

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**NÜKLEER TIP'DA PLANER VE TOMOGRAFİK GÖRÜNTÜLERDE
NÜMERİK DEĞERLENDİRME**

Feryal ÇAKIR

FİZİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ANKARA
2007**

Her hakkı saklıdır

Prof. Dr. Doğan BOR danışmanlığında, Feryal ÇAKIR tarafından hazırlanan “**Nükleer Tıp’da Planer ve Tomografik Görüntülerde Nümerik Değerlendirme**” adlı tez çalışması 27/02/2007 tarihinde aşığıdaki jüri tarafından oy birliğı ile Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliğı Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Erkan İBİŞ

(Ankara Üniversitesi Tıp Faköltesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı)

Üye: Prof. Dr. Doğan BOR

(Ankara Üniversitesi, Fizik Mühendisliğı Anabilim Dalı)

Üye: Prof. Dr. elik TARIMCI

(Ankara Üniversitesi, Fizik Mühendisliğı Anabilim Dalı)

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Ülkü MEHMETOĞLU

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

NÜKLEER TIP'DA PLANER VE TOMOGRAFİK GÖRÜNTÜLERDE NÜMERİK DEĞERLENDİRME

Feryal ÇAKIR

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Doğan BOR

Nükleer Tıp görüntüleri organ fonksiyonlarının saptanması ile ilgili önemli bilgi verir. Bu değerlendirmeler genelde görüntülerin görsel olarak incelenmesi ile gerçekleştirilir. Ancak sayısal görüntülere uygulanabilen farklı algoritmalar ile görüntülerden nümerik sonuçların da çıkarılması mümkündür. Organ ya da organ içindeki anormal oluşumların nümerik olarak belirlenmesi, bu organ ile ilgili teşhislerin daha doğrulukla yapılmasını sağlar. Planar görüntülerde bilhassa saçılan ışınlar ve kolimatörden artan mesafeyle bozulan uzaysal ayırma gücü sonuçlarda önemli hataların (%45) ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Tomografik kesitlerde ise nümerik değerlendirmeler daha doğrulukla yapılmaktadır. Açısal ve doğrusal örnekleme, foton azalımı, foton saçılması, kullanılan görüntü işleme filtreleri gibi faktörler sonuçları etkileyebilmektedir.

Bu çalışmanın amacı; bilgi toplama ve görüntü işleme parametrelerinin, nümerik sonuçlardaki doğruluğa etkisinin araştırılmasıdır.

2007, 82 sayfa

Anahtar Kelimeler: Nükleer Tıp, Planer Hassasiyet, Jaszczak Fantomu, Tek Foton Emisyon Tomografisi, Görüntü İşleme

ABSTRACT

Master Thesis

NUMERICAL EVALUATION OF PLANAR AND TOMOGRAPHIC IMAGES IN NUCLEAR MEDICINE

Feryal ÇAKIR

Ankara University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Engineering Physics

Supervisor: Prof. Dr. Doğan BOR

Nuclear Medicine images give significant information about estimation of organ functions. In general, these evaluations are carried out with visual interpretation of images. However, numerical results obtained from the implementation of different algorithms provide better understanding of organ functions. Presence of scattered photons in the energy window as well as degradation of spatial resolution with the increased distance from collimator cause significant errors (%45) for the planar images. The accuracy of numerical evaluations can be improved in case of tomography images. However limited angular and linear sampling, scatter and attenuation photons, reconstruction filters may still effect the results.

The aim of this work is to investigate the effects of processing and acquisition parameter to accuracy of numerical results .

2007, 82 pages

Key Words: Nuclear Medicine, Planar Sensivity, Jaszczak Phantom, Single Photon Emission Computed Tomography, Image Processing

TEŞEKKÜR

Ülkemizdeki Nükleer Tıp bölümleri için faydalı olacağına inandığım bu araştırmada, çalışmalarımı yönlendiren, araştırmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek akademik ortamda olduğu kadar beşeri ilişkilerde de engin fikirleriyle yetişme ve gelişmeye katkıda bulunan danışman hocam sayın Prof. Dr. Doğan BOR 'a (Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi) teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmasının yapıldığı, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Cebeci hastanesi personel ve yönetimine, çalışmalarım sırasında bana yardımını esirgemeyen fizik mühendisi sayın Selma TAŞTAN 'a (Ankara Üniversitesi Cebeci hastanesi) teşekkür ederim.

Ayrıca, çalışmam sırasında maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen babam sayın Ferhat ÇAKIR 'a ve annem sayın Aysel ÇAKIR 'a çok teşekkür ederim.

Ayrıca kardeşim Fulya ÇAKIR'a, arkadaşlarım Ayşenur SOLMAZ'a, Gökçe BERKMEN'e, Onur EDE'ye, Sinem BAYRAK'a ve Tolga İNAL'a verdikleri destek için sonsuz teşekkür ederim.

Feryal ÇAKIR

Ankara, Şubat 2007

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
SİMGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	viii
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1 Gama Kameraların Genel Yapısı	3
2.2 Bir Gama Kameranın Komponentleri	3
2.3 Pozisyonlama	6
2.4 Tek Foton Emisyon Tomografisinin Genel Yapısı.....	8
2.5 Tomografik Görüntünün Elde Edilmesi	8
2.6 Çalışma Amacına Göre Projeksiyonların Toplanmasında Seçilen Faktörler...	10
2.6.1 Dedektör konfigürasyonu.....	10
2.6.2 Dedektör yörüngesi	10
2.6.3 Projeksiyon görüntülerinin sayısı ve elde edildiği matris boyutu	11
2.6.4 Projeksiyon süresi	11
2.6.5 Düzeltme tablolarının seçimi	12
2.7 Kesit Görüntü Eldesinde Kullanılan Algoritmalar ve Filtreler	12
2.7.1 Algoritmalar	12
2.7.1.1 Tekrarlayıcı yöntemler	13
2.7.1.2 Filtre geriye projeksiyon yöntemi.....	17
2.7.2 Filtreler	19
2.8 Planer ve Tomografik Görüntü Kalitesine ve Değerlendirmesine Etki Eden Nedenler	22
2.8.1 Kamera performans özellikleri.....	22
2.8.2 Fiziksel nedenler.....	24
2.8.2.1 Foton azalımı ve düzeltme yöntemleri	24
2.8.2.2 Saçılmış fotonlar ve düzeltme yöntemleri.....	29
2.8.2.3 Gürültü.....	30
2.8.3 Diğer nedenler	32

2.8.3.1 Hasta hareketi	32
2.8.3.2 Örnekleme	32
2.8.3.3 Kısmi Hacim Etkisi (Partial Volume Effect)	33
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	36
3.1 Planar Görüntülerden Aktivite ve Hacim Hesabı.....	36
3.1.1 Planar görüntülerden aktivite değerlendirmeleri.....	38
3.1.1.1 Foton saçılım ve azalım düzeltmesinin kullanımı ile aktivite hesabı	40
3.1.1.2 Geometrik ortalama metodunun kullanımı ile aktivite hesabı.....	42
3.1.2 Planar görüntülerden hacim değerlendirmeleri	45
3.2 Kesit Görüntülerinden Aktivite ve Hacim Hesabı.....	45
3.2.1 Kesit görüntülerinden aktivite değerlendirmeleri	48
3.2.2 Kesit görüntülerinden hacim değerlendirmeleri.....	50
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	52
4.1 Planar Değerlendirmeler	52
4.1.1 Aktivite sonuçları	52
4.1.1.1 Foton saçılım ve azalım düzeltmesinin kullanımı ile aktivite sonuçları	52
4.1.1.2 Geometrik ortalama metodunun kullanımı ile aktivite sonuçları	55
4.1.2 Hacim sonuçları	56
4.2 Tomografik Değerlendirmeler	60
4.2.1 Filtre değişimi	60
4.2.2 Zoom faktörü değişimi	65
4.2.3 Kesit kalınlığı değişimi	66
4.2.4 Algoritma değişimi	67
4.2.5 Sheep-logan filtresinin üç farklı algoritmadaki karşılaştırması	68
4.2.6 Butterworth filtresinin üç farklı algoritmadaki karşılaştırması	69
4.2.7 Projeksiyon görüntü sayısının değişimi	69
4.2.8 Matris boyutu değişimi	70
4.2.9 Küre/ Background oranlarının değişimi	71
4.2.10 Dedektör yörünge değişimi	72
4.2.11 Foton azalım düzeltmesi olmadan algoritma değişimi	72
4.2.12 Saçılım düzeltmesi olmadan algoritma değişimi	73
5. SONUÇ	75
KAYNAKLAR	79
ÖZGEÇMİŞ	82

SİMGELER DİZİNİ

ADC	Analogue to Digital Converter (Sayısal Çevirici)
$C_{\text{çevre}}$	Çevre üzerinde çizilen ROI'nin ortalama sayımı
C_{obje}	Obje üzerinde çizilen ROI'nin ortalama sayımı
CO	Dairesel yörünge
E_0	Fotopik enerjisi
f_{Nyquist}	Nyquist frekansı
FBP	Filtred Back Projection (Filtre Geriye Projeksiyon)
FWHM	Full Width Half Maximum (Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik)
μ	Lineer azalım katsayısı
MLEM	Maximum Likelihood Expectation Maximization
MTF	Modulation Transfer Function (Modüler Transfer Fonksiyonu)
N	Dedekte edilen foton sayısı
N_0	Kaynaktan salınan foton sayısı
NCO	Dairesel olmayan yörünge
OSEM	Ordered Subset Expectation Maximization
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
PHA	Puls yükseklik analizörü
PMT	Fotoçoğaltıcı tüp
RC	İyileştirme faktörü
RMS	Kareli ortalamanın karekökü
ROI	İlgi alanı
ρ_m	Cut-off (maksimum) frekansı
SPECT	Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi
X_{poz}	X pozisyon sinyali
Y_{poz}	Y pozisyon sinyali
Z	Enerji sinyali

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Gama kameranın genel yapısı.....	3
Şekil 2.2 Gama kameranın komponentleri.....	4
Şekil 2.3 Fotoçoğaltıcı tüpün çalışması	5
Şekil 2.4 Fotoçoğaltıcı tüplerin çıkışları	5
Şekil 2.5 Pozisyonlama devresi	7
Şekil 2.6 Tek Foton Emisyon Tomografisi.....	8
Şekil 2.7 Bilgisayar ekranında görüntü oluşum diyagramı.....	9
Şekil 2.8 Belirli açılardaki projeksiyonların bilgisayar hafızasına toplanması.....	9
Şekil 2.9 Dedektör konfigürasyonu ve yörüngesi.....	10
Şekil 2.10 Matris boyutu ve projeksiyon görüntü sayısının değişimi.....	11
Şekil 2.11 Projeksiyonların elde edilmesi	13
Şekil 2.12 Geriye projeksiyon ve filtre geriye projeksiyon yöntemi	18
Şekil 2.13 Frekans uzayında filtre gösterimi	21
Şekil 2.14 Kesit görüntüsündeki soğuk ve sıcak ring artefaktlar.....	22
Şekil 2.15 Homojen kesit görüntüsündeki foton azalımı.....	25
Şekil 2.16 Hiperbolik Sin Düzeltmesi	26
Şekil 2.17 Enerji spektrumunun gösterimi.....	29
Şekil 2.18 Kısmi Hacim Etkisi.....	34
Şekil 2.19 RC'nin obje boyutu ile değişimi.....	35
Şekil 3.1.a) Farklı boyutlu küreler b) Troid fantomu.....	37
Şekil 3.2 Karaciğer fantomu	37
Şekil 3.3 Küreler için planar çalışma geometrisi	38
Şekil 3.4 Karaciğer fantomu için çalışma geometrileri.....	39
Şekil 3.5 Fotopikin ve compton bölgesindeki ikincil pencerenin gösterimi.....	40
Şekil 3.6 Geometrik ortalama metodu	43
Şekil 3.7 Planar görüntülerde hacim hesabı.....	45
Şekil 3.8 İçine 4 küre yerleştirilmiş Jaszczak fantomu.....	46
Şekil 3.9 Tank fantomu.....	49
Şekil 3.10 İlgi alanı içinde kalan piksellerin gösterimi.....	50
Şekil 4.1 Farklı kesim frekanslarında ve güç faktörlerinde butterworth filtre	64
Şekil 5.1 Mediso TH-33 için k_{sk} doğruluğu.....	78
Şekil 5.2 Siemens E-CAM için k_{sk} doğruluğu.....	78

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1 Planar görüntülemelerde kullanılan fantomların boyutları ve hacimleri	37
Çizelge 3.2 Planar görüntüleme için kürelere konan aktivite miktarları	38
Çizelge 3.3 Düzeltilmiş sayımlardan aktiviteye geçişlerde kullanılan k sabitleri	42
Çizelge 3.4 Kesit görüntü eldelerinde kullanılan bilgi toplama parametreleri	46
Çizelge 3.5 Kesit görüntü eldelerinde kullanılan kesit eldesi parametreleri.....	46
Çizelge 3.6 Seçilen kesim frekansı ve güç faktörü değerleri.....	47
Çizelge 3.7 Farklı oranlardaki küre ve background aktiviteleri.....	48
Çizelge 4.1 128x128 matris boyutunda zoom1’de aktivite yüzde hata değerleri	53
Çizelge 4.2 128x128 matris boyutunda zoom1,27’de aktivite yüzde hata değerleri	53
Çizelge 4.3 256x256 matris boyutunda zoom1’de aktivite yüzde hata değerleri	53
Çizelge 4.4 256x256 matris boyutunda zoom1,27’de aktivite yüzde hata değerleri	54
Çizelge 4.5 20cm fantom - dedektör mesafesi, 1 dakikalık görüntüleme süresinde, değişen matris boyutu ve zoom faktörleri için aktivite yüzde hata değerleri.....	55
Çizelge 4.6 30cm fantom - dedektör mesafesi, 1 dakikalık görüntüleme süresinde, değişen matris boyutu ve zoom faktörleri için aktivite yüzde hata değerleri.....	55
Çizelge 4.7 30cm fantom - dedektör mesafesi, 1 dakikalık görüntüleme süresinde, değişen matris boyutu ve zoom faktörleri için geometrik ortalama yöntemiyle aktivite yüzde hata değerleri	56
Çizelge 4.8 128x128 matris boyutunda zoom1’de hacim yüzde hata değerleri	57
Çizelge 4.9 128x128 matris boyutunda zoom1,27’de hacim yüzde hata değerleri	57
Çizelge 4.10 256x256 matris boyutunda zoom1’de hacim yüzde hata değerleri	57
Çizelge 4.11 256x256 matris boyutunda zoom1,27’de hacim yüzde hata değerleri	58
Çizelge 4.12 Değişen matris boyutu ile troid fantomunun hacim yüzde hata değerleri .	59
Çizelge 4.13 20cm dedektör-fantom mesafesinde, değişen matris boyutu ve zoom faktörleriyle karaciğer fantomunun hacim yüzde hata değerleri	59
Çizelge 4.14 30cm dedektör-fantom mesafesinde, değişen matris boyutu ve zoom faktörleriyle karaciğer fantomunun hacim yüzde hata değerleri	60
Çizelge 4.15 Farklı kesim frekanslarında Hanning filtre için aktivite yüzde hataları	61
Çizelge 4.16 Farklı kesim frekanslarında Hanning filtre için hacim yüzde hataları.....	61
Çizelge 4.17 Farklı kesim frekanslarında Sheep-logan filtre için aktivite yüzde hataları.....	61

Çizelge 4.18 Farklı kesim frekanslarında Sheep-logan filtre için hacim yüzde hataları	62
Çizelge 4.19 0,3 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için aktivite yüzde hataları	62
Çizelge 4.20 0,3 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için hacim yüzde hataları	62
Çizelge 4.21 0,4 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için aktivite yüzde hataları	63
Çizelge 4.22 0,4 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için hacim yüzde hataları	63
Çizelge 4.23 0,5 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için aktivite yüzde hataları	63
Çizelge 4.24 0,5 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için hacim yüzde hataları	63
Çizelge 4.25 Zoom faktörü değişiminde aktivite yüzde hataları	65
Çizelge 4.26 Zoom faktörü değişiminde hacim yüzde hataları	65
Çizelge 4.27 Kesit kalınlığı değişiminde aktivite yüzde hataları	66
Çizelge 4.28 Kesit kalınlığı değişiminde hacim yüzde hataları.....	66
Çizelge 4.29 Algoritma değişiminde aktivite yüzde hataları.....	67
Çizelge 4.30 Algoritma değişiminde hacim yüzde hataları.....	67
Çizelge 4.31 Sheep-logan'ın algoritma değişimindeki aktivite yüzde hataları	68
Çizelge 4.32 Sheep-logan'ın algoritma değişimindeki hacim yüzde hataları.....	68
Çizelge 4.33 Butterworth'un algoritma değişimindeki aktivite yüzde hataları	69
Çizelge 4.34 Butterworth'un algoritma değişimindeki hacim yüzde hataları	69
Çizelge 4.35 Projeksiyon görüntü sayısının değişiminde aktivite yüzde hataları.....	70
Çizelge 4.36 Projeksiyon görüntü sayısının değişiminde hacim yüzde hataları.....	70
Çizelge 4.37 Matris boyutu değişiminde aktivite yüzde hataları.....	70
Çizelge 4.38 Matris boyutu değişiminde hacim yüzde hataları	71
Çizelge 4.39 Küre/ background oran değişiminde aktivite yüzde hataları	71
Çizelge 4.40 Küre/ background oran değişiminde hacim yüzde hataları	71
Çizelge 4.41 Dedektör yörünge değişiminde aktivite yüzde hataları	72
Çizelge 4.42 Dedektör yörünge değişiminde hacim yüzde hataları.....	72
Çizelge 4.43 Azalım düzeltmesiz algoritma değişimindeki aktivite yüzde hataları	73
Çizelge 4.44 Azalım düzeltmesiz algoritma değişimindeki hacim yüzde hataları	73
Çizelge 4.45 Saçılım düzeltmesiz algoritma değişimindeki aktivite yüzde hataları.....	74

1.GİRİŞ

Hastalıkların teşhisinde, organ ile ilgili fonksiyonel bilginin elde edilmesi önemlidir. Nükleer Tıp bu bilginin elde edilğinde önemli bir yer tutmaktadır. Nükleer Tıp çalışmalarında kullanılan sistemler sayım ve görüntüleme sistemleri olmak üzere ikiye ayrılırlar. Sayım sistemleri, in-vitro uygulamalarda olduğu gibi insan vücudundan alınan kan örneklerinin istenilen amaç doğrultusunda hazırlanmış, ilaç radyoaktif madde birleşimi ile beraber kullanılırlar. Görüntüleme sistemleri, tetkik edilecek organa göre seçilen radyofarmasötiğin radyoaktif bir izotop ile kimyasal olarak bağlanarak hastaya verilmesi ve kaynak hale gelen organdan çıkan ışınların dedekte edilmesi prensibine göre çalışırlar.

1958 yılında Hall Anger tarafından geliştirilen Gama Kamera ile gama kaynağı organın 2 boyutlu (planer) görüntüsü elde edilebilmektedir. Nükleer Tıpta tomografi, 1973 yılında Hounsfield'in X-ışını bilgisayarlı tomografisini geliştirmesinden sonra yapılmaya başlanmıştır (Bor 1995). Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi (Single Photon Emission Computed Tomography-SPECT) sistemlerinde, gama kamera detektörü hasta etrafında dönerek belli açılarda 2 boyutlu (planar) görüntüleri toplar. Elde edilen bu 2 boyutlu görüntüler, bilgisayarda çeşitli matematiksel yöntemler yardımıyla üç farklı düzlemde (transaksiyel, koronal ve sagital) kesit görüntülerine çevrilir. 1978 yılında kullanılmaya başlanan son teknoloji nükleer tıp görüntüleme sistemleri ise Pozitron Emisyon Tomografisidir. (Positron Emission Tomography-PET).

Nükleer Tıp görüntüleme sistemlerinde, hastalığın doğru bir şekilde teşhisinin sağlanmasında görüntü kalitesi çok önemli bir yer tutmaktadır. Görüntü kalitesini etkileyen faktörler arasında; görüntü eldesi sürecinde radyoaktivitenin azalımı, yeterli olmayan uzaysal ayırma gücü, foton saçılması, foton azalımı gibi fiziksel faktörlerin yanı sıra hasta hareketi, kesitlerin elde edilmesinde tercih edilen matematiksel yöntemler ve cihazla ilgili teknik faktörler bulunmaktadır.

Nükleer Tıp görüntülerinin değerdendirmeleri kantitatif (sayısal) ve kalitatif (görsel) olmak üzere iki şekilde gerçekleştirilebilir. Görsel değerdendirme, vücudun farklı kısımlarından alınan görüntülerdeki yoğunluklar arasında karşılaştırmaya dayanır. Sayısal değerdendirme, görüntü yoğunluğunun aktivite ve hacim ölçümlerine dönüşümünü gerektirir.

Bu çalışmanın amacı, organ yada organ içindeki oluşumun en doğru aktivite ve hacim ölçümlerini verecek bilgi toplama ve değerdendirme parametrelerini belirleyerek; lezyon dedeksiyonunu arttırmak, görüntüleme ya da tedavide ölçülen hacim ve aktivite sonuçlarına dayanarak uygulanabilir radyonüklid kullanımının limitlerini tayin etmek ve radyoterapide planlama ve değerdendirme için, organlardaki yada tümörlerdeki konsantrasyon farklılıklarını ortaya koyabilmektir.

Bu amaçla çalışmalar Ankara Üniversitesi Cebeci Nükleer Tıp bölümünde Siemens E-Cam SPECT sistemi ve Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde Mediso TH-33 Gama kamera ile yapılmıştır. Kesit görüntülerinin eldesi ve görüntü değerdendirmeleri İnterview-XP yazılımıyla gerçekleştirilmiştir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Gama Kameraların Genel Yapısı

Gama kameralar ile statik görüntüleme ve bir organ ya da damarsal yapıdaki izotop hareketinin zamana bağlı değişimlerinin görüntülendiği dinamik çalışmalar yapılır. Şekil 2.1’de bir gama kameranın genel yapısı görülmektedir. Gama kameranın iyi bir dedeksiyon etkinliğine ve yüksek bir ayırma gücüne sahip olması istenir (Bor 1992).

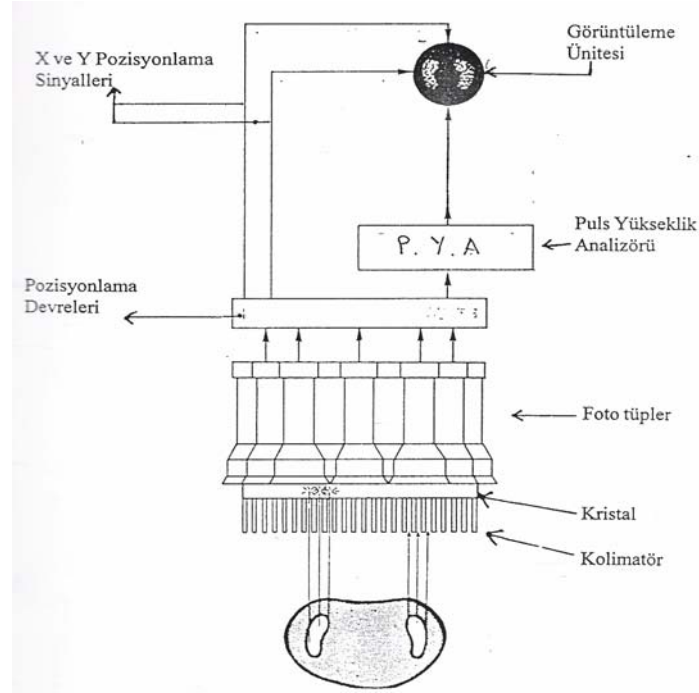


Şekil 2.1 Gama kameranın genel yapısı

2.2 Bir Gama Kameranın Komponentleri

Nükleer tıpta kullanılan bir gama kameranın komponentleri Şekil 2.2’de görülmektedir. Gama kameralar genel olarak bir dedektör ile sinyal işleme ve kayıt ünitelerinden oluşurlar. Kaynak hale getirilen organdan çıkan gama ışınları her bir yöne doğru hareket ederler. Detektörün önünde bulunan kolimatör, kaynaktan (hasta) radyal doğrultuda yayılan gama ışınlarının sadece detektöre dik gelenlerinin geçmesine izin verir. Farklı açılarda veya hasta içersinde saçılan fotonların detektöre ulaşmasını engellerler (Sprawls 1987). Kolimatörlerin tasarımı, kullanılacak radyoizotopun enerjisi ve görüntüde istenen ayırma gücü yada hassasiyet parametreleri göz önünde bulundurularak yapılır. Yüksek enerjilerde fotonun giriciliği artacağından, septa

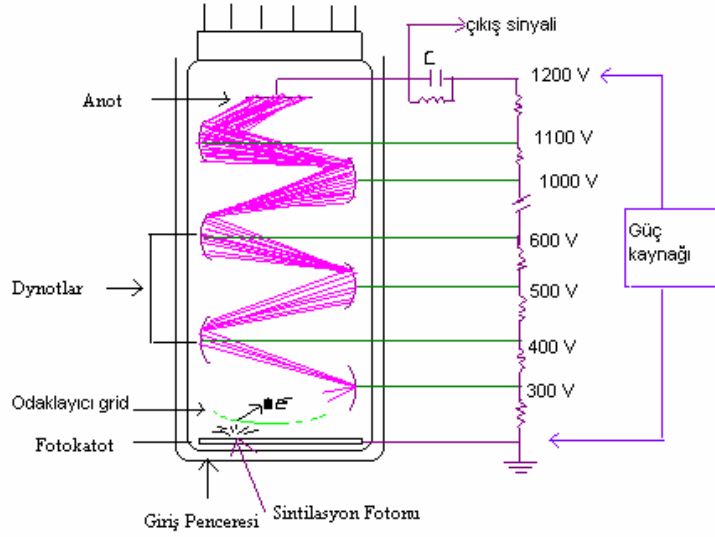
kalınlığı daha fazla olan kolimatörler seçilir. Hassasiyetin önemli olduğu çalışmalarda delik çapları büyük seçilirken, ayırma gücünün önemli olduğu çalışmalarda delik çapı küçük olan kolimatörler seçilir.



Şekil 2.2 Gama kameranın komponentleri

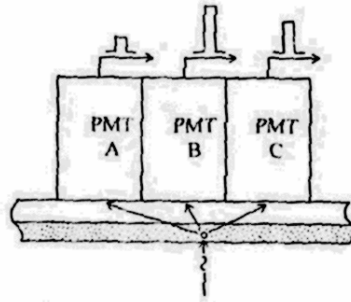
Nükleer tıpta kullanılan dedektörler, talyum (Tl) aktive edilmiş olan sodyum iyodür (NaI) kristali içerirler. Kaynak organdan gelen gama fotonu kristalde sintilasyon fotonlarına dönüştürülür. Kristalden çıkan sintilasyon fotonları fotoçoğaltıcı tüp (Photomultiplier Tube, PMT) dizisine gelir. Sintilasyon fotonlarının en az kayıpla geçebilmesi için, kristal ve PMT dizisi özel bir jel ile birbirine bağlanır. Fotoçoğaltıcı tüpe gelen sintilasyon fotonları, fotokatottan elektron söker ve Şekil 2.3’de görüldüğü gibi bu serbest elektronlar aralarında büyük bir potansiyel farkı olan dynodlarda hızlandırılırlar. Dynodlar, hızlandırılmış olarak üzerine çarpan her bir serbest elektrona karşılık çok sayıda elektron açığa çıkarabilecek yapıya sahiptirler. Her bir dynodda sayıları ve hızları artan serbest elektronlar sonuçta anotta bir sinyal oluştururlar. Buna ”voltaj pulsu” denir. Voltaj pulsunun büyüklüğü, katoda gelen sintilasyon fotonlarının

sayısı ile orantılıdır. Bu oranın kaybolmaması için tüpe uygulanan yüksek gerilimin stabil olması gerekir.



Şekil 2.3 Fotoçoğaltıcı tüpün çalışması

Fotokatota ne kadar çok sintilasyon fotonu ulaşırsa, anotta o kadar yüksek genlikli bir voltaj pulsu oluşur. Şekil 2.4’de görüldüğü üzere, gama fotonu B fotoçoğaltıcı tüpünün yakınına düşmüş ve en yüksek genlikli puls bu tüpün çıkışında gözlenmiştir. C tüpü, A tüpüne göre olaya daha yakındır ve çıkışı daha büyüktür.



Şekil 2.4 Fotoçoğaltıcı tüplerin çıkışları

Gerçekte tüp çıkışları şekilde gösterildiği gibi mantık pulsu şeklinde değildir. Lineer kuyruklu pulslar, tüplerin hemen arkasındaki önyükselteçler tarafından kuyrukları kesilerek Gauss fonksiyonuna benzer bir biçimde şekillendirilirler. Önyükselteçler

bunun dışında, detektörden gelen küçük sinyalleri yükseltmek, detektör ile elektronik devreler arasındaki empedans eşitliğini sağlamak ve bir süzgeç devresi gibi davranıp gürültüyü kesmek gibi işlevlere de sahiptir (Knoll 1989). Yükselteçler ise kazanç faktörünü arttırarak, önyükselteçten gelen ve milivolt seviyesindeki pulsları volt seviyesine yükseltir. Ayrıca önyükselteçten gelen pulsu yeniden şekillendirir ve yanlış bilgiye neden olan üst üste binmiş pulsları düzeltir. Sonuçta sistem elektroniği tarafından işlenebilecek pulslar elde edilir.

2.3 Pozisyonlama

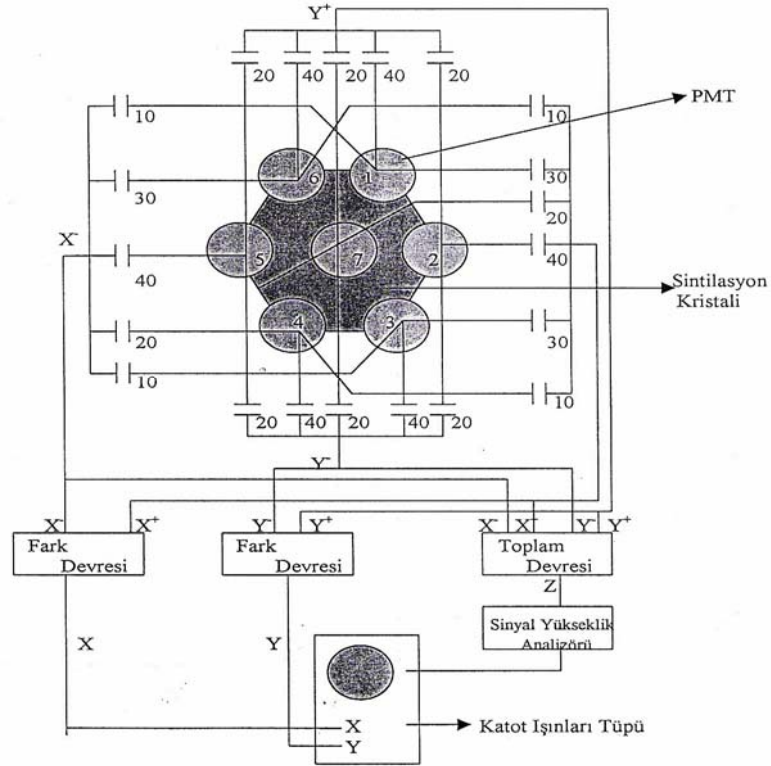
Ekranda organ görüntüsünü oluşturan noktalardan her biri organdan çıkan gama fotonunun yayınlanma noktası ile uyum içinde olmalıdır. Bu uyum ise elde edilen sinyallerin doğru pozisyon bilgilerini içermesiyle gerçekleştirilir.

Sinyali en yüksek olan PMT, gama fotonunun soğurulduğu noktaya en yakın olanıdır; ancak, bu PMT'nin kristalin hangi bölgesinde olduğu bilinmemektedir. Diğer PMT'ler de sintilasyon merkezine olan uzaklıklarına göre bir çıkış üretmişlerdir ve bu sinyallerin büyüklüklerine göre tam bir pozisyonlama yapılamamaktadır. Bu amaçla kristal, Şekil 2.5'de (yalnız yedi tüplük bölüm için) gösterdiği gibi eksenlere ayrılır. Her fotoçoğaltıcı tüpün çıkışı (X^+), (X^-), (Y^+), (Y^-) olmak üzere dört ayrı kanala yönlendirilir ve PMT'nin eksen üzerindeki pozisyonuna göre direnç ya da kondansatörler kullanılarak sinyallere ağırlık kazandırılır yani genlikleri arttırılır, azaltılır.

Sonraki aşamada toplam devreleri kullanarak tüm PMT çıkışlarındaki sinyaller toplanır. Fark devreleri kullanılarak da, fotonun kristale çarptığı noktanın koordinatlarını veren X_{poz} ve Y_{poz} sinyalleri aşağıda verilen eşitlikler yardımıyla bulunur.

$$X_{poz} = K/Z ((X^+) - (X^-)) \quad Y_{poz} = K/Z ((Y^+) - (Y^-)) \quad (2.1)$$

Burada K bir sabit, Z ise enerji sinyalinin genliğidir ve tüm çıkışların toplam devresinden geçirilmesi ile elde edilir. Çıkış pulslarının genlikleri enerjiye bağlı olduğu için yüksek enerjili bir fotonun soğurulması ile düşük enerjili bir fotonun soğurulması farklı pozisyon değerleri verecektir. Bunu engellemek için pozisyon sinyalleri enerji sinyaline normalize edilmiştir.



Sekil 2.5 Pozisyonlama devresi

Tüm toplam ve fark devrelerinden X_{poz} , Y_{poz} ve Z sinyalleri elde edilmiş olur. Üretilen bu sinyaller sayısal çeviriciler (Analogue to Digital Converter, ADC) kullanılarak sayısal hale çevrilirler. Bu sayısal sinyaller daha sonra enerji ve lineerite düzeltme devrelerine giderler. Düzeltmelerden sonra Z sinyali, sadece belirlenen enerji aralığındaki pulsların sayılmasını sağlayan puls yükseklik analizörüne (Pulse Height Analyzer, PHA) gider.

2.4 Tek Foton Emisyon Tomografisinin Genel Yapısı

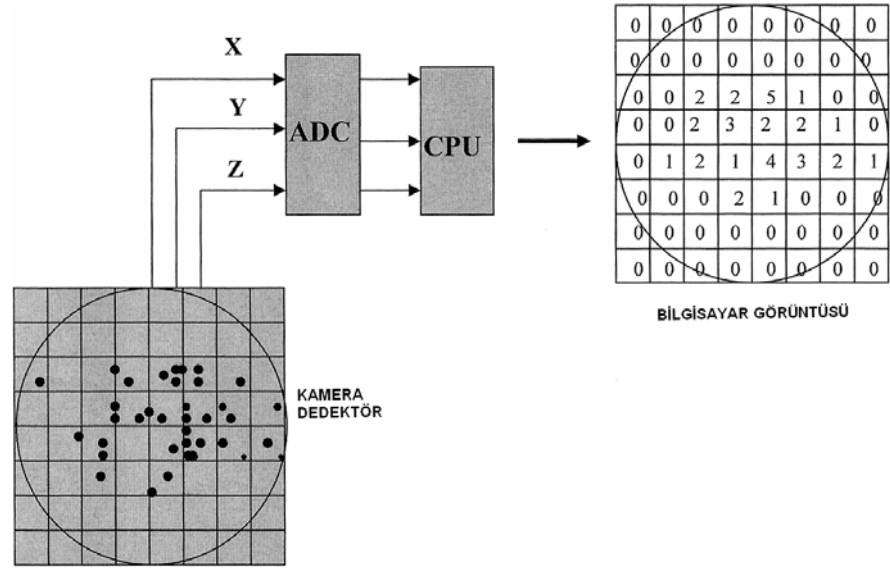
Nükleer Tıpta; planar görüntüleme, üç boyutlu kaynak organ görüntüsünü iki boyuta indirgeyerek verir. Bu nedenle, derinlik arttıkça obje ile ilgili detayların görüntülenmesi zorlaşır. SPECT’de ise herhangi bir derinlikteki kesitin görüntüsü, bu kesitin alt ve üstünde bulunan tabakaların etkisi ortadan kaldırılarak elde edilir. Tek foton emisyon tomografisi Şekil 2.6’da görülmektedir.



Sekil 2.6 Tek Foton Emisyon Tomografisi

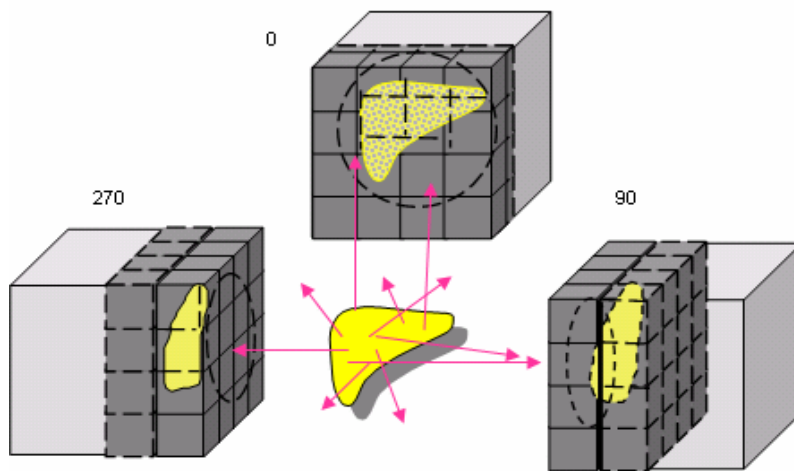
2.5 Tomografik Görüntünün Elde Edilmesi

Bir önceki bölümde X_{poz} ve Y_{poz} sinyallerinin doğrudan ADC’ye, enerji sinyalinin ise puls yükseklik analizörüne gittiği açıklanmıştı. Analizörün çıkış üretmesi, yani enerji sinyalinin seçilen pencere içinde olması durumunda, pozisyon sinyallerinin bilgisayara girişine izin verilir. Görüntü, bilgisayar hafızasında ayrılan bir alanda oluşturulur (Şekil 2.7). Bu alan kristalin benzeşimidir ve tüm kristal sahası bir matris şeklinde düşünülebilir. Pozisyon sinyalleri, bu matrisin elemanlarını gösterir. Yani, bir olaya ait X_{poz} ve Y_{poz} sinyalleri, dedekte edilen olayın matrisin hangi noktasında olduğu bilgisini taşırlar. Bir olay dedekte edildiği zaman, sayısal pozisyon sinyallerinin gösterdikleri pozisyondaki matris elemanının sayımı bir artar.



Şekil 2.7 Bilgisayar ekranında görüntü oluşum diyagramı

Tomografide, dedektör hasta etrafında dönerek önceden tespit edilen açılarda bilgi toplar ve bunlara projeksiyon denir. Şekil 2.8 belirli açılardaki projeksiyonların bilgisayar hafızasına toplanmasını temsil etmektedir. Her açıda elde edilen görüntüler bir bilgisayar hafızasına yerleştirilir. Dönme işlemi bittikten sonra bilgisayar yeni bir hafızaya, her açıda toplanmış görüntüleri geri yansıtır. Buna geriye projeksiyon denir. Ancak, bu geri yansıtış sırasında bazı görüntü kusurları ortaya çıkar ve daha sonraki bölümlerde açıklanacak olan matematiksel işlemler ile kusurlar giderilebilir.

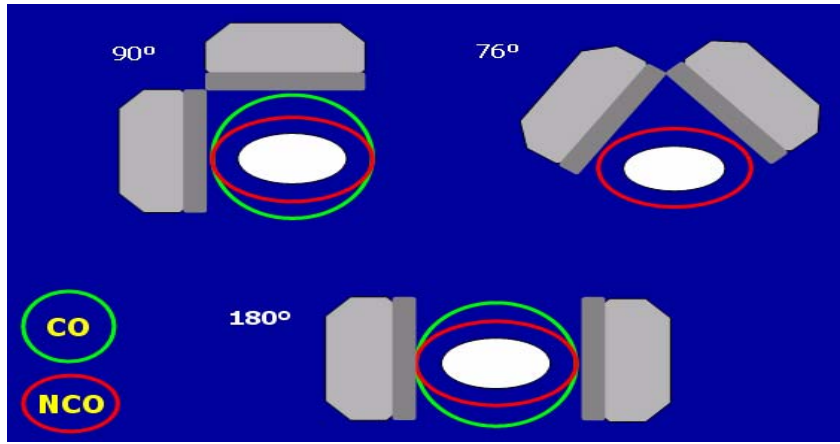


Şekil 2.8 Belirli açılardaki projeksiyonların bilgisayar hafızasına toplanması

2.6 Çalışma Amacına Göre Projeksiyonların Toplanmasında Seçilen Faktörler

2.6.1 Dedektör konfigürasyonu

İster tek dedektörlü, ister çok dedektörlü olsun; sistemdeki dedektör sayısı, sisteme bazı avantaj ve dezavantajlar getirir. Günümüz sistemlerinde çoğunlukla iki dedektör kullanılmaktadır. Dedektör konfigürasyonu, sistemdeki dedektörlerin birbirlerine göre konumlanmalarını ifade eder. Sıklıkla kullanılan dedektör konfigürasyonları 76° , 90° , 180° 'lık konfigürasyonlardır (Şekil 2.9). Konfigürasyonların seçimi, çalışma türüne ve hasta kalınlığına bağlı olarak değişmektedir.



Şekil 2.9 Dedektör konfigürasyonu ve yörüngesi

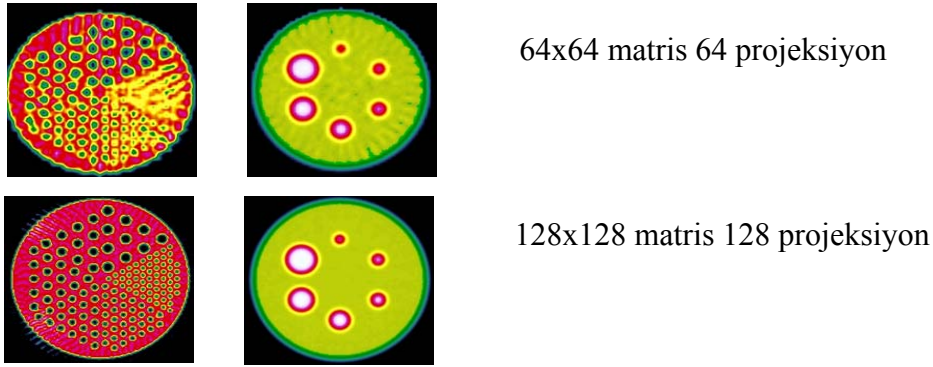
2.6.2 Dedektör yörüngesi

Dedektör yörüngesi, dedektörün hasta etrafında nasıl bir geometrik yörünge izleyerek döndüğünü ifade eder. İki tür dedektör yörüngesinden bahsedilir. Bunlardan bir tanesi dairesel yörüngedir. Dairesel yörüngede (Circular Orbit-CO), dedektörler hastanın etrafında, ayarlanan yatak yüksekliği ve dedektör mesafesi değerlerinde, dairesel bir yörünge çizerek şekilde döner. Dairesel olmayan ikinci tür yörüngede (Non Circular Orbit-NCO) ise dedektörler, dedektörün ön yüzündeki algılayıcılar yardımıyla,

hastanın konumunu algılayıp, dedektörlerin hastaya mümkün olan en yakın mesafeden geçeceği eliptik bir yörünge çizer (Şekil 2.9).

2.6.3 Projeksiyon görüntülerinin sayısı ve elde edildiği matris boyutu

Matris boyutu, görüntülenecek objenin bilgisayar ortamında ne kadar görüntü elemanı yani piksel ile ifade edileceğini belirleyen parametredir. Matris boyutu klinik çalışmalarda 64x64, 128x128 ve 256x256 boyutlarında seçilebilir. Matris boyutunun artması sayısal görüntünün ayırma gücünü arttıracaktır. Büyük matris boyutlarında ise sayım istatistiğinin korunması için projeksiyon başına daha yüksek sayımlar alınması gerekmektedir. Bu durumda ise çekim süresi uzayacak ve hasta hareketinin görüntü kusurlarına yol açma olasılığı artacaktır. Bu sebeplerden dolayı matris boyutu, ayırma gücü ve sayım istatistiğine göre optimum bir değerde seçilmelidir. Projeksiyon görüntü sayısı kesit görüntülerindeki sayım istatistiğini değiştirmesi açısından önemli bir parametredir. Çalışmalarda matris boyutu ve projeksiyon sayısı birlikte göz önünde bulundurulmalıdır (Şekil 2.10).



Şekil 2.10 Matris boyutu ve projeksiyon görüntü sayısının değişimi

2.6.4 Projeksiyon süresi

Projeksiyon süresi, dedektörün her bir projeksiyonda ne kadar süre sayım alacağını belirleyen parametredir. İyi bir lezyon dedeksiyonu için, kesit görüntülerindeki

gürültünün optimum düzeyde olması istenir. Bunun içinde matris boyutuna bağlı olarak her projeksiyondaki sayım miktarı belli bir değerin altında olmamalıdır. Ayrıca dedektörün yüksek sayım hızlarında ölü zamana girmesi ve bunun sonucunda hatalı değerlendirmelerin yapılması söz konusu olduğundan hastaya verilen radyoaktivite miktarı da belli bir değerin üzerinde olmamalıdır. Her bir projeksiyonda toplanan sayım ve hastaya verilen radyoaktivite miktarı süreyi belirleyen parametrelerdir.

2.6.5 Düzeltme tablolarının seçimi

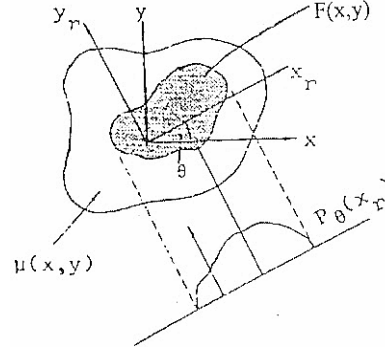
SPECT sistemlerinde, performansın zamana bağlı olarak değişmemesi gerekir. Bu nedenle bazı bilgisayar tekniklerinin uygulanmasıyla dedektör ve ilgili elektroniğin kalibrasyonlarının devamlılığı sağlanır. Bu düzeltmeler; enerji, lineerite, homojenite, dönme merkezi düzeltme tablolarıdır. Bu düzeltmelere fototüp kazançları, kristal hassasiyeti ve sistemin elektroniği gibi etkenlerin zamanla değişmesinden dolayı ihtiyaç duyulur (Bor 1990).

2.7 Kesit Görüntü Eldesinde Kullanılan Algoritmalar ve Filtreler

2.7.1 Algoritmalar

Kesit görüntülerinin elde edilmesi, obje etrafında belirli açılarda alınan projeksiyon bilgilerinin bilgisayarda değerlendirilmesi ile gerçekleşir. Tüm projeksiyon bilgilerinin elde edilmesi, açığa göre organdaki radyoaktivite sayım yoğunluğu fonksiyonunun ($f(x,y)$), her ışın için integrasyonu ile olur (Şekil 2.11).

$$P_{\theta}(x_r) = \int f(x,y) dy_r \quad (2.2)$$



Şekil 2.11 Projeksiyonların elde edilmesi

Tomografide elde edilecek radyoaktivite sayım yoğunluğu fonksiyonu, ilgili organda yerleşmiş ve dedektöre kadar olan ortamda azalıma uğramış izotop dağılımı olduğu için, $\mu(x,y)$ azalım katsayısı olmak üzere, projeksiyon ifadesi genel olarak aşağıdaki gibi yazılabilir (Bruyant 2002).

$$P_{\theta}(x_r) = \int_{x_r, y_r} f(x,y) \exp \left\{ - \int_{x_r, y_r} \mu(x'_r, y'_r) dy'_r \right\} dy_r \quad (2.3)$$

Elde edilen bu projeksiyon bilgilerinden, kesit görüntülerini elde edebilmek için kullanılan algoritmaları, tekrarlayıcı yöntemler ve filtre geriye projeksiyon yöntemi olarak iki grupta inceleyebiliriz.

2.7.1.1 Tekrarlayıcı yöntemler

Tekrarlayıcı yöntemlerin temeli, kesit görüntüsüne ait projeksiyonlar ve pikseller arasındaki lineer denklem takımına cebirsel çözüm bulmaya dayanır.

Bir projeksiyona ait ışınların toplamı (p_i) ile j pikselinin sayısal değeri (f_j) arasında

$$\sum_{j=1}^N W_{ji} f_j = p_i \quad i=1,2,\dots,M \quad (2.4)$$

ifadesi bulunmaktadır. Burada M, tüm yönlerdeki projeksiyonlara ait toplam ışıın sayısı, N görüntüdeki toplam piksel sayısı ve W_{ji} , j'nci pikselin i ışının toplamına katkı yapma ağırlık faktörü olarak tanımlanır. Burada j pikselinin sayısal değeri (f_j) 'Ters çevrilmiş matris yöntemi' yardımıyla N bilinmeyenli M adet lineer denklem takımının çözümü ile elde edilir (Bruyant 2002).

$$f_j = \sum_{i=1}^M W_{ji}^{-1} p_i \quad (2.5)$$

Bazı yaklaşımlar altında 2.5 denkleminin çözümü mevcuttur. Bu çözümler Kaczmarz tarafından geliştirilen 'Projeksiyonlar Metodu' tekniğine göre bulunur (Kaczmarz 1937). Bu tekniğe göre tahmini bir başlangıç görüntüsü seçilir ve bu görüntüye ait projeksiyonlar hesaplanır. Daha sonra ise, hesaplanan projeksiyonlar ile ölçülen projeksiyonlar karşılaştırılarak her piksel için bir düzeltme faktörü bulunur ve son olarak bu faktörler yardımıyla piksellerin yeni değerleri hesaplanır. Matematiksel olarak bu yöntem,

$$f_j^{(i)} = f_j^{(i-1)} + \frac{p_i - q_i}{\sum_{k=1}^N W_{ik}^2} W_{ij} \quad (2.6)$$

şeklinde verilebilir. Burada $f_j^{(i)}$, i'nci; $f_j^{(i-1)}$ ise (i-1)'nci tekrardan sonra hesaplanan projeksiyonlara göre j pikselinin değeridir. q_i ise

$$q_i = \sum_{k=1}^N f_k^{(i-1)} W_{ik} \quad (2.7)$$

denklemini ile verilir ve (i-1)'nci tekrardan sonra hesaplanan projeksiyona ait ışıın toplamı olarak ifade edilir. Buna göre i'nci tekrar ile bulunan j'nci piksel için düzeltme faktörü,

$$\Delta f_j^{(i)} = f_j^{(i)} - f_j^{(i-1)} + \frac{p_i - q_i}{\sum_{k=1}^N W_{ik}^2} W_{ij} \quad (2.8)$$

şeklinde bulunur. Tüm yöntemlerde tekrar sayısı arttıkça görüntü daha da gerçeğe yaklaşır. Bu yöntemlerde önemli olan, en az tekrar ile ölçülen ve hesaplanan değerlerin birbirine en yakın olmasıdır. Aşağıda tekrarlayıcı yöntemlerden (Maksimum Olasılık Beklenti Maksimizasyonu (MLEM), Sıralı Alt Gruplar Beklenti Maksimizasyonu (OSEM) ve It-W) bahsedilmiştir.

a) Maksimum Olasılık Beklenti Maksimizasyonu (MLEM)

MLEM yönteminde düzeltme katsayıları; olasılık hesapları kullanılarak, her ışıın ve piksel için ayrı olarak hesaplanır. Basit olarak MLEM yönteminin algoritması,

$$f_j^{yeni} = f_j^{eski} \frac{\sum_{i=1}^M c_{ij} \frac{p_i}{q_i}}{\sum_{i=1}^M c_{ij}} \quad (2.9)$$

şeklinde verilir. Burada c_{ij} ‘geçiş matrisi’ olarak adlandırılır ve i ışınının toplamına, j pikselindeki sayımların katkıda bulunma olasılıklarından hesaplanır. f_j^{yeni} ve f_j^{eski} , j pikselinin düzeltmeden sonraki ve önceki değerleri; p_i , i ışınından ölçülen değer; q_i ise bir önceki düzeltmeden ($k-1$ ’nci düzeltme) sonra hesaplanan projeksiyonda bulunan i ışınının toplamıdır ve

$$q_i = \sum_j c_{ij} f_j^{(k-1)} \quad (2.10)$$

bağıntısı ile verilir. Yönteme göre, başlangıç olarak, piksellere olasılık hesabından bulunan ve sıfırdan farklı olan değerler verilir. 2.10 bağıntısından anlaşılacağı gibi toplamlar j pikseli üzerinden geçen tüm ışınlar üzerinden yapılır ve toplamların oranı

piksel başlangıç değeri ile çarpılır. Tüm pikseller için bu işlem tamamlandığında bir tekrar tamamlanmış olur. Pikseller için bulunan bu değerler yeni tekrarın başlangıç değeri olarak alınır ve ikinci tekrar yapılır (Bruyant 2002).

b) Sıralı Alt Gruplar Beklenti Maksimizasyonu (OSEM)

OSEM yönteminde kullanılan matematiksel algoritma,

$$f_j^{yeni} = f_j^{eski} \frac{\sum_{i \in S_n} c_{ij} \frac{p_i}{q_i}}{\sum_{i \in S_n} c_{ij}} \quad (2.11)$$

şeklindeyir. Yöntemin MLEM yönteminden farklılığı 2.9 ifadesindeki toplamların, j pikselinden geçen tüm projeksiyonlara ait ışınlar üzerinden değil, S_n ile tanımlanan alt gruplar içerisinde bulunan ve j pikselinden geçen ışınlar üzerinden yapılmasıdır.

2.11 ifadesine göre, ilk alt gruba ait ve j pikseli üzerinden geçen ışınlar için toplam yapılır ve j pikselinin değeri f_j , bu noktada düzeltilir. f_j 'nin yeni değeri, ikinci alt grup için eski değer olarak alınır. Düzeltme j pikseline yansıtıldıktan sonra diğer alt gruplara geçilir. Tüm alt gruplar bittiğinde bir tekrar tamamlanmış olur. Sonraki adımda ikinci tekrara geçilir. Klinik açıdan yeterli bir görüntü elde edilene kadar bu işlemler tekrar yapılır.

OSEM yönteminde tek bir alt grup seçilmesi durumunda, tüm projeksiyonlara ait ışınlar aynı grup içerisinde bulunacağı için yöntem, MLEM yöntemine indirgenmiş olunur. OSEM yöntemi, işlem hızı açısından MLEM ile aynı düzeydedir.

OSEM ve MLEM iterasyon eşitliği, bulanıklık ve foton azalım terimlerini de içerecek biçimde farklı bir notasyonla ifade edilebilir.

$\beta^-(x)$, tüm projeksiyonlar ve noktalar üzerinden foton azalımının ortalamasını ve $\sum_{\theta} \sum_u$ toplamı, geriye projeksiyonu ifade etmek üzere; Eşitlik 2.12, OSEM ve MLEM iterasyonunun farklı temsiliğini göstermektedir.

$$\lambda^{(k+1)}(x) = \lambda^{(k)}(x) \frac{1}{\beta(x)} \sum_{\theta} \sum_u \text{bulaniklik} \times \lim \left[\frac{\text{ölçülen_projek}}{\text{hesaplanan_projek}} \right] \quad (2.12)$$

c) It-W

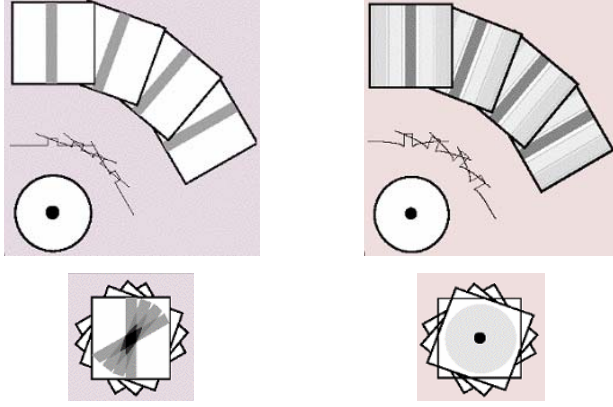
It-W yöntemi bulanıklık ve foton azalımını, projeksiyon ve geriye projeksiyon adımları boyunca MLEM ve OSEM yöntemlerine benzer tarzda modeller. Fakat bu iki yöntemden farklı olarak It-W 'da, geriye projeksiyon boyunca bir ramp filtre uygulanır ve 2.13 ifadesinde gösterildiği gibi bazı ilaveler yapılır.

$$\lambda^{(k+1)}(x) = \lambda^{(k)}(x) + K.C(x).R \otimes \sum_{\theta} \sum_u \text{bulaniklik} \times \lim [\text{ölç_proj} - \text{Hes_proj}] \quad (2.13)$$

2.13 ifadesindeki K, iteratif yumuşatmayı (relaxation) ve $C(x) = (1/\beta^-(x))^2$ uzaysal ayırma gücünün derinlik ile bozulmasına karşı değişim düzeltmesini ifade eden terimlerdir. $R \otimes$, ramp filtrenin tek boyutlu konvolüsyonunu ifade eder. Yöntemde kullanılan ramp filtre geriye projeksiyon yönteminde kullanılan ramp filtre ile aynıdır.

2.7.1.2 Filtre geriye projeksiyon yöntemi

Yöntem, projeksiyonlarda alınan bilginin yeniden oluşturma matrisine geri yansıtılmasıdır. Hasta kesitinden alınan bilgilerin hangi derinlikte olduğu bilinmediği için bu yansıtma o doğrultudaki tüm piksellere yapılır. Tüm yönlerdeki projeksiyonlar matrise yansıtıldığında bilgilerin üst üste bindiği noktada objenin gerçek görüntüsü bulunmaktadır (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 Geriye projeksiyon ve filtre geriye projeksiyon yöntemi

Geriye projeksiyonun matematiksel ifadesi,

$$b_{\theta}(x, y) = \int P_{\theta}(R) \delta(r) dR \quad (2.14)$$

şeklinde. Bu ifade ölçülen projeksiyonların aynı doğru boyunca geri yansıtılışlarını verir. Bu işlem tüm açılarda tekrar edilirse,

$$f_{\theta}(x, y) = \int_0^{\pi} b_{\theta}(x, y) d\theta \quad (2.15)$$

eşitliğine ulaşılır. 2.14 ifadesi 2.15’de yerine konulursa

$$f_{\theta}(x, y) = \int_0^{\pi} d\theta \int P_{\theta}(R) \delta(r) dR \quad (2.16)$$

elde edilir. Ancak projeksiyonların bu şekilde geriye yansıtılması gerçek objeyi $1/r$ kadar değiştirir. Yani yeniden elde edilmiş görüntü aslında gerçek görüntünün $1/r$ ile karışmış (konvolve olmuş) halidir. Bu bozulmaya yıldız etkisi denir. Bu etkinin ortadan

kaldırılabilmesi için görüntünün frekans uzayında yokuş fonksiyonu (ramp filtre) ile çarpılması gerekir. Aynı işlem yokuş fonksiyonunun konum uzayındaki eşdeğeri olan ‘sinc’ konvolüsyonu ile de gerçekleştirilebilir (Bruyant 2002).

$$f_{\theta}(x,y) = f(x,y) ** \frac{1}{r} \quad (2.17)$$

Yokuş fonksiyonunun yüksek frekansları geçirgenliği fazladır. Bu nedenle geriye projeksiyon sırasında gürültü önemli miktarda artmaktadır. Yokuş fonksiyonu ile beraber ‘Pencere fonksiyonu’ adı verilen filtrelerin kullanılması gürültünün azaltılabilmesi için önemlidir.

2.7.2 Filtreler

Kesit eldesinde ihtiyaç duyulan filtreler ile gürültüyü azaltmak, görüntülerdeki artefaktları kaldırmak ve ayırma gücünü arttırmak mümkündür.

Uzaysal ortamda elde edilen görüntü, frekans ortamında da analiz edilebilir. Görüntülemelerde frekans, belirli bir mesafede sayımın değişim hızı olarak tanımlanır. Bu anlamda yüksek frekans gürültünün, düşük frekans ise backgroundun karşılığıdır (Hamming 1977).

Uzaysal ortamda görüntü iki boyutlu koordinatlarda x ve y ye bağlı olarak f(x,y), frekans ortamında ise farklı genlik veya frekanslardaki sinüs ve cosinüs fonksiyonlarının toplamı olarak temsil edilir. İki boyutlu fonksiyon f(x,y) ile tanımlanmış görüntünün, iki boyutlu fourier dönüşümü,

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-2j(ux+vy)} dx dy \quad (2.18)$$

şeklinde. Görüntünün fourier dönüşümünün uzaysal ortamda temsili ise (2.19) eşitliğindeki gibidir.

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{2j(ux+vy)} du dv \quad (2.19)$$

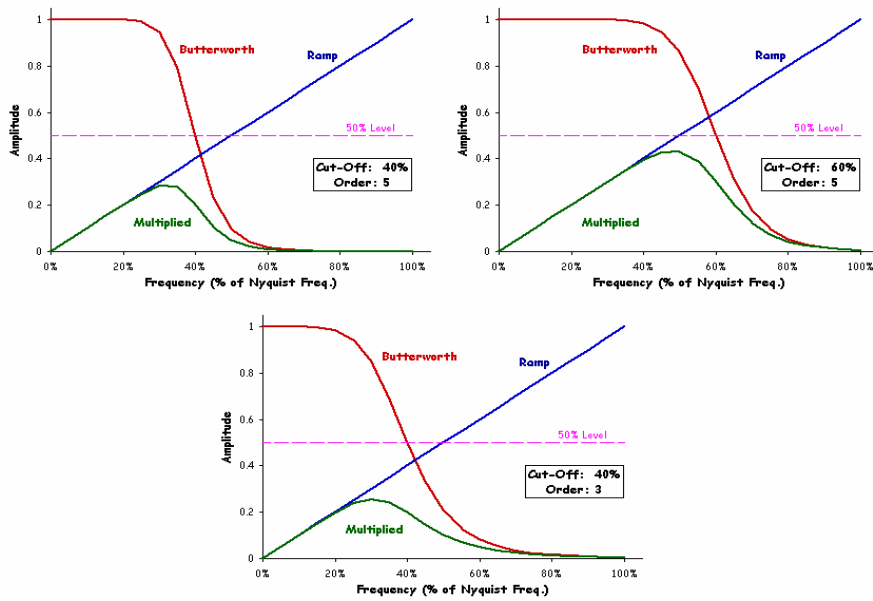
SPECT de frekans ortamındaki filtreleme işlemi, uzaysal ortamda elde edilen görüntünün fourier dönüşümü ile frekans ortamına geçilmesi ve burada görüntüye filtre uygulanarak, daha sonra görüntünün ‘Ters Fourier Dönüşümü’ alınıp uzaysal ortama geri dönülmesiyle gerçekleştirilir. Uzaysal ortamda filtrelemenin yapılması hem işlem uzunluğunu hem de karmaşıklığını getirir. Frekans uzayında yapılan filtreleme işlemi daha kolay ve kısadır.

Tüm filtreler, kesim frekansı (cut-off ρ_m) ile sınırlandırılır. ρ_m görüntüdeki maksimum frekansı gösterir ve kullanıcı tarafından belirlenir. Düşük seçilen kesim frekansı ayırma gücünü azaltır, görüntü daha çok yumuşatılmış gibi görünür. Yüksek seçilen kesim frekansı ile ayırma gücü iyileştirilebilir ancak gürültüde artar. Filtre uygulanmamış görüntüdeki maksimum frekans Nyquist frekansıdır ve d bir piksel boyutu olmak üzere aralarında $f_{\text{Nyquist}}=1/2d$ şeklinde bir ilişki vardır.

Daha önce Filtre Geriye Projeksiyon yönteminde yıldız etkisinin ortadan kaldırılması için görüntünün frekans uzayında, yüksek frekans genliklerinin artmasına neden olan yokuş fonksiyonunun kullanılması gerektiğinden bahsedilmişti. Ayrıca diğer iteratif yöntemlerde de kesit eldesi yönteminin bir sonucu olarak frekans uzayında yüksek frekans genliklerinde artış gözlenir ve bu artış artan iterasyon sayısı ile beraber çoğalır. Frekans uzayında, yüksek frekans genliklerindeki bu artış görüntüye artan gürültü olarak yansır. Bu gürültünün azaltılması için Pencere Fonksiyonu adı verilen filtrelerin kullanılması gerekmektedir.

Kesit görüntü eldesinde ya da elde edilmiş görüntü üzerinde uygulanacak filtreler alçak, yüksek ve orta geçirgen filtreler olarak tanımlanmıştır. Yüksek geçirgen filtreler (ramp-yokuş), görüntüde keskin kenar ve detayların temsili olan yüksek frekansı geçirirler, ancak gürültüde artar. Orta geçirgen filtreler (hamming, sheep-logan), optimum frekans aralığını geçirirler. Alçak geçirgen filtreler (butterworth, hanning, parzen), belirli bir frekans üstünü geçirmezler. Gürültü ve keskinlik azalır. Görüntü daha çok yumuşatılmış gibi görünür.

Bir pencere fonksiyonu ile yokuş fonksiyonunun frekans uzayında çarpılmış hali Şekil 2.13’de verilmiştir. Burada pencere fonksiyonu olarak, farklı kesim frekansı ve güç faktörü parametrelerindeki buttterworth filtre kullanılmıştır.



Şekil 2.13 Frekans uzayında filtre gösterimi

Kesit eldesinde kullanılan farklı algoritmalar ve filtreler, görüntü kalitesinde ve görüntüden elde edilecek sayısal verilerde değişiklik göstermektedir.

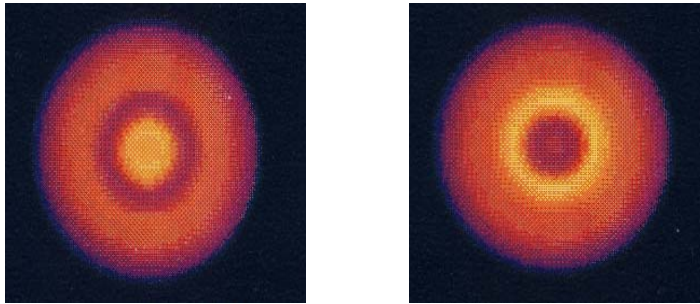
2.8 Planer ve Tomografik Görüntü Kalitesine ve Değerlendirmesine Etki Eden Nedenler

2.8.1 Kamera performans özellikleri

a) Homojenite

Dedektör homojenitesi, dedektör homojen bir kaynak ile her noktasında eşit olarak ışınlığında elde edilen görüntüdeki sayım yoğunluğu farklılığının olmayışı olarak tanımlanır. Homojenite değerlendirmesi kolimatörlü ve kolimatörsüz olmak üzere iki şekilde gerçekleştirilir.

Planar görüntülerdeki homojenite bozuklukları, kesit görüntüsü oluşumu sırasında her yönden sistematik bir şekilde kesit görüntüsüne yansımaktadır. Planar görüntüdeki homojenite bozukluğu kesit görüntüsünde, dönme merkezi etrafında sıcak ve soğuk bir ring şeklinde olacaktır. Bu bozulma etkisine ring artefakt denir (Şekil 2.14).



Şekil 2.14 Kesit görüntüsündeki soğuk ve sıcak ring artefaktlar

b) Uzaysal Ayırma Gücü

Dedektörün birbirine yakın iki objeyi ayrı ayrı görüntüleyebilme yeteneğine uzaysal ayırma gücü denir. Görüntülenebilen objeler arasındaki mesafe azaldıkça ayırma gücü iyileşir. Uzaysal ayırma gücü değerlendirmeleri hem görsel hem de sayısal olarak ölçülebilir.

Sistem ayırma gücü, dedektör ve kolimatörün ayırma gücüne bağlıdır. Dedektörün ayırma gücü, sintilasyon fotonlarının istatistiksel dağılımındaki dalgalanmalardan, compton olayı sonucunda saçılan fotonun kristalde durdurulmasından ve kristal kalınlığından etklenir. Kolimatör ayırma gücü ise kolimatör delik çapına, boyuna ve kolimatör-kaynak mesafesine göre farklılık gösterir. Klinik çalışmalarda, objeye ait en ufak detayın görüntülenebilmesi için kullanılan izotopa göre en uygun kolimatörün, PHA pencere ayarının, minimum kolimatör-kaynak mesafesinin ve mümkün olabilen en ince kristalin kullanılması gerekir.

Tomografik uzaysal ayırma gücünde, yukarıda ifade edilen nedenlerin dışında kesit görüntü eldesi sürecinde seçilen filtrelerin de etkisi bulunmaktadır. Gürültünün engellenmesi için kullanılan pencere fonksiyonlarının kesim frekanslarının düşük seçilmesi gürültüyü azaltırken, küçük detayların görüntülenmesini zorlaştıracaktır.

Hasta içersindeki ilgili kaynağın tomografik görüntüsü alınırken, her açıda dedektör kaynak mesafesi değişir. Bu nedenle kesit görüntülerinde bozulmalar meydana gelir ve küçük objelerin ayırt edilmesi zorlaşır.

c) Enerji Ayırma Gücü

Dedektörün birbirine yakın enerjideki iki fotonu ayırabilme yeteneği enerji ayırma gücü olarak tanımlanır ve enerji spektrumundaki fotopikin yarı yüksekliğindeki tam genişliğin fotopik enerjisine oranı ile yüzde cinsinden elde edilir.

$$\% \text{Ayırma Gücü} = \text{FWHM} / E_0 \times 100 \quad (2.20)$$

Kristalde sintilasyon fotonlarının oluşmasından fotoçoğaltıcı tüp anodunda bir sinyal oluşuncaya kadar geçen tüm aşamalarındaki istatistiksel dalgalanmalar, fotokatodun homojen olmayan hassasiyeti, stabil olmayan yüksek gerilim ve elektronik devrelerden kaynaklanan gürültü, enerji ayırma gücünü bozucu etki yapar.

c) Zamansal Ayırma Gücü ve Sayım Hızı Performansı

Dedektörün çok kısa zaman aralığında oluşan olayları ayrı ayrı olaylar olarak ayırt edebilmesi dedektörün zamansal ayırma gücü yeteneğidir. NaI(Tl) kristalinin azalım zamanı, elektronik devrelerin davranışı, sistemin sayım hızı kapasitesini etkileyen faktörlerdir. Kristalde oluşan sintilasyon fotonlarının bir elektrik pulsu haline gelmesi ve görüntüde bir nokta oluşturması, mikro saniyeler mertebesinde zaman alır. Sistem bu süre içerisinde başka bir pulsa karşı duyarsızdır ve bu süre ölü zaman olarak tanımlanır. Ölü zamandan dolayı sistemin sayım hızı performansı düşmektedir. Sayım hızı performansını etkileyen diğer parametre saçılan foton sayısının artmasıdır. Bazen iki saçılan gama ışını aynı anda dedekte edilir. Eğer bunların toplam büyüklükleri gerçek pike yakın ise bu durumda uzaysal ayırma gücü bozulur.

d) Sistem Hassasiyeti

Bir gama kameranın herhangi bir kolimatör için radyoaktif bir kaynaktan salınan gama ışınlarının belirli bir kesrini kayıt edebilme yeteneği rölatif hassasiyetidir. Dedektör boyutlarına göre çok büyük düzlemsel bir radyoaktif kaynaktan, dedektörün birim alanı için kayıt edilen sayım hızı mutlak hassasiyet olarak tanımlanır.

Dedektör hassasiyeti, kristal kalınlığı ve pencere genişliği ile doğru, foton enerjisi ile ters orantılıdır. Sistem hassasiyeti ise kolimatör septaları ile kaplanmamış dedektör alanının toplam alana olan oranına bağlıdır. Kolimatör özelliklerine göre uzaysal ayırma gücü iyileştikçe hassasiyet azalacaktır.

2.8.2 Fiziksel nedenler

2.8.2.1 Foton azalımı ve düzeltme yöntemleri

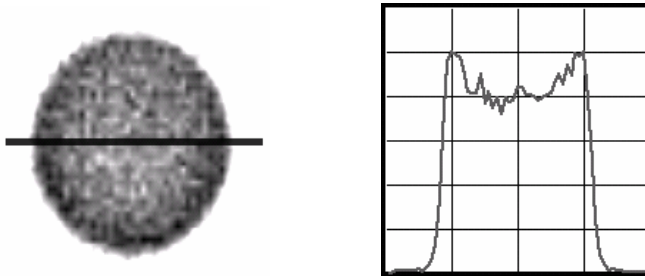
Hasta içersinden çıkan fotonlar yollarına devam ederken içinde bulundukları ortamla etkileşerek azalır. Bu azalım, hastanın iç bölgelerinden gelen fotonlarda, kenarlardan gelenlere göre daha fazladır. Bu nedenle, kesit görüntülerindeki aktivite

dağılımı, gerçek dağılımı yansıtmamaktadır. Söz konusu bu azalım Beer-Lambert kanununa göre aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$N=N_0 \exp (-\mu x) \quad (2.21)$$

N_0 kaynak hale getirilmiş organdan çıkan fotonların sayısı, N x mesafesini geçerek dedektöre ulaşan foton sayısı ve μ ise doğrusal azalım katsayısıdır.

Foton azalımı görsel olarak, homojen bir objenin kesit görüntüsünün merkezinden geçen bir profil yardımıyla gözlemlenir (Şekil 2.15). Şekilden de anlaşılacağı gibi, aktivite dağılımı homojen olan bir kesit görüntüsünde iç kısımdaki sayım yoğunluğu, kenarlarına göre daha düşüktür.



Şekil 2.15 Homojen kesit görüntüsündeki foton azalımı

Görüntü kusurlarına, lezyon kontrastlarının azalmasına ve nümerik değerlendirmelerde hatalara neden olan foton azalımı farklı tekniklerin kullanımıyla düzeltilebilir.

Foton azalımı, kesit görüntülerinde kenardan merkeze doğru piksel sayımlarını azaltır. Foton azalımının düzeltilmesi, her bir piksele sayım kayıplarının tekrar eklenmesi olarak basitçe ifade edilebilir. Ancak her bir projeksiyon için, Eşitlik 2.21’de verilen azalım ifadesi incelenecek olursa, μ ’nün hem dokuya hem de enerjiye bağımlılığı ve x ’in de bilinmeyişi foton azalım düzeltmesini güçleştirecektir. Düzeltme yöntemleri,

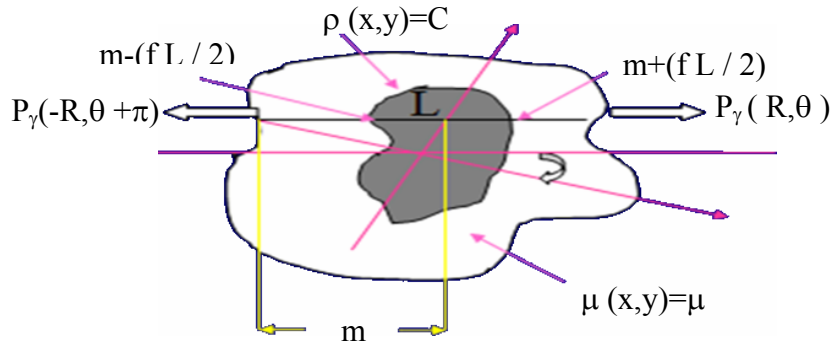
azalım katsayısını sabit kabul eden ve etmeyen yöntemler olarak iki grupta incelenebilir.

a) Azalım katsayısının (μ) sabit kabul edildiği yöntemler

Bu düzeltme tekniklerinde azalım katsayısı sadece enerjiye bağlıdır.

- Düzeltmenin Projeksiyonlarda Yapılması (Hiperbolik Sin Düzeltmesi)

Projeksiyonların 360° boyunca elde edilmesi durumunda birbirinden 180° zıt yönde alınmış projeksiyonların aritmetik yada geometrik ortalamalarının elde edilmesiyle foton azalımı düzeltilebilir. Şekil 2.16'da Hiperbolik Sin Düzeltmesi gösterilmiştir.



Şekil 2.16 Hiperbolik Sin Düzeltmesi

Burada, L projeksiyonun geçtiği toplam mesafe, C aktivite konsantrasyonu, m kaynak derinliği, f ise aktivite içeren soğurucunun toplam organ içerisindeki kesridir. 0° ve 180° 'deki projeksiyonlar yazılırsa;

$$P_{\gamma}(R, \theta) = C \int_{m-\frac{fL}{2}}^{m+\frac{fL}{2}} \exp\{-\mu(L-x)dx\} \quad (2.22)$$

$$P_{\gamma}(-R, \theta + \pi) = C \int_{m-\frac{fL}{2}}^{m+\frac{fL}{2}} \exp(-\mu x) dx \quad (2.23)$$

Hiperbolik Sin Düzeltmesi

$$\{P_{\gamma}(R, \theta)P_{\gamma}(-R, \theta + \pi)\}^{\frac{1}{2}} = \frac{2C}{\mu} \exp\left(-\frac{\mu L}{2}\right) \sinh\left(\frac{\mu fL}{2}\right) \quad (2.24)$$

Hiçbir foton azalımının olmadığı durumda projeksiyonlar

$$P(R, \theta) = CfL \quad (2.25)$$

şeklinde ifade edilebileceğinden dolayı, bu ifadede C aktivite konsantrasyonu çekilerek Eşitlik 2.24'de yerine yazılırsa, $P(R, \theta)$ düzeltilmiş projeksiyon ifadesi elde edilir.

$$P(R, \theta) = \frac{\{P_{\gamma}(R, \theta)P_{\gamma}(-R, \theta + \pi)\}^{\frac{1}{2}}}{\sinh(\mu fL/2)} \exp(\mu L/2) \quad (2.26)$$

- Düzeltmenin Kesit Görüntülerine Yapılması (Chang Yöntemi)

Chang yönteminde azalım düzeltmesi kesit görüntülerine uygulanır, böylece vücut sınırlarının her bir kesiti için ayrı ayrı düzeltme mümkün olur. Bu sayede, bir kesitten diğerine şekil ve büyüklük farkı gösteren vücut kısımları için düzeltme işlemi daha doğru bir şekilde gerçekleştirilir.

Yöntem, ortamın homojen bir azalım katsayısı olduğunu kabul eder ve bu ortamın boyutları bir transmisyon ölçümü yada ikinci bir elektronik pencere ile compton bölgesinden alınan bilgilerle bulur.

Düzeltilme faktörü $C(x,y)$, $l(\theta_i)(x,y)$ noktası ile ortamın kenarı arasındaki azalım miktarı olmak üzere şu şekilde hesaplanır.

$$C(x,y) = \left\{ \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M e^{-\mu l(\theta_i)} \right\}^{-1} \quad (2.27)$$

İlk basamakta, düzeltme için azalım etkisindeki orijinal projeksiyonlardan elde edilen görüntü (f_0) bu düzeltme faktörü ile çarpılır.

$$f_1 = f_0.C(x,y) \quad (2.28)$$

İkinci basamakta, sabit azalım katsayısı ve ortamın boyutunun bilinen değerleri kullanılarak yeni projeksiyonlar $f_1(x,y)$ 'den hesaplanır.

$$P_2(l, \theta) = \int f_1(x, y).e^{-\mu l(\theta_i)} dl \quad (2.29)$$

Hata projeksiyonları ise orijinal ve hesaplanmış projeksiyonların farkından elde edilir.

$$P_{hata}(\theta_i, r) = P_{orj}(\theta_i, r) - P_2(\theta_i, r) \quad (2.30)$$

Azalıma karşı düzeltilmiş hata görüntüsü bu projeksiyonlardan elde edilir ve düzeltme için $C(x,y)$ faktörü ile çarpılırsa

$$f_{hata}^*(x, y) = f_{hata}.C(x, y) \quad (2.31)$$

elde edilir. İkinci basamaktaki düzeltilmiş görüntü ise $f_{hata}^*(x, y)$ 'nin ilk basamak görüntüsü ile toplanmasından elde edilir.

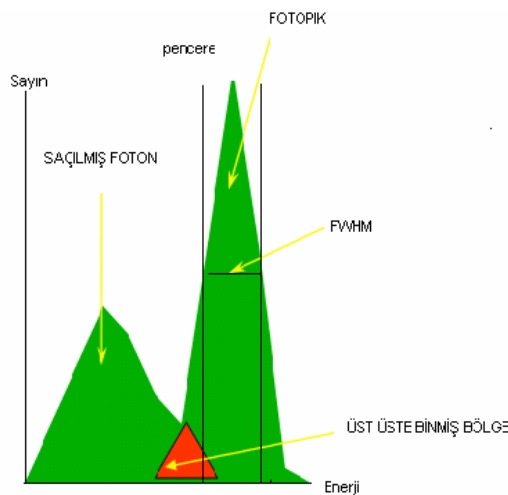
$$f_2(x, y) = f_1(x, y) + f_{hata}^*(x, y) \quad (2.32)$$

b) Sabit Olmayan Azalım Katsayısının (μ) Kullanıldığı Yöntemler

Kalp ve akciğer gibi bazı organların görüntülenmesinde μ değeri farklı olan dokular vardır. Böyle durumlarda sabit bir μ kullanılması görüntülerde bozulmalara ve sayısal değerlendirmelerde hatalara yol açar. Bu nedenle, kesit görüntülerinin elde edileceği vücut kısmının μ haritası çıkarılmalıdır. Daha sonra ise Chang düzeltme yönteminde sabit μ yerine her nokta için elde edilmiş μ değerleri kullanılabilir. Sabit olmayan azalım katsayısı, vücut dışında bulunan kaynaklarla yada X-ışın tomografisinin kullanımıyla elde edilen transmisyon görüntülerinden belirlenebilir.

2.8.2.2 Saçılmış fotonlar ve düzeltme yöntemleri

Görüntü kalitesi üzerine önemli etkisi olan hasta içindeki saçılmış fotonlar, saçılma nedeniyle yön değiştirdiklerinden, dedekte edilmeleri durumunda organdaki farklı bir noktadan geliyorlarmış gibi görüntülenir. Nükleer tıpta, organ görüntüsünün doğru bir şekilde elde edilmesi için, kullanılan radyoaktif maddenin enerji spektrumundaki fotopik bölgesinde açılan pencereden alınan bilgiler kullanılır. Böylece saçılan fotonların büyük bir kısmı elimine edilir. Ancak, düşük açılarda saçılan fotonlar az enerji kaybettikleri için pencere içersine girerler (Şekil 2.17). Bu durum bile hasta içersindeki gerçek aktivite dağılımının belirlenmesine engel olur.



Şekil 2.17 Enerji spektrumunun gösterimi

Saçılan fotonların etkisi ‘Kontrast’ ile ölçülür. Kontrast, hasta içersindeki bir oluşumun veya bir objenin sayım miktarının, çevresindeki sayım miktarına olan farklılığı olarak tanımlanır. Eğer objenin sayımı, çevre sayımından fazla ise obje, ‘sıcak’; az ise ‘soğuk’ olarak adlandırılır. Kontrast ölçümü, obje ve çevre üzerinde çizilen ilgi alanları ile gerçekleştirilir. Kontrast yüzde olarak,

$$\% \text{ Kontrast} = \frac{|C_{obje} - C_{\text{çevre}}|}{|C_{\text{çevre}}|} \times 100 \quad (2.33)$$

verilir. Burada C_{obje} obje görüntüsü üzerinde çizilen ilgi alanının ortalama sayımı, $C_{\text{çevre}}$ ise çevre üzerinde çizilen ilgi alanının ortalama sayımıdır. Saçılan fotonların pencere içerisindeki oranının artması kontrastı azaltır.

Görüntü kalitesini ve değerlendirilmesini olumsuz etkileyen bu durumun düzeltilmesi için uygulanan birçok teknik bulunmaktadır. Bu tekniklerden bir kısmı toplanan bilgi içerisindeki saçılan foton dağılımının tahminine dayanır. Bu tahmin ile saçılan fotonların etkisi görüntüden çıkarılır. Fotopikin iki yarı kısmındaki sayımların oranından saçılan foton kesrini bulmak mümkündür. Uygulanan bu yöntem ile görüntüdeki gürültü artmaktadır (Bronzino 2000).

Diğer bir yöntemde ise, spektrumda compton bölgesinde açılan bir enerji penceresinden alınan sayımların belli bir oranı kullanılarak, fotopik içersine giren saçılan fotonların kesri saptanmaya çalışılır ve görüntüden çıkarılır.

2.8.2.3 Gürültü

Görüntü kalitesini etkileyen nedenlerden biri olan gürültü, homojen aktivite dağılımına sahip bir objenin görüntüsündeki piksel içeriklerinin birbirlerine göre olan farklılıklarının bir ölçüsüdür. Söz konusu gürültü, sistemin kendisinden kaynaklanan

sistematik gürültü ve dedekte edilen foton sayısındaki rastgeleliği temsil eden sistematik olmayan gürültünün bileşimidir.

Sistematik gürültü, kesit görüntülerinin eldesi sırasında ortaya çıkar. Geriye projeksiyon sırasında, hastaya ait bilgilerle birlikte gürültü de kesit görüntüsü matrisi boyunca geri yansıtılır. Farklı açılardan geriye yansıtılan projeksiyonlara ait gürültülerin de üst üste binmesi gürültüde artışa neden olur. Bunun dışında, kesit görüntü eldesinde filtre kullanımı, gürültünün şiddetini değiştirmektedir. Tüm bu nedenlerden dolayı kesit görüntülerindeki gürültü planar görüntülerdeki gürültüden daha fazladır.

Sistematik olmayan gürültü ise sınırlı sayıda foton dedeksiyonundan dolayı oluşur. Dedekte edilen fotonların sayısı, organdaki aktivite miktarına, sayım zamanına, sistem hassasiyetine bağlıdır. Bir kaynaktan t zaman aralığında salınan foton sayısının bir diğer t zaman aralığında salınan foton sayısından farklı oluşu dedekte edilen bu fotonların Poisson istatistiğine göre düzensiz değişimler meydana getirmesine neden olur. Bu düzensiz değişimlerin ortalama değerden olan sapmasına ‘gürültü’ denir ve %RMS (root mean square-kareli ortalamanın kare kökü) gürültünün bir ifadesidir.

Planar görüntülerde Poisson istatistiğine göre gürültü; (σ) yani istatistiksel sapma, bir pikseldeki sayımın karekökü olmak üzere, standart sapmanın ortalama sayıya oranıdır. N bir pikseldeki sayım olmak üzere standart sapma $\sigma = \sqrt{N}$ şeklindedir. %RMS gürültü ise

$$\%RMS = \frac{\sigma}{N} = \frac{\sqrt{N}}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}} \times 100 \quad (2.34)$$

ile verilir. Kesit görüntülerindeki gürültü ise; M bir kesitteki objenin bulunduğu piksel sayısı, N bir kesitteki objenin bulunduğu piksellerdeki toplam sayım olmak üzere,

$$\%RMS = \frac{120.M^{3/4}}{N^{1/2}} \quad (2.35)$$

şeklindedir.

2.8.3 Diğer nedenler

2.8.3.1 Hasta hareketi

Kesit görüntülerindeki bulanıklığın en önemli nedeni hasta hareketi olup, bu etkiyi azaltabilmek için mümkün olan en kısa görüntüleme süreleri kullanılmalıdır. Görüntüleme süresini etkileyen birçok parametre vardır. Dedektörün yüksek sayım hızlarında ölü zamana girmemesi için hastaya verilecek radyoaktivite miktarı belli bir değeri aşmamalıdır. Kullanılan matris boyutu ve büyütme faktörüne bağlı olarak, gürültünün görüntü kalitesini etkilememesi için her bir projeksiyonda alınan sayımın da belli bir değerin altında olmaması gerekir. Tüm bu şartlar altında optimum görüntüleme süreleri belirlenmelidir.

2.8.3.2 Örnekleme

Örnekleme; görüntülenecek objeden bilgi toplama sıklığını hem doğrusal (linear) hem de açısal (angular) olarak tanımlayan parametredir. Objeden gelen bilginin bilgisayar ortamına doğru bir şekilde aktarılabilmesi ve görüntü kalitesinin istenen kriterlere uyabilmesi için örneklemenin doğru bir şekilde yapılması gerekir.

Açısal örnekleme projeksiyon sayısı seçimi ile belirlenirken, çizgisel örnekleme piksel boyutu seçimi ile tanımlanır. Açısal örneklemenin sık yapılması görüntüleme süresini ve gürültüyü arttırmaktadır.

Çizgisel örnekleme aralığı iki farklı biçimde belirlenebilir. Sistemin Modüler Transfer Fonksiyonu (MTF) biliniyorsa, piksel boyutu Nyquist frekansının iki katının tersi şeklindedir. Yarı yükseklikteki tam genişlik (FWHM) biliniyorsa, piksel boyutu FWHM'un yarısı kadardır. Bu iki yolla elde edilebilen piksel boyutundan matris boyutuna geçilebilir.

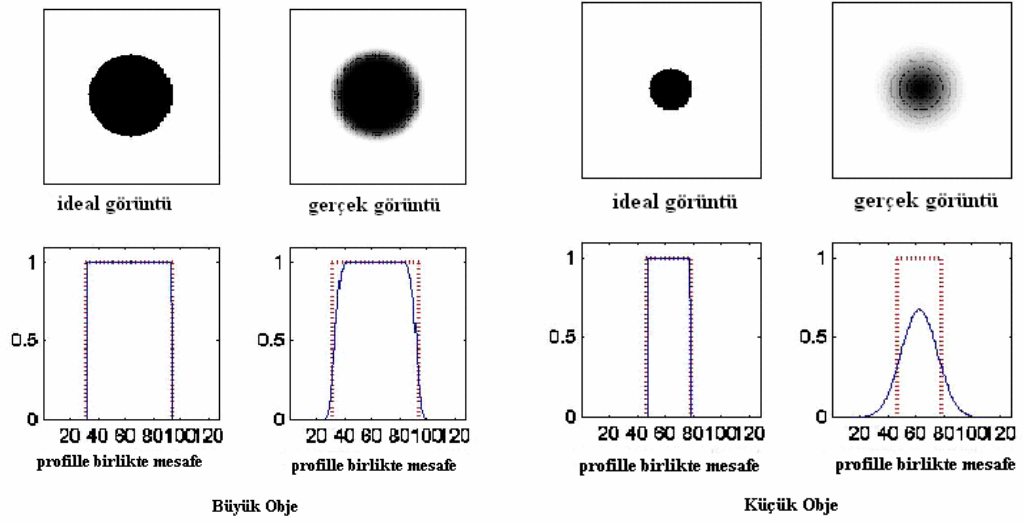
$$Matris_Boyutu = \frac{obje_çapı}{piksel_boyutu} \quad (2.36)$$

2.8.3.3 Kısmi Hacim Etkisi (Partial Volume Effect)

Hiçbir görüntüleme cihazı mükemmel bir ayırma gücüne sahip değildir. Sınırlı bir ayırma gücü yalnız görsel görüntü değerlendirmesini değil, görüntülerden çıkarılacak sayısal veriyi de etkiler.

Bir tomografi sistemi, (x,y) düzlemi ve aksiyel eksenindeki ayırma gücünün birleşimi tarafından belirlenen hacimsel ayırma gücü karakteristiğine sahiptir. Bu hacim, (yüzey ayırma gücü) $çapı = 2x FWHM_{x,y}$ ve (aksiyel eksen ayırma gücü) $yüksekliği = 2x FWHM_z$ olan silindirik bir yapı olarak tanımlanır. Bu silindirik yapı aynı zamanda, tomografik görüntünün olduğu bilgisayar hafızasının voxel olarak adlandırılan üç boyutlu en küçük elemanı ile da tanımlanabilir. Görüntülenecek olan organ ya da organ içindeki küçük bir lezyon hacminin, sisteme ait olan bu silindirik yapı hacmini doldurmaması kısmi hacim etkisi olarak tanımlanır.

Boyut olarak, sistem ayırma gücünün iki katı sınırında olan objelerin görüntüsü, ideal görüntüsüne göre daha büyük ve bulanıklaşmış bir biçimde elde edilir (Şekil 2.18). Böyle bir görüntüden belirlenecek olan nümerik sonuçlar yani aktivite konsantrasyonu veya hacim değerleri gerçek değerlerinden oldukça farklı çıkacaktır. Bu sınırdan daha büyük boyutlu objeler gerçek görüntüye daha yakın olarak elde edilir.



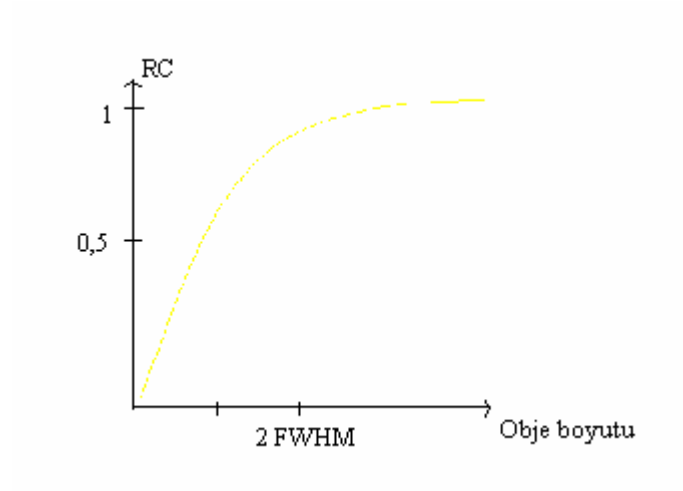
Şekil 2.18 Kısmi Hacim Etkisi

Yukarıdaki tanımlamalardan yola çıkarak, sınırlı bir ayırma gücü ile elde edilmiş görüntüde çizilen ilgi alanıyla belirlenen değerler, mükemmel ayırma güçlü kamera ile elde edilmiş görüntüden belirlenen değerlerden daha fazla yada daha eksik olabilir.

‘Kısmi hacim etkisinin’ sonuçlardaki etkisini giderebilmek için, sisteme ait olan ve deneysel olarak bulunabilecek bir iyileştirme faktörünün (recovery coefficient) sonuçlara yansıtılması gerekir. Görüntüden hesaplanan konsantrasyonun kaynağın gerçek konsantrasyonuna oranı ile iyileştirme faktörü elde edilir (Eşitlik 2.37).

$$RC = \frac{\text{görüntüdeki_konsantrasyon}}{\text{gerçek_konsantrasyon}} \quad (2.37)$$

Şekil 2.19’daki grafikte de görüldüğü üzere, obje boyutunun 2xFWHM’den büyük olması durumunda görüntüdeki konsantrasyon gerçek konsantrasyon değerine yaklaşacak yani iyileştirme faktörü 1’e yaklaşacaktır. Obje boyutu küçüldükçe, kısmi hacim etkisi ortaya çıktıkça, görüntüdeki konsantrasyon değeri azalacak yani RC faktörü azalacaktır. Düzeltme, görüntüden elde edilen sonuçların RC faktörüne bölünmesiyle gerçekleştirilir.



Şekil 2.19 RC'nin objekt boyutu ile değişimi

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Nükleer tıp'ta gelişmiş gama kamera sistemlerinin ve yeni radyofarmösitlerin kullanımının artmasıyla aktivite ve hacim değerlendirmeleri ilgi çekici hale gelmiştir. Ancak Nükleer tıp görüntülerinde değerlendirmeleri sınırlandıran birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler; görüntünün elde edilmesi sürecinde radyoaktivitenin azalımı, sınırlı uzaysal ayırma gücü, hareket, foton soğurulması ve saçılmasını içermektedir. Foton soğurulması ve saçılması, insan vücudunda radyoaktivite dağılımının değerlendirilmesindeki doğruluğu etkileyen en önemli etkenlerdir ve düzeltilmeleri gerekmektedir.

Bu tez çalışmasındaki aktivite ve hacim değerlendirmeleri hem planar hem de kesit görüntüleri üzerinden elde edilmiştir. Bu amaçla çalışmalarda farklı fantomlar ve değerlendirmeler de farklı teknikler kullanılmıştır.

3.1 Planar Görüntülerden Aktivite ve Hacim Hesabı

Değerlendirmelerde kullanılacak planar görüntüler, Mediso TH-33 tek dedektörlü gama kamerada; Şekil 3.1.a'da görülen 4 kürenin ve Şekil 3.1.b'de görülen troid fantomunun, Siemens E-CAM tomografi sisteminde ise Şekil 3.2'de görülen karaciğer fantomunun farklı geometrilerde ve bilgi toplama parametrelerinde görüntülenmesiyle elde edilmiştir. Kullanılan fantomların boyutları ve gerçek hacimleri Çizelge 3.1'de verilmiştir.

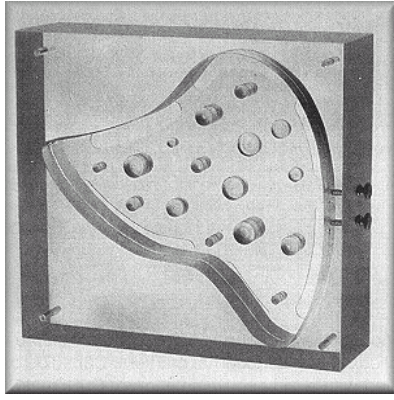


(a)



(b)

Şekil 3.1.a. Farklı boyutlu küreler, b. Troid fantomu



Şekil 3.2 Karaciğer fantomu

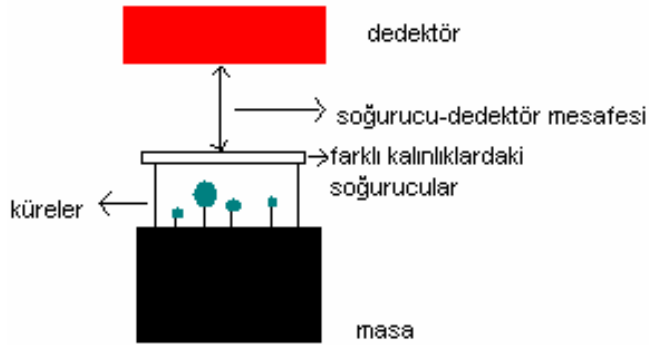
Çizelge 3.1 Planar görüntülemeye kullanılan fantomların boyutları ve hacimleri

Fantomlar	Gerçek Hacim		Boyut
Karaciğer	1700 ml		30x28x8,9cm
Troid	34ml		10,2x10,2x2,2cm
4 Küre	K ₁₆	16ml	31,26mm
	K ₈	8ml	24,81mm
	K ₄	4ml	19,69mm
	K ₂	2ml	15,63mm

3.1.1 Planar görüntülerden aktivite değerlendirmeleri

Soğurucularla görüntülenen küre çalışmaları

TH-33 tek dedektörlü gama kamerada, 4 küre ve farklı kalınlıklardaki soğurucularla yapılan çalışma geometrisi Şekil 3.3'deki gibidir. 5cm ve 10cm soğurucu kalınlıkları (saçıcılar), 5cm ve 10cm dedektör-soğurucu kalınlığı mesafelerinde 4 kürenin planar görüntüsü 128x128 ve 256x256 matris boyutlarında, zoom 1 ve zoom 1,27'de elde edilmiştir. Kürelere konan aktivite miktarları Çizelge 3.2'de verilmiştir. Görüntüler 1 dakikalık sürelerde alınmıştır.



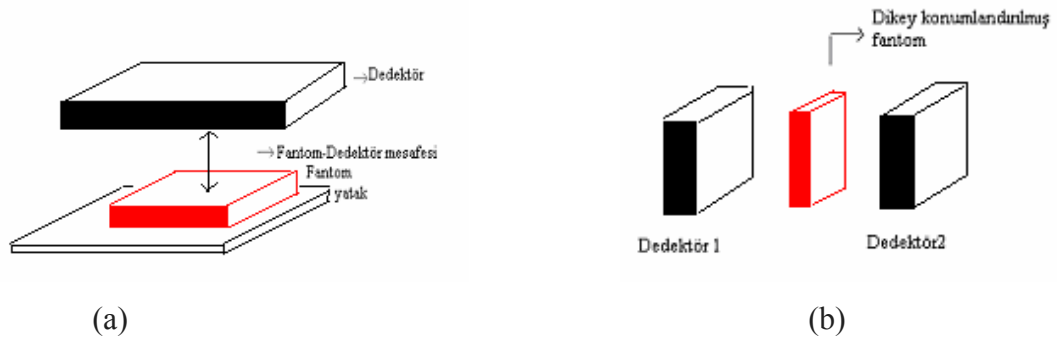
Şekil 3.3 Küreler için planar çalışma geometrisi

Çizelge 3.2 Planar görüntüleme için kürelere konan aktivite miktarları

Küreler	Aktivite(mCi)
K ₁₆	7,527
K ₈	4,549
K ₄	3,181
K ₂	2,519
toplam	17,776

Karaciğer fantom çalışmaları

Siemens E-CAM tomografi sisteminde karaciğer fantomu ile kurulan çalışma geometrisi Şekil 3.4.a ve b'deki gibidir. 20cm ve 30cm fantom- dedektör mesafelerinde 64x64, 128x128, 256x256 matris boyutlarında, zoom 1, zoom 1,23 ve zoom 2'de karaciğer fantomunun planar görüntüleri elde edilmiştir. Fantom-dedektör mesafesi 20cm olan çalışmada fantoma 22,058mCi'lik aktivite, 30cm olan çalışmada ise fantoma 16,056mCi'lik aktivite konmuştur (Çalışmalar farklı günlerde gerçekleştirildiği için farklı aktiviteler kullanılmıştır, mesafeyle aktivite arasında tanımlanmış bir ilişki yoktur). Görüntüler 1 dakikalık sürelerde alınmıştır.



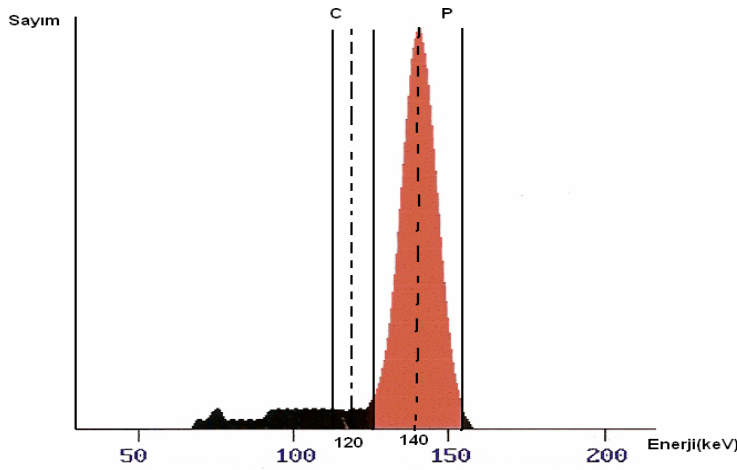
Şekil 3.4 Karaciğer fantomu için çalışma geometrileri

Şekil 3.3, Şekil 3.4.a ve b'deki geometrilerde elde edilen planar görüntülerden aktivite değerlendirmesi yapılmıştır. Aktivite değerlendirmesinin doğruluğu, foton azalımı ve saçılımı için uygun düzeltmeyi gerektirir. Bu tez çalışmasında planar görüntülerden aktivite değerlendirmesinde iki teknik kullanılmıştır.

3.1.1.1 Foton saçılım ve azalım düzeltmesinin kullanımı ile aktivite hesabı

i) Foton saçılım düzeltmesi

Foton saçılım düzeltmesi, Şekil 3.5’de görüldüğü gibi fotopik penceresinin (140keV-%20 pencere) hemen altında compton bölgesinde açılan ikincil bir pencereden (120keV-%10 pencere) alınan sayımla yapılmıştır (King 1992).



Şekil 3.5 Fotopik ve compton bölgesindeki ikincil pencerenin gösterimi

Burada P bölgesinden yani fotopikten alınan sayımlar C_{pp} ve C bölgesinden yani ikincil pencereden alınan sayımlar C_{scat} olmak üzere; fotopikten saçılan fotonların etkisini çıkarmak, saçılım düzeltmesi yapılmış sayımları bulmak için, C_{scat} ’ in belli bir kesri C_{pp} den çıkarılmaktadır (Ferrant 1979).

$$C_{cor} = C_{pp} - k_{sk} \cdot C_{scat} \quad (3.1)$$

3.1 Eşitliğindeki saçılım düzeltmesi yapılmış sayımlar C_{cor} olmak üzere, bu sayımlar aktivite hesaplanmasında bir sonraki adım olan foton azalım düzeltmesinde kullanılmıştır. Burada k_{sk} kesri Mediso TH-33 gama kamera için 0.36, Siemens E-CAM sistemi için 1.20 alınmıştır. Bu değerlerin seçilmesindeki doğruluk Şekil 5.1 ve Şekil

5.2' de gösterilmiştir. (Siemens sisteminin dedektör boyutu Mediso dedektöründen daha büyüktür). Saçılım düzeltmesinin doğruluğu büyük oranda k_{sk} değerine bağlıdır.

ii) Foton azalım düzeltmesi

Bu çalışmada, saçılım düzeltmesi yapılarak bulunan C_{cor} sayımlarına, Eşitlik 2.21 ile gösterilen $N=N_0e^{-\mu x}$ foton azalım düzeltmesi uygulanmıştır. 4 kürenin planar görüntülemesinde kullanılan soğurucu kalınlıkları ve karaciğer fantomu için doğrusal soğurma katsayısı ortalama 0,113 bulunmuştur. Bu değer bulunmasında da yine Eşitlik 2.21 kullanılmıştır. Şınga içerisinde aktivitesi bilinen bir kaynağın; üzerinde soğurucu ve karaciğer fantomu olmadan verdiği sayım N_0 (μ değerini bulmak için yapılan bu çalışma, soğurucu ve karaciğer fantomu için ayrı ayrı tekrarlanmıştır), soğurucu ve karaciğer fantomu üzerindeyken verdiği sayım N , soğurucunun ve karaciğer fantomunun kalınlıkları x (soğurucu için $x=5cm$, karaciğer fantomu için $x=8,9cm$) olmak üzere, bu değerler Eşitlik 2.21'de yerine konularak μ değerine ulaşılmıştır.

iii) Foton saçılım ve azalım düzeltmesi yapılarak bulunan sayımlardan aktiviteye geçiş

Planar görüntülerden elde edilen ve tüm gerekli düzeltmelerden sonra bulunan sayımlardan kaynağın bilinen aktivitesine geçmek mümkündür. Bu hesaplanan aktivite (A) ile düzeltilerek elde edilen sayım (C) arasındaki ilişki,

$$A = k.C \quad (3.2)$$

şeklindedir. Burada k deneysel olarak bulunabilen, dedektör ve kolimatör etkinliğidir. Kullanılan radyoaktif maddeye, görüntüleme sisteminin bu radyoaktif maddeye karşı saniyede verdiği sayıma göre farklılık gösterir.

$$k = \frac{\text{aktivitenin } 1mCi'si}{\text{saniyedeki sayım}} \quad (3.3)$$

Çalışmalarda kullanılan sistemler için farklı görüntüleme geometrilerindeki k değerleri Çizelge 3.3’de verilmiştir. Düzeltmelerden sonra bulunan sayımlar ve k değerlerinden, aktiviteye geçilmiştir. Mediso TH-33’de yapılan 4 küre çalışmasında aktivite hesaplanması, hem kürelere konan toplam aktivite yani 4 küreye konan aktivitenin toplamı üzerinden hem de görüntü üzerinde ilgi alanlarının çizilmesiyle bulunabilecek ayrı ayrı küre aktiviteleri üzerinden gerçekleştirilmiştir.

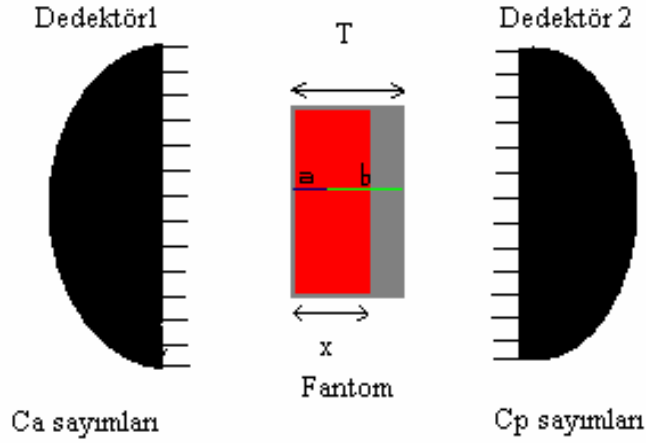
Çizelge 3.3 Düzeltilmiş sayımlardan aktiviteye geçişlerde kullanılan k sabitleri

sistem	k değerleri mCi/cps
Mediso TH-33	5cm'deki $3,703 \times 10^{-4}$
	10cm'deki $3,558 \times 10^{-4}$
Siemens E-CAM	20cm'deki $2,941 \times 10^{-4}$
	30cm'deki $3,030 \times 10^{-4}$

Tez çalışmasında görüntülerin alındığı, TH-33 tek dedektörlü gama kamera için firma tarafından önerilen dedektör ve kolimatör etkinliği (k değeri) değeri; $3,429 \times 10^{-4}$ mCi/cps, Siemens E-CAM tomografi sistemi için ise $2,970 \times 10^{-4}$ mCi/cps’dir.

3.1.1.2 Geometrik ortalama metodunun kullanımı ile aktivite hesabı

Bu metod, anterior, posterior ya da lateral görüntülemekten elde edilen sayımların geometrik ortalamasından aktivitenin belirlenmesine dayanır. Bu teknikte, Şekil 3.4.b’deki çalışma geometrisinden alınan sayımlardan aktivite hesabına geçilmiştir. Yatak azalımını engellemek için fantom dikey şekilde konumlandırılmıştır. Fantom ile dedektörler arasındaki mesafe eşit ve 30 cm’dir. Şekil 3.6’da geometrik ortalama metodunun diyagramı bulunmaktadır.



Şekil 3.6 Geometrik ortalama metodu

Şekil 3.6'daki; T fantom kalınlığı (8,9cm), x aktivitenin fantom içerisinde bulunduğu kalınlık (5,7cm), a ve b mesafeleri ise kaynağın merkez kabul edilebilecek bir noktasından, fantom kenarlarına olan uzaklıklarıdır ($T=a+b$). μ fantomun doğrusal azalım katsayısı, C_a ve C_p sırasıyla dedektör1, dedektör2 den alınan sayımlar olmak üzere, bu sayımlar aşağıdaki eşitlikler yardımıyla bulunabilir.

$$C_a = C_0 e^{-\mu a} \quad (3.4)$$

$$C_p = C_0 e^{-\mu b} \quad (3.5)$$

3.4 ve 3.5 Eşitliklerindeki C_0 , x kalınlığı içindeki azalıma uğramamış sayıdır. C_0 sayımını, yani aktivite hesaplamasında foton azalım düzeltmesi yapılmış sayımı bulmak için, geometrik ortalama metodunu kullanırsak,

$$C_a C_p = C_0^2 e^{-\mu(a+b)} \quad (3.6)$$

eşitliği elde edilir. 3.6 Eşitliğinden C_0 sayımı çekilirse

$$C_0 = (C_a * C_p)^{1/2} e^{\mu T / 2} \quad (3.7)$$

bulunur. A kaynak aktivitesi olmak üzere, C_0 sayımından Eşitlik 3.8 ile aktiviteye geçilir.

$$A = [(C_a * C_p)^{1/2} / E] * \exp(\mu T / 2) \quad (3.8)$$

Eşitlik 3.8 de, E kameranın hassasiyetidir. Planar hassasiyet,

$$hassasiyet = \frac{sn' deki sayım}{\mu Ci} \quad (3.9)$$

şeklindedir. Siemens E-CAM sisteminde kameranın planar hassasiyeti dedektör 1 ve dedektör 2'nin ortalama hassasiyetleri bulunarak elde edilmiştir. Sistemin planar hassasiyeti 3,285cps/ μ Ci olarak bulunmuştur.

Bu metod da, Eşitlik 3.8'de verilen aktivite hesabı beraberinde birtakım problemleri de getirmektedir. Çünkü kaynak kalınlığı ile hesaplanan aktivite değeri büyük oranda değişecektir. Kullanılan fantom içinde aktivitenin homojen dağılımı T boyunca değil, yalnızca x kalınlığı içindedir. Dolayısıyla fotonun kaynak içindeki azalımı farklı olacaktır. 3.8 Eşitliği, kaynağın fantom içindeki kalınlığını göz ardı eder. Bu nedenle daha doğru sonuçlara ulaşabilmek, foton azalım düzeltmesini daha doğru yapabilmek için kaynak kalınlığı 3.8 eşitliğine dahil edilmiştir (Macey 1982).

$$A = [(C_a * C_p)^{1/2} / E] * \exp(\mu T / 2) * (\mu x / 2) / (\sinh \mu x / 2) \quad (3.10)$$

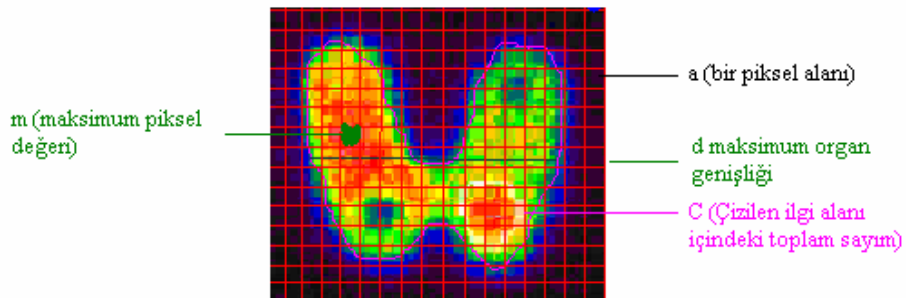
Her iki teknikle bulunan aktivite değerlerine, zaman azalım düzeltmesi yapılmıştır.

3.1.2 Planar görüntülerden hacim değerlendirmeleri

Planar görüntülerden hacim hesaplanması için kullanılan teknikte; hesaplanacak olan hacmin, piksellerdeki sayım ile orantılı olduğu kabul edilir. Hacmi hesaplanacak olan organın maksimum genişliğini tespit edebilmek için, birbirine göre 90 derece fark olan iki görüntü alınır. Planar görüntülerden hacim

$$V = C(d*a)/m \quad (3.11)$$

eşitliği ile bulunmuştur. Burada a bir piksel tarafından belirlenmiş alan, d maksimum organ genişliği, C çizilen ilgi alanı içersindeki toplam sayım, m ise maksimum piksel değeridir (Şekil 3.7). Görüntülere çizilen ilgi alanının, bu maksimum piksel değerini içermesine dikkat edilmiştir (Takaki 1993).



Şekil 3.7 Planar görüntülerde hacim hesabı

3.2 Kesit Görüntülerinden Aktivite ve Hacim Hesabı

Değerlendirmelerde kullanılacak kesit görüntüleri, Siemens E-CAM tomografi sisteminde; Şekil 3.8’de görülen, içine planar görüntülerin elde edilmesinde kullanılan 4 kürenin yerleştirildiği Jaszczak fantomunun (aparathları çıkartılmış), farklı bilgi

toplama parametrelerinde görüntülenmesi ve daha sonra İnterview-XP yazılımında, farklı kesit eldesi teknikleriyle beraber değerlendirilmesi ile elde edilmiştir.



Şekil 3.8 İçine 4 küre yerleştirilmiş Jaszczak fantomu

Değerlendirmelerde kullanılan kesit görüntülerinin elde edildiği, bilgi toplama ve kesit eldesi parametreleri Çizelge 3.4 ve Çizelge 3.5’de verilmiştir.

Çizelge 3.4 Kesit görüntü eldelerinde kullanılan bilgi toplama parametreleri

Matris Boyutu (M)	64x64	128x128
Projeksiyon Görüntü Sayısı (Pr)	60	120
Dedektör Yörüngesi (DY)	NCO	CO
Farklı Küre/Background oranları (S/B)	2600	1300

CO Dedektör yörüngesi için dönme yarıçapı 27,5 cm olarak ayarlanmıştır.

Çizelge 3.5 Kesit görüntü eldelerinde kullanılan kesit eldesi parametreleri

Filtreler	Hanning	Sheep-logan	Butterworth
Algoritmalar	FBP	OSEM	ML-iterat
Zoom Faktörü (z)	1	1,5	2
Kesit kalınlığı (t)	9,59mm	19,18mm	
Foton Azalım Düzeltmesi (Chang Yöntemi)	var	yok	

Kesit görüntülerinin eldesinde filtreler, farklı kesim frekansı ve güç faktörü değerlerinde kullanılmıştır. Kesim frekans değerleri, Nyquist frekansı'nın yüzdesi olarak belirlenmiştir. Seçilen kesim frekans ve güç faktörü değerleri Çizelge 3.6'da verilmiştir.

Çizelge 3.6 Seçilen kesim frekansı ve güç faktörü değerleri

Kesim frekansı	Nyquist'un yüzdesi cinsinden	butterworth filtre için güç faktörü
0,3	60%	1
0,4	76%	5
0,5	100%	10
0,6	120%	15
0,7	140%	

İnterview-XP yazılımında, ML-iterat algoritması üç farklı tekrar sayısı (16,32,64), OSEM algoritması ise yazılım tarafından tanımlanmış tekrar sayısı kullanılmıştır.

Farklı küre/background oranlarının sonuçlara etkisini görebilmek için, iki farklı küre/background oranında çalışma yapılmıştır. Çünkü değişen oranlarla beraber, lezyon dedeksiyonu farklılaşacaktır. Dolayısıyla küreler üzerinde çizilecek olan ilgi alanları bu nedenden ötürü değişiklik gösterebilir, görüntüden elde edilen sayımlarda hatalar oluşabilir. Bu oranlar küre ve fantom hacimleriyle ilişkilendirilerek bulunmuştur. Jaszczak fantomunun hacmi 6067ml'dir.

$$O_1 = \frac{0,6mCi/ml}{0,000230769mCi/ml} \quad O_2 = \frac{0,3mCi/ml}{0,000230769mCi/ml} \quad (3.12)$$

3.12 Eşitliğindeki oranlara, küre ve fantoma konan aktivitelerin, küre ve fantom hacimlerine oranından ulaşılmıştır. O_1 (2600) ve O_2 (1300) oranlarında, kürelere ve fantoma (background için) konan aktiviteler Çizelge 3.7'de verilmiştir. Tomografik çalışmalar tek bir dedektör ile 360° üzerinden yapılmıştır.

Çizelge 3.7 Farklı oranlardaki küre ve background aktiviteleri

ORAN	K ₁₆ (mCi)	K ₈ (mCi)	K ₄ (mCi)	K ₂ (mCi)	K _{BG} (mCi)
2600	9,6	4,8	2,4	1,2	1,4
1300	4,8	2,4	1,2	0,6	1,4

Farklı bilgi toplama parametrelerinde elde edilen tomografik görüntülerden, farklı tekniklerle kesit görüntüleri elde edilmiştir. Tez çalışmasının bu kısmında, aktivite ve hacim hesaplamaları için sadece transaksiyel kesit görüntüleri kullanılmıştır. Transaksiyel kesit görüntüleri üzerinde ilgi alanlarının çizimiyle, bu ilgi alanları içindeki toplam sayıma, piksel sayısına ve çizilen ilgi alanının boyutlarına ulaşılmıştır.

3.2.1 Kesit görüntülerinden aktivite değerlendirmeleri

Kesit görüntülerinden aktivite hesaplamasında, tıpkı planar görüntülerde olduğu gibi, ilgi alanlarının çizimiyle elde edilen sayımlara foton azalım ve saçılım düzeltmesi uygulanmıştır. Foton azalım düzeltmesi için Chang yöntemi kullanılmış ve lineer azalım katsayısı olarak $0,125 \text{ cm}^{-1}$ alınmıştır (Chang 1978). Saçılım düzeltmesi planarda açıklandığı gibi uygulanmış ve Compton bölgesindeki sayımların 1,20'lik kesri fotopikten çıkarılmıştır. Düzeltilmiş sayımlardan aktiviteye geçiş için aşağıdaki eşitlik kullanılmıştır (Jaszczak 1984).

$$A = \frac{\text{Düzeltilmiş_Sayım}}{E \times \text{toplam_tarama_süresi}} \quad (3.13)$$

Eşitlik 3.13'de, toplam tarama süresi olarak 960sn alınmıştır. Projeksiyon görüntü sayısının değişimi göz önünde bulundurularak, projeksiyon 60 için bir projeksiyon başına 16sn, projeksiyon 120 için bir projeksiyon başına 8sn bilgi toplanmıştır.

Eşitlik 3.13’de, E tomografik hassasiyet olmak üzere, dedektör 1 için bu hassasiyet faktörü bulunmuştur. Şekil 3.9’da görülen 6590ml hacimli tank fantomu ile; 128x128 matris boyutu, zoom 1, 120 projeksiyon ve 360° üzerinden tomografi yapılmıştır. Projeksiyon başına 100.000 sayım alınmıştır. Fantoma konan aktivite değeri, tomografiye başlanan zamana düzeltilmiştir. Tarama bittikten sonra toplam sayımdan saniyedeki sayıma geçilmiştir (C). Tomografiye başlanan süredeki aktivitede, hacim başına normalize edilmiştir (B).

$$Tomografik_hassasiyet(E) = \frac{C(cps)}{B(\mu Ci/ml)} \quad (3.14)$$

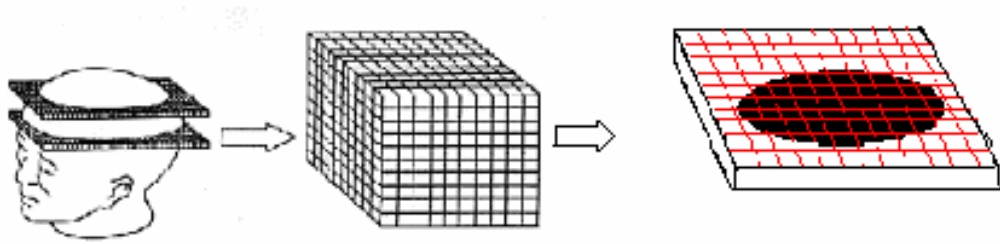


Şekil 3.9 Tank fantomu

Sonuç olarak, Siemens E-CAM tomografi sisteminde dedektör 1 için tomografik hassasiyet $5868,54 \frac{cps}{\mu Ci/ml}$ yada $0,89052 \frac{cps}{\mu Ci}$ bulunmuştur. Tüm bu sonuçlarla beraber, Eşitlik 3.13 kullanılarak aktivite değerleri bulunmuş ve daha sonra bu değerlere zaman azalım düzeltmesi uygulanmıştır.

3.2.2 Kesit görüntülerinden hacim değ erlendirmeleri

Elde edilen transaksiyel kesitlerin her birinde ilgi alanları çizimiyle, bu alanlar içindeki piksel sayısına ulaşılmıştır. Ancak ilgi alanı içindeki tüm pikseller değil, sadece alan içersindeki 4 kenarı mevcut olanlar kullanılmış, yani alan dışında bir kısmı kalmış pikseller kullanılmamıştır (şekil 3.10). Buna da ilgi alanı ile ilgili verilerden ulaşılmıştır. Bu veriler içersinde; toplam piksel sayısıyla beraber, çizilen ilgi alanının yüksekliğini ve genişliğini piksel sayısı cinsinden veren veriler de bulunmaktadır (Soderborg 1983). Böyle bir yaklaşım daha doğru sonuçlara ulaşılmasını sağlamıştır.  alışmalar da küre kullanılması, her bir kesit de, farklı boyut da ilgi alanları çizimini gerektirmiştir (Strauss 1984).



şekil 3.10 İlgi alanı içinde kalan piksellerin gösterimi

Yukarıda açıklanan hususlara dikkat edilerek belirlenen piksel sayılarından küre hacimlerine, Eşitlik 3.15 ile geçilmiştir.

$$V = 1 \text{ Piksel alanı (a) } \times \text{ piksel sayısı } \times \text{ kesit kalınlığı (t)} \quad (3.15)$$

64x64 matris boyutu için bir piksel alanı $91,9\text{mm}^2$, 128x128 matris boyutu için bir piksel alanı $22,99\text{mm}^2$ ’dir.

Planar ve kesit görüntülerinden elde edilen aktivite ve hacim değerleri, bulgular kısmında gerçek değerlerinden yüzde farkı olarak verilmiştir.

$$yüzde_fark = \frac{gerçek - hesaplanan}{gerçek} \times 100 \quad (3.16)$$

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu kısımda, elde edilmiş olan planar ve kesit görüntülerinden hesaplanan, aktivite ve hacim değerleri gerçek değerlerinden yüzde farkı şeklinde verilmiştir. Değerlendirmeler planar ve tomografik değerlendirmeler şeklinde ayrılmıştır. Bilgi toplama ve kesit eldesi parametrelerinin sonuçlara etkisi yorumlanmıştır.

4.1 Planar Değerlendirmeler

4.1.1 Aktivite sonuçları

4.1.1.1 Foton saçılım ve azalım düzeltmesinin kullanımı ile aktivite sonuçları

- *Soğurucularla görüntülenene küre çalışmaları*

Bölüm 3.1’de anlatıldığı üzere, TH-33 tek dedektörlü gama kameradan, farklı geometrilerde ve bilgi toplama parametrelerinde alınan 4 kürenin planar görüntüsünden, bölüm 3.1.1.1’de açıklanan foton saçılım ve azalım düzeltme tekniğinin kullanımıyla aktivite hesaplanmıştır. Çizelge 4.1-Çizelge 4.4’de, iki farklı fantom-dedektör mesafesi ve saçıcı ortam için 4 küreye konan toplam aktivite ve ayrı ayrı küre aktivite sonuçlarının gerçek aktivite değerlerinden farkı, yüzde hata olarak verilmiştir (Matris Boyutu: M Zoom Faktörü: z).

- $M=128 \times 128$ $z=1$

Çizelge 4.1 128x128 matris boyutunda zoom 1’de aktivite yüzde hata değerleri

		Aktivite Yüzde Hata Değerleri (%)				
		K_{16}	K_8	K_4	K_2	K_T
5cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	28,39	27,08	23,35	29,49	11,56
	10cm saçıcı	31,57	30,27	40,56	36,48	13,58
10cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	32,03	32,6	30,05	42,11	16,24
	10cm saçıcı	33,49	36,2	37	43,31	17,27

- $M=128 \times 128$ $z=1,27$

Çizelge 4.2 128x128 matris boyutunda zoom 1,27’de aktivite yüzde hata değerleri

		Aktivite Yüzde Hata Değerleri (%)				
		K_{16}	K_8	K_4	K_2	K_T
5cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	28,57	29,03	24,17	25,2	11,52
	10cm saçıcı	31,34	32,49	28,32	35,8	13,22
10cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	34,63	34,64	27,41	38,78	15,83
	10cm saçıcı	36,98	35,54	37,84	45,85	16,05

- $M=256 \times 256$ $z=1$

Çizelge 4.3 256x256 matris boyutunda zoom 1’de aktivite yüzde hata değerleri

		Aktivite Yüzde Hata Değerleri (%)				
		K_{16}	K_8	K_4	K_2	K_T
5cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	31,65	29,32	22,57	31,52	10,84
	10cm saçıcı	34,31	33,47	25,11	35,8	11,21
10cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	37,18	35,72	29,17	37,15	15,91
	10cm saçıcı	38,68	35,65	34,73	38,5	15,32

- $M=256 \times 256$ $z=1,27$

Çizelge 4.4 256x256 matris boyutunda zoom 1,27’de aktivite yüzde hata değerleri

		Aktivite Yüzde Hata Değerleri (%)				
		K_{16}	K_8	K_4	K_2	K_T
5cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	29,85	31,78	21,12	22,42	10,26
	10cm saçıcı	32,69	34,84	22,35	36,8	10,85
10cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	37,7	35,52	29,8	36,95	15,18
	10cm saçıcı	38,47	36,93	34,04	37,11	15,3

4 küreye konan toplam aktivitenin bulunmasındaki hata, görüntü üzerinden ilgi alanlarının çizimiyle bulunan teker teker küre aktivitelerindeki hataya göre daha azdır. Zira bu ilgi alanı belirlenmesinde gözlemcinin sınırlandırması söz konusu olduğundan dört küre için belirlenen sayım değerleri gerçek değerlerinden fazla ya da eksik olarak elde edilmiş olabilir. Toplam küre aktivite hesaplamasında kullanılan sayım değerleri, görüntüleme sonucunda bilgisayardan okunan dedekte edilmiş foton sayısıdır.

Diğer dikkati çeken bir husus artan dedektör-fantom mesafesi ve soğurucu kalınlıklarında, hatalarında bir miktar artmasıdır. Ancak matris boyutu ve zoom faktörleri için toplam küre aktivite hatalarında önemli bir değişim gözlenmemiştir.

- *Karaciğer fantom çalışmaları*

Siemens E-CAM tomografi (çift dedektörlü) cihazının yalnız bir dedektörü ile farklı geometrilere ve bilgi toplama parametrelerinde alınan karaciğer fantom görüntüsünden, Bölüm 3.1.1.1’de açıklanan foton saçılım ve azalım tekniğinin kullanımıyla elde edilen aktivite sonuçlarının gerçek aktivite değerlerinden farkı yüzde hata olarak Çizelge 4.5- Çizelge 4.6’da verilmiştir.

- ***Fantom-dedektör mesafesi=20cm / 1 dakikalık görüntüleme süresi***

Çizelge 4.5 20cm fantom-dedektör mesafesi, 1 dakikalık görüntüleme süresinde, değişen matris boyutu ve zoom faktörleri için aktivite yüzde hata değerleri

	64x64	128x128	256x256
zoom	hata(%)	hata(%)	hata(%)
1	5.58	10.56	5.47
1.23	5.02	4.63	4.31
2	3.57	3.96	3.54

- ***Fantom-dedektör mesafesi=30cm / 1 dakikalık görüntüleme süresi***

Çizelge 4.6 30cm fantom-dedektör mesafesi, 1 dakikalık görüntüleme süresinde, değişen matris boyutu ve zoom faktörleri için aktivite yüzde hata değerleri

	64x64	128x128	256x256
zoom	hata(%)	hata(%)	hata(%)
1	6.81	7.03	6.44
1.23	6.98	6.84	6.1
2	5.59	6.12	5.28

Aynı teknikle karaciğer fantom görüntülemesinden elde edilen aktivite yüzde hata değerleri, bir önceki duruma benzer şekilde değişiklik göstermektedir. Artan fantom-dedektör mesafelerinde, aktivite yüzde hata değerleri artmıştır. Genel olarak bakıldığında, artan matris boyutu ve zoom faktörüyle hatalarda gene önemli bir değişim gözlenmemiştir.

4.1.1.2 Geometrik ortalama metodunun kullanımı ile aktivite sonuçları

Siemens E-CAM tomografi cihazının her iki dedektörüyle, farklı bilgi toplama parametrelerinde alınan karaciğer fantom görüntülerinden hesaplanan aktivite sonuçlarının gerçek aktivite değerlerinden farkı aşağıdaki çizelgelerde verilmiştir. Bölüm 3.1.1.2'de geometrik ortalama metoduyla aktivite tayininde açıklandığı gibi, aktiviteler 3.8 ve 3.10 eşitlikleriyle bulunmuştur. Çizelge 4.7'de eşitlik 3.8 E1, eşitlik 3.10 E2 olarak tanımlanmıştır.

$$(A = [(C_a * C_p)^{1/2} / E] * \exp(\mu T / 2) \quad 3.8)$$

$$(A = [(C_a * C_p)^{1/2} / E] * \exp(\mu T / 2) * (\mu x / 2) / (\sinh \mu x / 2) \quad 3.10)$$

- ***Dedektör-fantom mesafesi=30cm / 1 dakikalık görüntüleme süresi***

Çizelge 4.7 30cm fantom-dedektör mesafesi, 1 dakikalık görüntüleme süresinde, değişen matris boyutu ve zoom faktörleri için geometrik ortalama yöntemiyle aktivite yüzde hata değerleri

	64x64		128x128		256x256	
zoom	E1(%hata)	E2(%hata)	E1(%hata)	E2(%hata)	E1(%hata)	E2(%hata)
1	5.81	3.99	4.09	2.31	3.43	1.66
1.23	2.8	1.04	2.15	0.41	2.13	0.39
2	1.8	0.07	1.15	0.57	1.13	0.59

Geometrik ortalama metoduyla hesaplanan aktivite değerlerindeki hatalar, artan zoom faktörü ve matris boyutuyla bir miktar azalmıştır. Eşitlik 3.6'daki kaynak kalınlığının da aktivite hesaplamasına dahil edilmesi sonuçlardan da görüldüğü gibi hatayı azaltmıştır. Bu teknikle hesaplanan aktivite yüzde hataları, azalım ve saçılım düzeltmesi ile bulunan aktivite yüzde hatalarından daha azdır. Görülüyor ki, saçılım düzeltmesinden ziyade kaynak pozisyonunun doğru bilgisi ve foton azalım düzeltmesi ile daha doğru aktivite sonuçlarına ulaşılabilir.

4.1.2 Hacim sonuçları

- ***Soğurucularla görüntülenen küre çalışmaları***

TH-33 tek dedektörlü gama kamerada farklı geometrilerde ve bilgi toplama parametrelerinde alınan 4 küre'nin 1dakikalık görüntülerinden, Bölüm 3.1.2'de açıklanmış olan teknikle hesaplanan hacimlerin, gerçek hacimlerden yüzde farkı Çizelge 4.8- Çizelge 4.11'de verilmiştir.

- $M=128 \times 128$ $z=1$

Çizelge 4.8 128x128 matris boyutunda zoom 1’de hacim yüzde hata değerleri

		Hacim Yüzde Hata Değerleri (%)			
		K_{16}	K_8	K_4	K_2
5cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	0,9	0,15	1,32	12,8
	10cm saçıcı	2,15	1,08	3,25	15,6
10cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	2,62	1,12	5,95	16,45
	10cm saçıcı	2,91	2,62	6,25	19,6

- $M=128 \times 128$ $z=1,27$

Çizelge 4.9 128x128 matris boyutunda zoom 1,27’de hacim yüzde hata değerleri

		Hacim Yüzde Hata Değerleri (%)			
		K_{16}	K_8	K_4	K_2
5cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	1,88	1,17	2,87	23,95
	10cm saçıcı	3,87	4,36	8,1	27,8
10cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	3,8	5,22	8,65	31,05
	10cm saçıcı	5,27	5,68	10,7	39,5

- $M=256 \times 256$ $z=1$

Çizelge 4.10 256x256 matris boyutunda zoom 1’de hacim yüzde hata değerleri

		Hacim Yüzde Hata Değerleri (%)			
		K_{16}	K_8	K_4	K_2
5cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	2,13	1,83	5,12	16,55
	10cm saçıcı	4,82	6,76	5,25	16,5
10cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	5	4,41	6,5	15,6
	10cm saçıcı	8,13	7,96	6,17	16,55

- $M=256 \times 256$ $z=1,27$

Çizelge 4.11 256x256 matris boyutunda zoom 1,27’de hacim yüzde hata değerleri

		Hacim Yüzde Hata Değerleri (%)			
		K_{16}	K_8	K_4	K_2
5cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	5,65	8,16	6,87	31
	10cm saçıcı	14,96	16,83	9,3	35,45
10cm fantom-dedektör mesafesi	5cm saçıcı	16,73	19,43	9,85	36,15
	10cm saçıcı	27,31	22,8	12,07	41,55

4 kürenin 1 dakikalık görüntülerinden hesaplanan hacim yüzde hataları farklı soğurucu kalınlıkları, soğurucu-dedektör mesafesi, matris boyutu ve zoom faktörleri için bulunmuştur.

Artan soğurucu kalınlığı ve soğurucu-dedektör mesafelerinde hacim yüzde hata değerleri artış göstermiştir.

Artan matris boyutu ve zoom faktörüyle hacim yüzde hataları beklenenin aksine artış göstermiştir. Beklenen ise artan zoom faktörü ve matris boyutuyla yani küçülen piksel değerleriyle partial volume effect (kısmi hacim etkisi)'in azalması ve daha doğru sonuçlara ulaşılmasıdır. Çalışmanın bu bölümünde matris boyutu değişiminde sayım istatistiği korunmadığı, süreye göre bilgi toplandığı için beklenen sonuçlara ulaşılmamıştır. Oysa 2 katlık matris boyutu değişiminde 4 kat daha fazla sayım alınması partial volume effect'in azalan piksel değerleriyle azaldığını görmemizi sağlayacak bir durumdur. Yukarıdaki sonuçlarda, özellikle 4ml’lik kürede bu etkinin fazlasıyla ortaya çıktığı görülmüştür. Bu kürenin boyutu, sistemin ayırma gücünün 2 katı sınırındadır.

Sayım istatistiğinin korunduğu durumda, artan matris boyutuyla hacim yüzde hatalarının beklenildiği gibi azaldığını görebilmek için Bölüm 3.1’de Şekil 3.1(b) 'deki troid fantomu ile TH-33 tek dedektörlü gama kamerada bir çalışma yapılmıştır.

Görüntüler 64x64, 128x128, 256x256 matris boyutlarında 4 kat sayım artışlarıyla alınmıştır. Hacim yüzde hata değerleri aşağıda verilmiştir.

Çizelge 4.12 Değişen matris boyutu ile troid fantomunun hacim yüzde hata değerleri

Matris Boyutu	hata(%)
64x64	193,99
128x128	163,42
256x256	148,4

Beklenildiği gibi artan matris boyutu ile yani azalan piksel değerleriyle hacim yüzde hata değerleri azalmıştır.

- ***Karaciğer fantom çalışmaları***

Siemens E-CAM çift dedektörlü tomografi cihazında farklı geometrilerde ve bilgi toplama parametrelerinde 1 dakikalık görüntüleme süresinde alınan karaciğer fantomunun hacim yüzde hata değerleri aşağıdaki çizelgelerde verilmiştir.

- ***Dedektör-fantom mesafesi=20cm***

Çizelge 4.13 20cm dedektör-fantom mesafesinde, değişen matris boyutu ve zoom faktörleriyle karaciğer fantomunun hacim yüzde hata değerleri

	64x64	128x128	256x256
zoom	hata(%)	hata(%)	hata(%)
1	1.7	7.88	10.94
1.23	3.35	11.94	12.17
1.45	4.05	16.88	15.29
2	12.82	27.17	31.52

- ***Dedektör-fantom mesafesi=30cm***

Çizelge 4.14 30cm dedektör-fantom mesafesinde, değişen matris boyutu ve zoom faktörleriyle karaciğer fantomunun hacim yüzde hata değerleri

	64x64	128x128	256x256
zoom	hata(%)	hata(%)	hata(%)
1	9.8	11.17	14.94
1.23	15.82	22.94	19.82
1.45	23.47	26.35	25.17
2	28.94	29.05	35.29

Bu çalışmada da küre hacimlerinin bulunmasındaki gibi süreye göre görüntü alındığı için artan zoom faktörlerinde ve matris boyutlarında hacim yüzde hata değerleri artmıştır. Gene artan mesafeyle hatalar da artış gözlenmiştir.

4.2 Tomografik Değerlendirmeler

Bölüm 3.2’de anlatıldığı üzere, farklı bilgi toplama parametrelerinde, içine 4 kürenin yerleştirildiği Jaszczak fantomunun elde edilen tomografik görüntülerinden, değişen kesit elde parametrelerinin kullanımıyla, aktivite ve hacim değerlendirmelerinde kullanılacak transaksyonel kesitlere ulaşılmıştır. Aşağıdaki çizelgelerde, bu değişen bilgi toplama ve kesit eldesi parametrelerindeki, her bir kürenin aktivite ve hacim yüzde hata değerleri verilmiş ve bu parametrelerin sonuçlara etkisi yorumlanmıştır. Çizelgelerden önce kesit eldesi sırasında sabit kalan parametreler tanımlanmıştır (Matris boyutu : M, Zoom faktörü : z, Projeksiyon sayısı : Pr, Kesit kalınlığı : t, Bir piksel alanı : a).

4.2.1 Filtre değişimi

Değerlendirmelerde kullanılan transaksyonel kesitler üç farklı filtre ile elde edilmiştir. Bu filtrelerin her biri için değişen kesim frekansı ve sadece butterworth filtreye özgü güç faktörü parametrelerinde, aktivite ve hacim yüzde hata değerleri belirlenmiştir (Çizelge 4.15 - Çizelge 4.24). Kullanılan filtreler, alçak geçirgen olan hanning, butterworth ve orta geçirgen olan sheep-logan filtreleridir.

$$FBP - t = 9,59mm - z = 1 - a = 91,9mm^2 - M = 64x64 - Pr = 60$$

- **HANNING**

Çizelge 4.15 Farklı kesim frekanslarında Hanning filtre için aktivite yüzde hataları

Kesim frekansı	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
0,3	11,14	5,37	10,25	4,66
0,4	10,58	6,20	13,08	7,41
0,5	14,84	13,83	23,66	8,75
0,6	21,35	24,12	29	13,83
0,7	27,91	24,29	30,54	15,91

Çizelge 4.16 Farklı kesim frekanslarında Hanning filtre için hacim yüzde hataları

Kesim frekansı	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
0,3	10,16	11,87	54,22	164,35
0,4	10,16	11,87	54,22	164,35
0,5	10,16	11,87	54,22	164,35
0,6	15,66	21,17	54,22	164,35
0,7	15,66	21,17	54,22	164,35

Hanning filtre için değişen kesim frekanslarında, her bir küredeki aktivite ve hacim yüzde hataları incelendiğinde, kabul edilebilir sonuçların 0,3-0,5 kesim frekans aralığında olduğu görülmektedir.

- **SHEEP-LOGAN**

Çizelge 4.17 Farklı kesim frekanslarında Sheep-logan filtre için aktivite yüzde hataları

Kesim frekansı	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
0,3	38,72	30,71	18,08	13,91
0,4	24,76	7,81	13,45	9,83
0,5	26,06	27,76	15,87	12,91
0,6	29,27	30,33	21,62	18
0,7	34,53	31,68	30,66	20,83

Çizelge 4.18 Farklı kesim frekanslarında Sheep-logan filtre için hacim yüzde hataları

Kesim frekansı	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
0,3	11,86	10,16	54,22	164,35
0,4	10,16	10,16	54,22	164,35
0,5	10,16	10,16	54,22	164,35
0,6	21,18	32,18	76,25	164,35
0,7	21,18	32,18	76,25	164,35

Sheep-logan filtre için değişen kesim frekanslarında, her bir küredeki aktivite ve hacim yüzde hataları incelendiğinde, en az hata sonuçlarının 0,4 ve 0,5 kesim frekanslarında olduğu görülmektedir.

- **BUTTERWORTH**

Kesim frekansı 0,3 'de güç faktörü değişimi

Çizelge 4.19 0,3 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için aktivite yüzde hataları

Güç faktörü	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
1	23,04	17,06	24,91	31,16
5	29,80	21,25	27,29	35,08
10	46,56	36,27	33,12	45,41

Çizelge 4.20 0,3 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için hacim yüzde hataları

Güç faktörü	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
1	15,66	21,17	76,25	164,35
5	21,18	32,18	76,25	164,35
10	21,18	32,18	76,25	164,35

Kesim frekansı 0,4'de güç faktörü değişimi

Çizelge 4.21 0,4 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için aktivite yüzde hataları

Güç faktörü	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
1	17,61	12,45	17,45	21,08
5	10,47	6,95	11,41	7,75
10	12,37	8,22	14,37	14,66
15	22,43	16,06	19,08	23,08

Çizelge 4.22 0,4 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için hacim yüzde hataları

Güç faktörü	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
1	4,65	10,16	54,22	164,35
5	4,65	10,16	54,22	164,35
10	4,65	10,16	54,22	164,35
15	10,16	21,17	76,25	164,35

Kesim frekansı 0,5'de güç faktörü değişimi

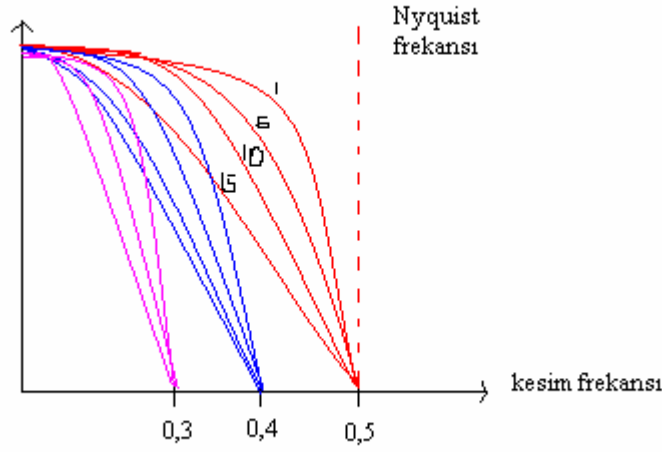
Çizelge 4.23 0,5 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için aktivite yüzde hataları

Güç faktörü	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
1	31,11	26,18	31,12	33,16
5	24,87	17,75	23,16	21,08
10	15,89	12,14	13,29	16,08
15	15,28	11,75	9,25	11,41

Çizelge 4.24 0,5 kesim frekansında, farklı güç faktörlerindeki Butterworth filtre için hacim yüzde hataları

Güç faktörü	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
1	21,18	21,17	76,25	164,35
5	15,66	10,16	54,22	164,35
10	10,16	10,16	54,22	164,35
15	10,16	10,16	54,22	164,35

Butterworth filtre için değişen kesim frekansları ve güç faktörlerinde, her bir küredeki aktivite ve hacim yüzde hataları incelendiğinde, kabul edilebilir sonuçların, 0,4 kesim frekansı / 1-10 güç faktörü aralığında ve 0,5 kesim frekansı / 10 ve 15 güç faktörlerinde elde edildiği görölmektedir. Butterworth filtre için elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, kesim frekansı arttıkça daha büyük güç faktörlerinin kullanımı hataları azaltmıştır. Şekil 4.1’de değişen kesim frekanslarında ve güç faktörlerindeki butterworth filtrenin grafiği görölmektedir.



Şekil 4.1 Farklı kesim frekanslarında ve güç faktörlerinde butterworth filtre

Sekil 4.1’deki grafikte de görüldüğü gibi, bu filtre için 0,3 kesim frekansı, görüntüdeki ayırma gücünün azalmaya başladığı frekans olarak kabul edilebilir. Sonuçlardan da görüldüğü gibi en yüksek hatalar bu frekans değerinde elde edilmiştir. Daha önceki bölümlerde açıklandığı gibi, düşük seçilen kesim frekansı ayırma gücünü azaltır, görüntü daha çok yumuşatılmış gibi görünür. Yüksek seçilen kesim frekansı ile ayırma gücü iyileştirilebilir ancak gürültüde artar.

Tüm kullanılan filtreleere bakıldığı zaman, uygun parametre seçimlerindeki hanning ve butterworth filtrelerde en az hata sonuçlarına ulaşılmıştır. Bu iki filtrenin ortak özelliği alçak geçirgen filtre olmasıdır. Sheep-logan filtrede ise hatalar, genelde diğer iki filtreye göre yüksek çıkmıştır.

Filtre değişimi ile hacim yüzde hataları özellikle 2 ve 4ml’lik küreler için fazla değişim göstermemiştir. Bunun nedeni ise kısmi hacimden dolayı filtre değişiminin etkisinin gözlenememesidir.

4.2.2 Zoom faktörü değişimi

Değerlendirmelerde kullanılan transaksyonel kesitler üç farklı zoom faktörü ile elde edilmiştir. Çizelge 4.25 ve Çizelge 4.26’da aktivite ve hacim yüzde hata değerleri verilmiştir.

$$FBP - t = 9,59mm - Hanning - \rho_m = 0,4 - M = 64x64 - Pr = 60$$

Çizelge 4.25 Zoom faktörü değişiminde aktivite yüzde hataları

Zoom	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
1	10,58	6,20	13,08	7,41
1,5	7,45	6,18	8,58	6,91
2	5,71	2,95	5,04	3

Çizelge 4.26 Zoom faktörü değişiminde hacim yüzde hataları

Zoom	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
1	10,16	11,87	54,22	164,35
1,5	6,91	7,77	37,17	95,95
2	3,54	6,3	21,25	76,35

Artan zoom faktörüyle, aktivite yüzde hata değerleri bir miktar azalmıştır. Hacim yüzde hataları da artan zoom değerleri ile özellikle 2ml ve 4ml’lik kürelerde azalmıştır. Artan zoom ile beraber bir piksel boyutu küçülmüş, kısmi hacim etkisinden dolayı yüksek hataların elde edildiği 2 ve 4ml’lik küreler için önemli bir azalma gözlenmiştir.

4.2.3 Kesit kalınlığı değişimi

Değerlendirmelerde kullanılan transaksyonel kesitler iki farklı kesit kalınlığı ile elde edilmiştir. Çizelge 4.27 ve Çizelge 4.28’de aktivite ve hacim yüzde hata değerleri verilmiştir.

$$FBP - z = 1 - \text{Hanning} - \rho_m = 0,4 - a = 91,9mm^2 - M = 64x64 - Pr = 60$$

Çizelge 4.27 Kesit kalınlığı değişiminde aktivite yüzde hataları

Kesit kalınlığı	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
9,59mm	10,58	6,20	13,08	7,41
19,18mm	11,05	8,06	15,87	16,91

Çizelge 4.28 Kesit kalınlığı değişiminde hacim yüzde hataları

Kesit kalınlığı	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
9,59mm	10,16	11,87	54,22	164,35
19,18mm	32,19	76,26	76,25	252,5

Kesit kalınlığı, sistemin aksiyel eksen ayırma gücü olarak düşünüldüğünde, artan kesit kalınlığı ile ayırma gücü azalacaktır. Zoom faktörü değişiminde olduğu gibi, aktivite yüzde hataları artan kesit kalınlığı ile artış göstermiştir. Hacim yüzde hatalarında ise, kesit kalınlığının artması kısmi hacim etkisini arttırmış dolayısıyla hata değerleri de artmıştır.

4.2.4 Algoritma değişimi

Değerlendirmelerde kullanılan transaksyonel kesitler üç farklı algoritma ile elde edilmiştir. Kullanılan algoritmalar; FBP, OSEM ve MLEM'dir. MLEM algoritması üç farklı tekrar sayısı ile kullanılmıştır. Çizelge 4.29 ve Çizelge 4.30'da aktivite ve hacim yüzde hata değerleri verilmiştir.

$$z=1-t=9,59mm - Hanning - \rho_m = 0,4 - a = 91,9mm^2 - M = 64x64 - Pr = 60$$

Çizelge 4.29 Algoritma değişiminde aktivite yüzde hataları

Algoritma	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
FBP	10,58	6,20	13,08	7,41
OSEM	18,88	15,97	22,5	18,08
ML-iterat(16)	22,81	21,77	24,66	15,91
ML-iterat(32)	7,84	5,68	10,66	4,08
ML-iterat(64)	1,42	3,37	4,37	3,75

Çizelge 4.30 Algoritma değişiminde hacim yüzde hataları

Algoritma	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
FBP	10,16	11,87	54,22	164,35
OSEM	15,66	21,17	98,27	296,5
ML-iterat(16)	15,66	21,17	98,27	296,5
ML-iterat(32)	15,66	21,17	98,27	296,5
ML-iterat(64)	10,16	10,16	54,22	164,35

ML-iterat algoritmasının aktivite yüzde hataları incelendiğinde, tekrar sayısının artmasıyla gerçeğe daha da yaklaşılmış ve hata azalmıştır. OSEM ve ML-iterat (16) algoritmalarında en yüksek hatalar elde edilmiştir. Hacim hesaplamasında, algoritma değişimi kesit sayısı açısından farklılık gösterdiğinden OSEM, ML-iterat(16) ve ML-iterat(32) de hatalar bu nedenden ötürü artmıştır.

4.2.5 Sheep-logan filtresinin üç farklı algoritmadaki karşılaştırması

Filtreleri, algoritma değişiminde karşılaştırmak için Shepp-logan filtresi üç farklı algorithmada kullanılmıştır. Çizelge 4.31 ve Çizelge 4.32’de aktivite ve hacim yüzde hata değerleri verilmiştir.

$$z = 1 - t = 9,59mm - \text{Sheep-logan} - \rho_m = 0,4 - a = 91,9mm^2 - M = 64 \times 64 - Pr = 60$$

Çizelge 4.31 Sheep-logan’ın algoritma değişimindeki aktivite yüzde hataları

Algoritma	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
FBP	24,76	7,81	13,45	9,83
OSEM	40,87	35,62	33,91	24,75
ML-iterat(32)	30,17	11,96	17,45	9,25

Çizelge 4.32 Sheep-logan’ın algoritma değişimindeki hacim yüzde hataları

Algoritma	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
FBP	10,16	10,16	54,22	164,35
OSEM	21,18	43,21	98,27	296,5
ML-iterat(32)	21,18	42,91	98,27	296,5

Aktivite yüzde hatalarının diğer filtrelere göre fazla çıktığı Sheep-logan filtresinin farklı algoritma sonuçları incelendiğinde, algoritma değişiminde en fazla hatanın çıktığı OSEM ile kullanılması gene artmış bir aktivite yüzde hata olarak yansımıştır. Sonuçlar algoritma değişimindeki ile paralellik göstermektedir. Ancak Sheep-logan filtresinin kullanımı aktivite ve hacim hatalarını arttırmıştır.

4.2.6 Butterworth filtresinin üç farklı algoritmadaki karşılaştırması

Filtreleri, algoritma değişiminde karşılaştırabilmek için Butterworth filtresi üç farklı algorithmada kullanılmıştır. Çizelge 4.33 ve Çizelge 4.34’de aktivite ve hacim yüzde hata değerleri verilmiştir.

$$z=1-t=9,59mm -Butterworth - \rho_m = 0,4 -o= 5- a = 91,9mm^2 - M = 64x64 -Pr = 60$$

Çizelge 4.33 Butterworth’un algoritma değişimindeki aktivite yüzde hataları

Algoritma	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
FBP	10,47	6,95	11,41	7,75
OSEM	20,91	18,27	18,37	12,5
ML-iterat(64)	12,07	9,83	13,75	10,08

Çizelge 4.34 Butterworth’un algoritma değişimindeki hacim yüzde hataları

Algoritma	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
FBP	4,65	10,16	54,22	164,35
OSEM	15,66	21,17	76,25	208,45
ML-iterat(64)	4,65	10,16	54,22	164,35

4.2.4 bölümündeki algoritma değişiminin incelenmesinde hanning filtre kullanılmıştı. Bu sonuçların butterworth filtre ile karşılaştırılması durumunda aktivite ve hacim yüzde hata değerlerinde önemli bir değişim gözlenmemiştir.

4.2.7 Projeksiyon görüntü sayısının değişimi

Bilgi toplama parametrelerinin hatalardaki etkisini gözlemleyebilmek için, iki farklı projeksiyon görüntü sayısında tomografi yapılmıştır. Çizelge 4.35 ve Çizelge 4.36’da aktivite ve hacim yüzde hata değerleri verilmiştir

$$FBP - z=1 - t = 9,59mm - Hanning - \rho_m = 0,4 - a = 91,9mm^2 - M = 64x64$$

Çizelge 4.35 Projeksiyon görüntü sayısının değişiminde aktivite yüzde hataları

Proj Sayısı	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
60	10,58	6,20	13,08	7,41
120	26,52	17,95	21,29	23,66

Çizelge 4.36 Projeksiyon görüntü sayısının değişiminde hacim yüzde hataları

Proj Sayısı	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
60	10,16	11,87	54,22	164,35
120	15,66	21,17	54,22	164,35

Artan projeksiyon sayısı ile beraber görüntüdeki gürültüde artmış böylece aktivite ve hacim yüzde hatalarında artış gözlenmiştir.

4.2.8 Matris boyutu değişimi

Bilgi toplama parametrelerinin hatalardaki etkisini gözlemleyebilmek için, iki farklı matris boyutunda tomografi yapılmıştır. Çizelge 4.37 ve Çizelge 4.38’de aktivite ve hacim yüzde hata değerleri verilmiştir

$$FBP - z=1 - t = 9,59mm - Hanning - \rho_m = 0,4 - a = 91,9mm^2 - Pr = 60$$

Çizelge 4.37 Matris boyutu değişiminde aktivite yüzde hataları

Matris byt	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
64x64	10,58	6,20	13,08	7,41
128x128	4,55	4,37	3,58	0,75

Çizelge 4.38 Matris boyutu değişiminde hacim yüzde hataları

Matris byt	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
64x64	10,16	11,87	54,22	164,35
128x128	3,54	7,47	32,27	43,3

Zoom faktörün de olduğu gibi, matris boyutunun artması yani küçülen piksel boyutu ile hatalarda azalma gözlenmiştir.

4.2.9 Küre/Background oranlarının değişimi

Farklı küre/ background oranlarında, değişen lezyon dedeksiyonunun hatalardaki etkisini gözlemleyebilmek için iki oranda tomografi yapılmıştır. Çizelge 4.39 ve Çizelge 4.40’da aktivite ve hacim yüzde hata değerleri verilmiştir.

FBP $z=1-t=9,59mm$ – Hanning – $\rho_m=0,4$ – $a=91,9mm^2$ – $M=64x64$ – $Pr=60$

Çizelge 4.39 Küre/ background oran değişiminde aktivite yüzde hataları

ORAN	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
2600	10,58	6,20	13,08	7,41
1300	26,33	20	26,08	31,66

Çizelge 4.40 Küre/ background oran değişiminde hacim yüzde hataları

ORAN	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
2600	10,16	11,87	54,22	164,35
1300	15,66	21,17	54,22	164,35

Azalan küre/ background oranı ile lezyon dedeksiyonu azalmış ve özellikle aktivite yüzde hata sonuçlarında bir artış gözlenmiştir. Hacim hataları da 16 ve 8ml lik küreler için artmıştır.

4.2.10 Dedektör yörünge değişimi

Bilgi toplama parametrelerinin hatalardaki etkisini gözlemleyebilmek için, iki farklı dedektör yörüngesinde tomografi yapılmıştır. Çizelge 4.41 ve Çizelge 4.42’de aktivite ve hacim yüzde hata değerleri verilmiştir

$$FBP - z = 1 - t = 9,59mm - Hanning - \rho_m = 0,4 - a = 91,9mm^2 - M=64x64 - Pr = 60$$

Çizelge 4.41 Dedektör yörünge değişiminde aktivite yüzde hataları

YÖRÜNGE	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
NCO	26,33	20	26,08	31,66
CO	38,54	34,70	41,83	45,66

Çizelge 4.42 Dedektör yörünge değişiminde hacim yüzde hataları

YÖRÜNGE	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
NCO	15,66	21,17	54,22	164,35
CO	15,66	21,17	54,22	164,35

Dedektör yörünge durumu CO olduğunda, dedektör ile fantom arasındaki mesafe artmıştır. Dolayısıyla aktivite yüzde hatalarında artış gözlenmiştir. Ancak hacim yüzde hataları yörünge değişiminden etkilenmemiştir.

4.2.11 Foton azalım düzeltmesi olmadan algoritma değişimi

Farklı algoritmalarda, foton azalım düzeltmesi olmadan bulunan aktivite ve hacim yüzde hata değerleri Çizelge 4.43 ve Çizelge 4.44’de verilmiştir.

$$z=I-t=9,59\text{mm}-\text{Hanning}-\rho_m=0,4-a=91,9\text{mm}^2-M=64\times 64-Pr=60$$

Çizelge 4.43 Azalım düzeltmesiz algoritma değişimindeki aktivite yüzde hataları

FBP	azalım düzelt	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
	var	10,58	6,20	13,08	7,41
	yok	27,10	18,27	21,16	15,5
OSEM	var	18,88	15,97	22,5	18,08
	yok	25,92	23,29	28,70	27,83
ML-iterat(64)	var	1,42	3,37	4,37	3,75
	yok	5,20	7,66	14,37	11,5

Çizelge 4.44 Azalım düzeltmesiz algoritma değişimindeki hacim yüzde hataları

FBP	azalım düzelt	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
	var	10,16	11,87	54,22	164,35
	yok	10,16	10,16	54,22	164,35
OSEM	var	15,66	21,17	98,27	296,5
	yok	21,18	32,18	98,27	296,5
ML-iterat(64)	var	10,16	10,16	54,22	164,35
	yok	15,66	21,17	54,22	164,35

Foton azalım düzeltmesiz elde edilen aktivite yüzde hataları artmış, hacim yüzde hatalarında ise 16ml ve 8ml lik küreler için artış gözlenmiştir.

4.2.12 Saçılım düzeltmesi olmadan algoritma değişimi

Farklı algoritmalarda, foton saçılım düzeltmesi olmadan bulunan aktivite yüzde hata değerleri Çizelge 4.45’de verilmiştir.

$$z = I - t = 9,59 \text{ mm} - \text{Hanning} - \rho_m = 0,4 - a = 91,9 \text{ mm}^2 - M = 64 \times 64 - Pr = 60$$

Çizelge 4.45 Saçılım düzeltmesiz algoritma değişimindeki aktivite yüzde hataları

FBP	saçılım düzelt	K ₁₆ (%)	K ₈ (%)	K ₄ (%)	K ₂ (%)
	var	10,58	6,20	13,08	7,41
	yok	21,5	26,91	38,87	36,25
OSEM	var	18,88	15,97	22,5	18,08
	yok	22,58	23,60	55,08	50,05
ML-iterat(64)	var	1,42	3,37	4,37	3,75
	yok	39,43	39,25	41,33	38,16

Saçılım düzeltmesiz elde edilen aktivite yüzde hata değerleri önemli miktarda artış göstermiştir.

5. SONUÇ

Planar ve tomografik görüntülerden hesaplanan aktivite ve hacim sonuçları, tedavi ve görüntüleme amaçlı hastaya verilen radyofarmasötik limitlerini tayin etmek, radyoterapide hasta planlamasında kritik organ hacimlerini belirlemek, organ içindeki bir lezyonun zamanla oluşan hacimsel farklılıklarını ortaya koyabilmek açısından büyük önem taşır.

Tez çalışmasında ilk olarak, tek dedektörlü Mediso TH-33 gama kameradan farklı boyuttaki 4 kürenin ve klinik incelemelerin daha iyi açıklanabilmesi için Siemens E-CAM tomografi cihazında karaciğer fantomunun, farklı matris boyutu, zoom faktörü, fantom-dedektör mesafesi ve soğurucu kalınlıklarında (yalnız küreler için) alınan planar görüntülerinden aktivite/hacim hesabı çalışması yapılmıştır.

Mediso TH-33 gama kameradan alınan 4 kürenin planar görüntülerinden, foton saçılım ve azalım düzeltme tekniğinin (Bölüm 3.1.1.1) kullanımıyla aktivite hesaplanmıştır. Bu hesaplamalarda, 4 farklı kürenin her birinin aktivitesinin saptanmasının yanı sıra, 4 küre tek bir aktivite dağılımı kabul edilerek de aktivite belirlenmiştir. Küre aktivitelerinin ayrı ayrı belirlenmesinde %45'e varan hatalar bulunmuştur. Tüm kürelerin aktivite hesaplamasında toplam hata %10-%17 aralığındadır. Burada en önemli husus, Mediso TH-33'ün ayırma gücünün 2 katı sınırında olan en küçük boyutlu kürenin kenarlarının belirlenmesindeki zorluğun, yüksek hataların çıkmasına neden olmasıdır. Siemens E-CAM tomografi cihazından alınan karaciğer fantomunun planar görüntülerinden, iki teknik kullanılarak aktivite hesabı yapılmıştır. Biri yukarıda belirtilen foton saçılım ve azalım düzeltme tekniği, diğeri ise aynı anda alınan birbirinden 180° zıt yöndeki görüntülerin kullanıldığı geometrik ortalama tekniği (Bölüm 3.1.1.2)'dir. Bu ikinci teknikte, kaynak pozisyonunu dikkate almayan (Eşitlik 3.8) ve alan (Eşitlik 3.10) olmak üzere iki eşitlikle aktivite hesaplaması yapılmıştır. Kullanılan ilk teknikte, %10 varan hatalar bulunmuştur. İkinci teknikte ise, kaynak pozisyonunu dikkate alan eşitliğin

kullanılması, pozisyonu dikkate almayan eşitliğe göre hataların %1-%2 daha az çıkmasını sağlamıştır. Foton saçılım düzeltmesini içermeyen geometrik ortalama tekniğinde, foton saçılım ve azalım düzeltme tekniğine göre daha az hatalar elde edilmiştir. Bu durumda, planar görüntülerden aktivite hesaplamasında, saçılım düzeltmesine gerek kalmadan kaynak pozisyonunu dikkate alarak yapılan foton azalım düzeltmesinin daha doğru sonuçlara götürdüğü görülmüştür. Hem küre hem de karaciğer fantomu ile yapılan çalışmada, artan fantom-dedektör mesafelerinde, soğurucu kalınlıklarında hatalar artmış, ancak matris boyutu ve zoom faktörünün artması sonuçlarda önemli bir değişim getirmemiştir.

Planar çalışmalardaki hacim hesaplamasında, toplanan sayımın ölçümü yapılacak hacimle orantılı olduğu düşüncesiyle (Bölüm 3.1.2), kürelerin ve karaciğer fantomunun hacimleri saptanmıştır. Aktivite hesaplamasında olduğu gibi, farklı bilgi toplama parametrelerinde ve farklı görüntü geometrilerinde alınan planar görüntülerden hesaplanan hacim değerlerinin nasıl değiştiği araştırılmıştır. Küre hacim hesaplamasında, kısmi hacim etkisinde bulunan en küçük boyutlu küre için %41'e varan hatalar elde edilmiştir. Diğer küreler için hatalar %1-%27 arasında değişmektedir. Karaciğer fantomu için ise hesaplanan hacim hataları %1,7-%35 aralığındadır. Her iki çalışmada da, artan fantom-dedektör mesafesinde, soğurucu kalınlıklarında hatalar artmıştır. Ancak artan zoom faktörü ve matris boyutu için beklenenin aksine hatalar artmıştır. Bu durum ise, görüntülerin değişen matris boyutu ve zoom faktörü dikkate alınmaksızın süreye göre alınması, dolayısıyla bir piksele düşen sayımın azalması yani gürültünün artması ile açıklanır. Gürültü artışının, piksel boyutunun küçülmesi ile azalan kısmi hacim etkisinden daha baskın olduğu görülmüştür.

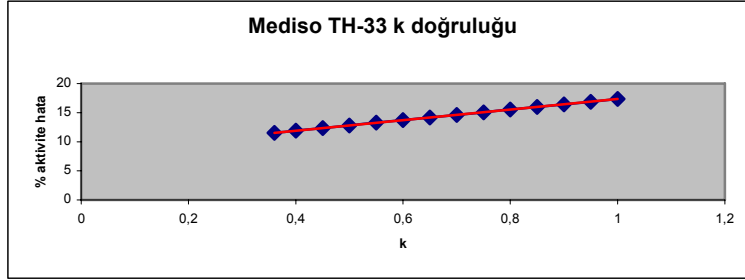
Tez çalışmasında ikinci olarak; Siemens E-CAM tomografi cihazında, içine planar çalışmada kullanılan kürelerin yerleştirildiği Jaszczak fantomu; farklı matris boyutu, farklı projeksiyon sayısı, farklı dedektör yörüngeleri ve lezyon dedeksiyonunun değişiminin hatalardaki etkisinin araştırılması amacı ile farklı küre / background oranlarında tomografik görüntülemesi yapılmıştır. Daha sonra; farklı filtre, farklı

algoritma, farklı kesit kalınlıkları, zoom faktörlerinde, foton azalım düzeltmesi varken ve yok iken elde edilen kesit görüntülerinden aktivite/hacim hesabı çalışması yapılmıştır.

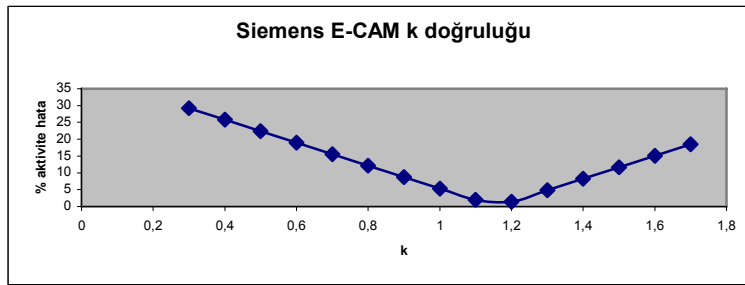
Kesit görüntülerinden aktivite ve hacim hesaplamasında Bölüm 3.2.1 ve 3.2.2’de açıklanan teknikler kullanılmıştır. Kullanmış olduğumuz hanning ya da butterworth gibi alçak geçirgen filtrelerde, 0,3-0,5 kesim frekans aralığında kabul edilebilir aktivite sonuçları elde edilmiştir. Artan zoom faktörü, matris boyutu yani küçülen piksel boyutu ve azalan kesit kalınlığı ile kısmi hacim etkisi azalmış; dolayısıyla hem aktivite hem de hacim hataları azalmıştır. Artan küre/background oranlarında lezyon dedeksiyonu iyileşmiş ve böylece aktivite ve hacim hataları (hacim hatasında yalnız 1. ve 2. küreler için) azalmıştır. Projeksiyon görüntü sayısının artmasıyla gürültü arttırmış bu durumda aktivite hataları artmıştır ancak hacim hatalarında önemli bir değişim gözlenmemiştir. 32 ve 64 tekrar sayısındaki ML-iterat ve FBP algoritmalarında, hem aktivite hem de hacim hatalarında kabul edilebilir sonuçlar elde edilmiştir. Foton azalım ve saçılım düzeltmesi olmaksızın yapılan hesaplamalarda hatalar artmıştır. Burada dikkati çeken bir husus, 3. ve 4. kürelerin tomografi cihazının ayırma gücünün 2 katı sınırında olmasından ötürü, piksel boyutunu değiştiren parametrelerin dışında diğer parametrelerin hacim hesabında hiçbir etkisinin gözlenememesidir.

Kesit görüntülerinden aktivite / hacim hesaplanması için literatür sonuçları; gerçek hacim 280ml olmak üzere 1, 4, 16 zoom faktörlerinde hesaplanan hacim değerleri sırasıyla 296, 277, 265 (Kai *et al.* 1988) olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar, tezde zoom faktörü değişiminde hesaplanan sonuçlarla uyum içinde yani artan zoom faktörü ile hacim değerleri küçülmektedir. Bir diğer literatür çalışması; farklı küre / background oranları için, 3,4 ml gerçek hacim olmak üzere 2,5 / 5 / 10 küre background oranlarında sırasıyla hesaplanan hacim ve aktivite değerlerinin yüzde hataları, hacim için %376, %148, %84 aktivite için %187, %20,8, %10,8 (David *et al.* 1994) olarak bulunmuştur. Tezde ki sonuçlar literatür sonuçları ile uyum içindedir. Küre / background oranlarının artması ile hatalar azalmıştır.

Planar ve tomografik görüntülerden aktivite hesaplanmasında, saçılım düzeltmesi için seçilen k_{sk} değerleri, uygun bir aralık için sonuçlarda tekrarlanmıştır. Şekil 5.1 ve Şekil 5.2 Mediso ve Siemens sistemleri için, hesaplanan aktivite yüzde hatalarının seçilen k_{sk} değerlerine göre değişimini göstermektedir. Görüldüğü gibi, hesaplamalarda seçmiş olduğumuz k_{sk} değerlerinde en az aktivite hata değerleri elde edilmiştir.



Şekil 5.1 Mediso TH-33 için k_{sk} doğruluğu



Şekil 5.2 Siemens E-CAM için k_{sk} doğruluğu

Bu tez çalışmasında, gerek planar gerek tomografik görüntülerden hesaplanan aktivite ve hacim sonuçlarından; organdaki radyoizotop tutulumunun, organ içindeki aktivite tutan bir lezyona göre daha belirgin olduğu görülmüştür. Elde edilen sonuçlardan yola çıkarak klinik açıdan bir yorum getirilecek olursa, bir lezyonun aktivite / hacim hesabında, lezyonun derinliğine bağlı olarak foton azalımı, saçılan ışınlar, kolimatörden artan mesafe ile bozulan uzaysal ayırma gücünün getirdiği sınırlama (bulanıklık etkisi) lezyon sınırlarının algılanmasını zorlaştırmakta ve hesaplamalarda sorun oluşturabilmektedir.

KAYNAKLAR

- Bor, D. 1990. Gama kameraların çalışma prensipleri ve kalite kontrol yöntemleri. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) yayını.
- Bor, D. 1992. Anger kamera teknolojisindeki gelişmeler. Turkish Journal of Nuclear Medicine, (1); 13-18.
- Bor, D., Nalcioğlu, O., Özçelik, S. and Bayhan, H. 1995. Real time pixel inspection (RPI) for artefact correction in Single Photon Emission Computerized Tomography (SPECT). Physica Media, Vol. XI, N, (1); 23-26.
- Bronzino, J. D. 2000. The Biomedical Engineering Handbook. CRC Press LCC., 1220 p. Boca Raton, FL, USA.
- Bruyant, P. 2002. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT. J. Nucl. Med, (43); 1343-1358.
- Chang, L. T. 1978. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci, (25); 638-643.
- Ferrant, A. and Cauwe, F. 1979. Quantitative organ-uptake with a gamma camera. Eur J. Nucl. Med, (4); 223-229.
- Forge, N. I., Mountford, P. J. and O'Doherty, M. J. 1993. Quantification of technetium-99m lung radioactivity from planar images. J. Nucl. Med, (20); 10-15.
- Gilland, D. R., Jaszczak, R. J., Greer, K. L. and Coleman. R. E. 1991. Quantitative SPECT reconstruction of iodine-123 data. J. Nucl. Med, (32); 527-533.

- Hamming, R. W. 1977. Digital Filters. Prentice Hall, 234, Newyork, NY.
- Harris, C. C., Greer, K. L. and Jaszczak, R. J. 1984. Tc-99m attenuation coefficients in water-filled phantoms determined with gamma cameras. Med. Phys, (11); 681-685.
- Hoffman, E. J., Huang, S. C. and Phelps, M. E. 1979. Quantitation in positron emission computed tomography: 1. effect of object size. J. Comput. Assist. Tomog, (3); 299-308.
- Jaszczak, R. J., Greer, K. L., Floyd, C. E., Harris, C. C. and Coleman, R. E. 1984. Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. J. Nucl. Med, (25); 893-900.
- King, M. A., Long, D. T. and Brill, A. B. 1991. SPECT volume quantitation: influence of spatial resolution, source size and shape, and voxel size. Med Phys, (18); 1016-1024.
- King, M. A., Hademenos, G. J. and Glick S. J. 1992. A dual-photopeak window method for scatter correction. J. Nucl. Med, (33); 605-612.
- Knoll, G. F. 1989. Radiation Detection and Measurement. John Wiley & Sons, Inc. 754 p., USA.
- Long, D. T., King, M. A. and Sheehan, J. 1992. Comparative evaluation of image segmentation methods for volume quantitation in SPECT. Med. Phys, (19); 483-489.
- Macey, D. J. and Marshall, R. 1982. Absolute quantitation of radiotracer uptake in the lungs using a gamma camera. J. Nucl. Med, (23); 731-734.

- Metz, C. E. and Beck, R. N. 1974. Quantitative effects of stationary linear image processing on noise and resolution of structure in radionuclide images. *J. Nucl. Med*, (15); 164-170.
- Myers, M. J., Lavender, J. P. and de Oliveira, J. B. 1981. A simplified method of quantitating organ uptake using a gamma camera. *Br. J. Radiol*, (54); 1062-1067.
- Soderborg, B., Dahlborn, M. and Virgin, J. 1983. Determination of organ volume by single photon emission tomography. *J. Nucl. Med*, (24); 1197.
- Sorenson, J. A. 1974. Quantitative measurement of radioactivity in vivo by whole body counting. In: Hine, G. J., Sorenson, J. A., eds. *Instrumentation in nuclear medicine*, vol. 2. Newyork: Academic Pres., 311-348.
- Sprawls, P. 1987. *Physical principles of Medical Imaging*. Apsen Publishers, Inc., 545 p., USA.
- Strauss, L. G., Clorius, J. H., Frank, F. and Van, Kaick, G. 1984. Single photon emission computerized tomography (SPECT) for estimates of liver and spleen volume. *J. Nucl. Med*, (25); 81-85.
- Takaki, Y., Kojima, A. and Tsuji, A. 1993. Quantification of renal uptake of technetium-99m-DTPA using planar scintigraphy: a technique that considers organ volume. *J. Nucl. Med*, (34); 1184-1189.
- Tauxe, W. N., Soussaline, F. and Todd-Pokropek, A. 1982. Determination of organ volume by single-photon emission tomography. *J. Nucl. Med*, (23); 984-987.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Feryal ÇAKIR

Doğum Yeri : Ankara

Doğum Tarihi : 06.08.1981

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Özel Yüce Fen Lisesi (1995-1998)

Lisans : Kırıkkale Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi
Fizik Bölümü (1999-2003)

Tezsiz Yüksek Lisans : Gazi Üniversitesi Eğitim Bilimleri Enstitüsü Fizik
Öğretmenliği Anabilim Dalı (2003-2005)

Tezli Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik
Mühendisliği Anabilim Dalı (Şubat 2004 - Mart 2007)