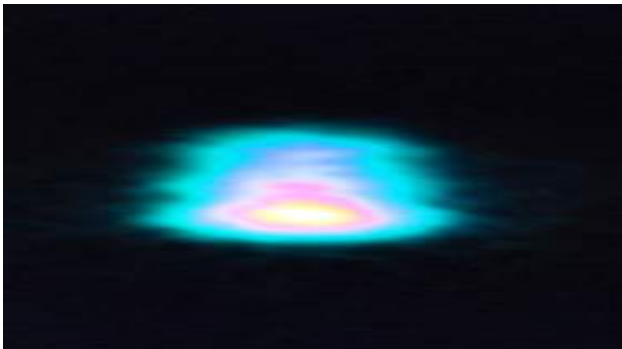
Şekil 4.153: 40 cm mesafe ve 3cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 3 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.153).



Şekil 4.154: 40 cm mesafe ve 4cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 4 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.154).



Şekil 4.155: 40 cm mesafe ve 5cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 5 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.155).



Şekil 4.156: 40 cm mesafe ve 6cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 6 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.156).



Şekil 4.157: 40 cm mesafe ve 7cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 7 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.157).



Şekil 4.158: 40 cm mesafe ve 8cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 8 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.158).



Şekil 4.159: 40 cm mesafe ve 9cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 9 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.159).



Şekil 4.160: 40 cm mesafe ve 11cm derinlikteki taklit lezyonların tarama çekim görüntüsü

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliğin 11 cm olduğu tarama çekim görüntüsünde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli taklit lezyonlardan 0,1 ml hacimli en küçük lezyon görüntülenememiştir. Lezyonlar sınır keskinliğini yitirmiştir (Şekil 4.160).

Dedektör tank arası mesafenin 40 cm, derinliklerin sırasıyla 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm olduğu tüm vücut kemik (tarama) görüntülerinde kaynakların tüm derinliklerde kenar keskinliği kaybolmuştur. Görüntülerin kontrastı kötüleşmiştir.

Bu çalışmaya özgün olarak tasarlanan modeldeki taklit kemik metastazlarının en kg olan 0,1 ml hacimli kaynak kolimatör kaynak arası 20 cm mesafeden sonra saptanamamıştır. Deneysel araştırmanın bu sonucu, Bayram Demir, Murat Okutan, Metin Halaç, Mustafa Demir gama prob ve gama kameranın lezyon tespit etkinliklerinin lenf dgmleri modeli ile araştırılması adlı çalışması ile uyumludur (Demir, 2007).

5. SONUÇ

Klinik nükleer tıp çalışmalarında amaç, doğru tanıya varmak için kaliteli ve tanı koydurucu sintigrafik görüntüler elde etmektir. Bunun için de sintigrafik görüntüleme sayım duyarlılığı tek başına yeterli değildir. Beraberinde yüksek kontrastlı görüntülerin de elde edilmesi gereklidir. Özellikle küçük hacimli lezyonların görüntülenebilmesi klinik yorum açısından oldukça önemlidir.

Deneylerin ilk aşamasında yapılan nokta kaynak çalışmasında; yaklaşık 40 cm'ye kaynak-kolimatör mesafesinde sayım hızının 'kolimatörün septal penetrasyon etkisi' nedeniyle değişmediği, fakat mesafe arttıkça kontrastın (görüntü kalitesinin) kötüleştiği deneysel olarak belirlendi. Deneylerin ikinci aşamasında kemik metastazı olan hastaların kemik sintigrafilerinden yararlanılarak kullanılacak olan taklit kemik metastazı fantomu için gerekli olan sayısal veriler elde edildi. Taklit lezyon büyüklükleri için 0,8 ml, 0,4 ml, 0,2 ml, 0,1 ml hacimli model hazırlandı. İnsan vücudunun yaklaşık %70'i sudur. Bu nedenle vücut içindeki organların radyoaktif yöntemler ile vücut dışından belirlenmesi amacıyla yapılan modeller su içinde izlenirler. Bu çalışmada model su içine yerleştirilerek yapılmıştır. Modelin gama kameranın altında 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 cm mesafelerinde, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11 cm derinliklerinde görüntüleri alındı. Taklit kemik metastazı sayımlarının nicel analizi için istatistiksel değerlendirmeler yapıldı. Gama kamerada alınan taklit kemik metastaz sayımlarının sıvı derinliği ile değişimi grafik üzerinde incelendi. Bu grafikte aynı derinlikteki büyük çaplı taklit kemik metastazından kaydedilen sayımın daha fazla olduğu izlenmektedir. Statik çekim ve tüm vücut kemik çekim için kritik mesafe olan 5 ve 20 cm'deki en küçük taklit kemik metastazı üzerinde alınan iki sayım grubu arasında anlamlı fark bulundu. Lezyonların 5 cm mesafedeki sayımı ile 20 cm mesafedeki sayımları arasında ciddi bir fark oluşmuştur. Gama kamera kaynak arası mesafe ve derinlik arttıkça sayımların azaldığı, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 cm gama kamera kaynak arası mesafelerde 0,1 ml, 0,2 ml, 0,4 ml, 0,8 ml hacimli kaynakların hangi derinlikten sonra görüntüde ayırt edilemediği belirlenmiş oldu. Kolimatör kaynak arası 20 cm mesafe kritik nokta olarak belirlendi ve lezyonların su içindeki derinliğinin görüntü kalitesi üzerindeki etkisi belirlenmiş oldu. En küçük hacimli lezyon olan 0,1 ml hacimli lezyon, kolimatör kaynak arası mesafenin 5 cm olduğu görüntülerde 8 cm, mesafenin 10 cm olduğu görüntülerde 7 cm, 15 cm olduğu görüntülerde 6 cm , 20 cm ve sonraki mesafelerde ki tüm derinliklerde 0,1 ml

hacimli en küçük lezyon görüntülenememekte ve lezyonların sınır keskinliği kaybolmaktadır. Sintigrafik görüntülerin kontrastı kötüleşmektedir.

Bu çalışmada obje-kolimatör mesafesinin kısa olmasının, yani kolimatörün objeye yakın olmasının önemi ortaya koyuldu. Klinik nükleer tıp çalışmalarında amaç, doğru tanıya varmak için kaliteli sintigrafik görüntüler elde etmektir. Bunun için de sintigrafik görüntüleme sayım duyarlılığının tek başına yeterli olmadığı, beraberinde yüksek kontrastlı görüntülerin de elde edilmesi gerekliliği ortaya konulmuş oldu. Kontrastı düşük görüntülerde küçük hacimli lezyonlar görüntüde ayırt edilememekte bunun sonucunda da tanı ve tedavide eksik uygulamalara yol açmaktadır. Özellikle kanser vakalarında rastlanan kemik metastazlarının görüntülenmesinde sıkça kullanılan kemik sintigrafisinin küçük hacimli lezyonların görüntülenmesinde ki etkinliği araştırılmış ve lezyonların hangi mesafeden sonra görüntülenemediği belirlenmiştir.

Klinik görüntüler ile uyumlu olduğu kanıtlanan özgün bir kemik metastazı modeli yapılmıştır. 0.1 ml hacimli kemik metastazının gama kamera ile ölçüm yapılarak hangi mesafeden ve derinlikten tespit edilebileceği kriterleri belirlenmiş oldu.

KAYNAKLAR DİZİNİ

- Anger H.O.**, 1958, Scintillation camera. Rev Sci Instr 29:27.
- Bor D.**, 1992, Anger Kamera teknolojisindeki gelişmeler. Tur J Nucl Med 1:13-18.
- Buckley O., O'Keeffe S., Geoghegan T., Lyburn I.D., Munk P.L., Worsley D. and Torreggiani W.C.**, 2007, Tc-99m bone scintigraphy superscans: a review. Nucl Med Commun; 521-7.
- Chandra R.**, 1992, Introductory Physics of nuclear medicine, ed 4, Lea & Febiger, Philadelphia, pp: 254-290.
- Chao H.S., Chang C.P., Chiu C.H., Chu L.S., Chen Y.M. and Tsai C.M.**, 2009, Bone scan flare phenomenon in non-small-cell lung cancer patients treated with gefitinib. Clin Nucl Med. Jun; 346-9.
- Coleman R.E., Laymon C.M. and Turkington T.G.**, 1999, FDG imaging of lung nodules: a phantom study comparing SPECT, camera-based PET, and dedicated PET. Radiology; 823-8.
- Cook G.J., Gnanasegaran G. and Chua S.**, 2010, Miscellaneous indications in bone scintigraphy: metabolic bone diseases and malignant bone tumors. Semin Nucl Med. Jan;40; 52-61.
- Cox C.E., Pendas S., Cox J.M., Joseph E., Shons A.R. and Yeatman T.**, 1998, Guidelines for sentinel node biopsy and lymphatic mapping of patients with breast cancer. Ann Surg.; 645-53.
- Demir B., Okutan M., Halaç M., ve Demir M.**, 2007, Gama prob ve gama kameranın lezyon tespit etkinliklerinin lenf düğümleri modeli ile araştırılması, Türk onkoloji Dergisi, 159-165
- Demir M.**, 1999, Nükleer tıp fiziği. AB Ofset, Ankara, pp: 43-97.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Demir M.**, 2001, Gama Kameralarda Kalite Kontrol Testleri, Turk J Nucl med, 10: 217-227
- Demir M.**, 2008, Nükleer Tıp Fiziği Ve Klinik Uygulamaları, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul.
- Demir M., Halaç M. ve Uslu İ.**, 2003, Meme tümörü, lenf düğümü modelinde lezyon deteksiyonu. Turk J Nucl Med;12:149-53.
- Demir, M.**, 1999, Gama Kameralardaki Yeni Teknik Gelişmeler ve Gama Kamera Seçiminin Değerlendirilmesi, Turkish Journal Of Nuclear Medicine; 83-95
- Desmet A.A., Dalinka M.K. and Alazraki N.**, 2000, Diagnostic imaging of a vascular necrosis of the hip. Radiology; 215 :247–254.
- Duman, Ç.**, 2007, Bilgisayarlı Tek Foton Emisyonlu sistemlerde MTF ve DQE Bulunması, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- Early P.J. and Sodee D.B.**, 1995, Principles and Practice of Nuclear Medicine, Second Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis.
- Esser P.**, 1984, Angled-collimator SPECT (A-SPECT): An improved approach to cranial single photon emission tomography; 805-809.
- Garin, E., Devillers, A., Girault, S., Laffont, S., Schill, O., Bernard, A. M., Moisan, A. and Bourguet, P.**, 2001, Nuclear Medicine Communications.
- Görpe A. ve Cantez S.**, 1992, Pratik Nükleer Tıp. İstanbul Tıp Fakültesi.
- Hamaoka T., Madewell J. E., Podoloff D. A., Hortobagyi G.N. and Ueno N.T.**, 2004, Bone Imaging in Metastatic Breast Cancer Journal of Clinical Oncology; 2942-2953

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Haugeberg G.**, 2008, Imaging of metabolic bone diseases. Best Pract Res Clin Rheumatol; 1127-39.
- Henkin R.E., Boles M.A. and Gary L.D.**, 1996, Nuclear medicine. Managing Edit by Corra, E., Publisher, Patterson, A., Mosby, USA.
- Höhne K.H.**, 1981, Digital Image Processing in Medicine: Proceedings, Hamburg, October 5.
- ICRP.**, 1990, Radiation dose from radiopharmaceuticals, ICRP publication 53, Pennanent Press, New York.
- Kereiakes J.G.**, 1987, The history and development of medical physics instrumentation: Nuclear medicine, Med Phys.;146-155.
- Ketchum L.E.**, 1998, Equipment in nuclear medicine, parti: solid-state dedectors. J Nucl; 1223–1240.
- Khoury J., Jerushalmi J., Loberant N., Shtarker H., Militianu D. and Keidar Z.**, 2007, Kohler disease: diagnoses and assessment by bone scintigraphy. Clin Nucl Med; 179-81.
- Khul D. and Edward R.**, 1976, The Mark-4 system for rarionuclide computed tomography of the brain. Radiol 121- 405
- Laere K.V., Casier K. and Uyttendaele D.**, 1998, Technetium-99m MDP scintigraphy and longterm follow up of treated primary malignant bone tumors. J Nucl Med; 1563
- Love C., Tomas M.B., Marwin S.E., Pugliese P.V. and Palestro C.J.**, 2001, Role of nuclear medicine in diagnosis of the infected joint replacement. Radio Graphics; 1229–1238.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Macovski A.**, 1983, Imaging systems in medicine; Radiography; Radionuclide imaging; Technology, Radiologic; Ultrasonics; Diagnostic use, 102-115-223.
- Madsen MT.**, 1998, For the proposition. Medical Physics; 2116-2118.
- Min J.W., Um S.W. and Yim J.J.**, 2009, The role of whole-body FDG PET/CT, Tc 99m MDP bone scintigraphy, and serum alkaline phosphatase in detecting bone metastasis in patients with newly diagnosed lung cancer. J Korean Med Sci.;275-280.
- Novartisonkoloji**, İnsan vücudunda oluşan kemik metastazları, http://www.novartisonkoloji.com.tr/Default.aspx?sayfa=hasta_ta_kemik (Erişim tarihi: 19 Ocak 2013)
- Okudan B., Çelik C., Serttaş S. ve Özgirgin N.**, 2002, The predictive value of additional
- Öğüt H.**, 2010, Gama Kamera ile Nükleer Tıpta Görüntüleme, Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fizik Bölümü
- Özdemir H., Özdemir A., Söyücü Y. ve Urgüden M.**, 2002, The role of bone scintigraphy in determining the etiology of heel pain. Ann Nucl Med.; 395-401.
- Padikal T.N., Holder L.E. and Strife J.**, 1982, Dynamic modification of spatial distortion correction capabilities of scintillation camera ,Journal of Nuclear Medicine, pp. 653-656
- Rao U. R., Alex T. K., Iyengar V. S., Kasturirangan K., Marar T. M., Mathur R. S. and Sharma D. P.**, 1981, Nature, 289, 779 First citation in article
- Rupani H.D., Holder L.E., Espinola D.A. and Engin S.I.**, 1985, Three-phase radionuclide bone imaging in sports medicine. Radiology; 187-196.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Salaun P.Y.**, 2009, Detection of occult wrist fractures by quantitative radiosciintigraphy: a prospective study on selected patients. Nucl Med Commun; 7-862.
- Sapir E.E.**, 2005, Imaging of Malignant Bone Involvement by Morphologic, Scintigraphic, and Hybrid Modalities J Nucl Med; 1356-1367
- Sorenson J.A. and Phelps M.E.**, 1987, Physics in Nuclear Medicine. Grune and Stratton, San Francisco, P 372-374.
- Sorenson J.A. and Phelps M.E.**, 1987, Physics in Nuclear Medicine. The Anger Camera: Basic Principles. Second edition, Orlando: Grune.
- Sorenson J.A. and Phelps M.E.**, 1987, The Anger Camera performance characteristics: Design and performance characteristics of parallel-hole collimators. Orlando: Grunr-Stratton.
- Thurlow M.A., Carney G. and Greenfield G.B.**, 2002, Imaging in oncology: radiologic abnormalities in the legs. Cancer Control; 83-4.
- Uşaklı A.B.**, 2000, Nükleer Tıpta kullanılan görüntüleme sistemleri, <http://www.kho.edu.tr/yayinlar/bilimdergisi/bilimder/doc/2000-1/bilder-8.doc> (Erişim tarihi: 19 Ocak 2013)
- Van der Bruggen W., Bleeker-Rovers C.P., Boerman O.C., Gotthardt M. and Oyen W.J.**, 2010, PET and SPECT in osteomyelitis and prosthetic bone and joint infections: a systematic review. Semin Nucl Med. Jan; 3-15.
- Ziessman H. and O' Malley J.**, 2006, Thrall J. Nuclear Medicine: The Requisites 3rd ed. Philadelphia, U.S.; 113-129 .

ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Aksaray'da doğdu. İlk, Orta ve Lise öğrenimini çeşitli illerde tamamladıktan sonra Sakarya Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünde okudu. 2010 yılında Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde Nükleer Bilimler Anabilim Dalında yüksek lisansa başladı ve halen devam etmektedir. Evli ve bir kız çocuğu babası adaydır.