

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**NÜKLEER TIP GÖRÜNTÜLEMEDE SAÇILAN IŞINLARIN ETKİLERİ VE
DÜZELTME YÖNTEMLERİ; NÜMERİK DEĞERLENDİRMELER**

Aslı ŞİMŞEK

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

**ANKARA
2010**

Her hakkı sakıdır

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**NÜKLEER TIP GÖRÜNTÜLEMEDE SAÇILAN IŞINLARIN ETKİLERİ VE
DÜZELTME YÖNTEMLERİ; NÜMERİK DEĞERLENDİRMELER**

Aslı ŞİMŞEK

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

**ANKARA
2010**

Her hakkı saklıdır

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

Nükleer Tıp Görüntülemeye Saçılan Işınlardan Etkileri ve Düzeltme Yöntemleri;
Nümerik Değerlendirmeler

Aslı ŞİMŞEK

Ankara Üniversitesi

Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Çelik TARIMCI

Bu çalışmada saçılan ışınların görüntü kalitesine olumsuz etkilerini en iyi şekilde gösteren optimum düzeltme tekniği elde edildi. Karaciğer fantom görüntüsündeki gürültü ve kontrast ölçümlerine ek olarak saçılım ölçümünde uzaysal ortamda ve frekans ortamında enerji ve uzaysal ayırma gücü gibi alternatif yöntemler test edildi. Tekniklerin karşılaştırılması saçılım düzeltmesi yapılmış görüntüler üzerinde yapıldı. Bu tekniklerin her birinin kendine özgü avantajı olmasına rağmen kontrast ve gürültü ölçümleri saçılım etkisini tespit etmede en etkin yöntem olduğu görüldü. Saçılım düzeltmesi ile ilgili olarak uzaysal ortamda analiz yöntemleri (Axelsson LSF ve Floyd LSF) ve enerji penceresi düzeltme yöntemleri (Çift enerji penceresi ve Üçlü pencere) kullanıldı. En iyi sonuçlar (kontrastın daha yüksek ve gürültünün düşük olduğu) Axelsson LSF düzeltme yönteminde elde edildi.

2010, 108 sayfa

Anahtar Kelimeler: Saçılan ışınlar, MTF, Planar, Kontrast, Gürültü.

ABSTRACT

Masters Thesis

The Effect of Scatter Radiation on Nuclear Medicine Images and Correction Methods;
Numeric Assessment

Aslı ŞİMŞEK

Ankara University
Institute of Nuclear Sciences
Department of Medical Physics

Supervisor: Prof. Dr. Çelik TARIMCI

In the study the optimum technique which gives the best estimate of degrading effect of scatter radiation to image quality was determined. Alternative methods of scatter measurement such as energy and spatial resolution in spatial and frequency domain (MTF) were tested in addition to contrast and noise measurements on liver phantom images. The comparison of these techniques were made for some scatter corrected images. Although each technique has its own advantages, contrast and noise measurements were found to be the method of choice. Regarding to scatter correction spatial domain analysis (Axelsson LSF and Floyd LSF) and energy window correction techniques (Dual energy window and Three window) were used beter results (higher contrast and low noise) were found for Axelsson LSF correction technique.

2010, 108 pages

Key Words: Scatter Radiation, MTF, Planar, Contrast, Noise.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarında bana araştırma olanağı sağlayan, yönlendiren ve geniş hoşgörüsü ile destek veren çalışmamın her aşamasında engin bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyen hocam Sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a, danışman hocam Sayın Prof. Dr. Çelik TARIMCI'ya, çalışmalarım süresince desteklerinden dolayı Prof.Dr. Haluk YÜCEL ve Yrd.Doç.Turan OLGAR'a, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde birlikte çalıştığım arkadaşlarım, Aytül KANAT, Şölen YÜKSEL, Asena KURT, Özge DEMİRKAYA, Burcu GÜNAY, Esra KÖSE ve Şule KAYA'ya, benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyerek her zaman beni destekleyen babam Sayın Nuri ŞİMŞEK'e, annem Sayın Gül ŞİMŞEK'e, kardeşim Sayın Öykü Bahar ŞİMŞEK'e ve her zaman yanımda olan Erdem BOZKURT'a sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Aslı ŞİMŞEK

Ankara, Temmuz 2010

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	2
2.1 Nükleer Tıp ve Gama Kamera	2
2.1.1 Gama kameraların genel yapısı.....	2
2.2 Gama Kameranın Komponentleri.....	2
2.3 Pozisyonlama İşlemi.....	4
2.4 Puls Yükseklik Analizörü	6
2.5 Sistem Performansının Değerlendirilmesi	6
2.6 Sistemin Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi	9
2.6.1 Görsel değerlendirme.....	9
2.6.2 Sayısal değerlendirme	10
2.6.2.1 Uzaysal ortamda değerlendirme	10
2.6.2.2 Görüntünün toplam performansının ölçülmesi	11
2.6.2.3 Görüntü kalitesinin frekans ortamında saptanması	14
2.6.2.4 Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF).....	16
2.7 Görüntü Kalitesini Etkileyen Nedenler	19
2.7.1 Fiziksel nedenler.....	19
2.7.2 Tasarımdan kaynaklı nedenler	25
2.7.3 Görüntülerin toplanmasındaki parametreler	25
2.7.4 Görüntülerin işlenmesindeki parametreler.....	27
2.8 Saçılım Düzeltme Yöntemleri	28
2.8.1 Enerji penceresi yöntemleri	29
2.8.1.1 Çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi.....	29
2.8.1.2 Üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi.....	30

2.8.2 Uzaysal ortamda analiz yöntemleri	32
2.8.2.1 Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi	32
2.8.2.2 Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi.....	33
3. MATERYAL ve YÖNTEM	35
3.1 Araştırmada Kullanılan Görüntüleme Sistemleri	35
3.2 Deneylede Kullanılan Test Cihazları, Donanım ve Bilgisayar Programları ...	35
3.3 Çalışmalarda Gerçekleştirilen Testler.....	35
3.3.1 Modülasyon transfer fonksiyonunun elde edilmesi	35
3.3.2 Uzaysal ortamda ayırma gücü ölçümleri	37
3.3.3 Enerji ayırma gücü ölçümleri.....	37
3.3.4 Karaciğer fantomuyla %Kontrast ve %rms değerlendirmesi	38
3.3.5 Saçılım düzeltme yöntemleri.....	40
3.3.5.1 Çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi.....	40
3.3.5.2 Üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi.....	41
3.3.5.3 Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi	42
3.3.5.4 Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi.....	44
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	46
4.1 Ayırma Gücünün Nümerik Değerlendirilmesi.....	46
4.1.1 Uzaysal ortamda ve frekans ortamında ayırma gücü ölçümleri	47
4.1.1.1 Farklı matris boyutlarında kolimatör yüzeyinde ve 10 cm mesafede ayırma gücü ölçümü.....	47
4.1.1.2 512x512 matris boyutunda farklı mesafelerde ayırma gücü ölçümü	50
4.1.1.3 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe 15 cm' de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında ayırma gücü ölçümü	51
4.1.1.4 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında ayırma gücü ölçümü.....	53
4.1.2 Puls yükseklik analizöründen elde edilen enerji ayırma gücü ölçümleri	54
4.1.2.1 Farklı matris boyutlarında kolimatör yüzeyinde ve 10 cm mesafede enerji ayırma gücü ölçümleri.....	54
4.1.2.2 Farklı mesafelerde enerji ayırma gücü ölçümü	55
4.1.2.3 512x512 matris boyutunda kaynak –detektör arası mesafe 15 cm'de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında enerji ayırma gücü ölçümü	55

4.1.2.4 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında enerji ayırma gücü ölçümü	55
4.2 Farklı parametrelerde karaciğer fantomuyla alınan görüntülerin %kontrast ve %rms nümerik değerlendirmesi	56
4.2.1 Farklı matriste 750k sayımda alınan karaciğer fantomu görüntüleri.....	56
4.2.2 256x256 matris boyutunda, 750k sayımda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri..	57
4.2.3 256x256 matris boyutunda, 750k sayımda kaynak-detektör arası mesafe 15,5 cm' de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri	57
4.3. Saçım Düzeltme Yöntemleri ve Nümerik Değerlendirmeler	58
4.3.1 Enerji penceresi yöntemleri	58
4.3.1.1 Çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi.....	58
4.3.1.2 Üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi.....	66
4.3.2 Uzaysal ortamda analiz yöntemleri	74
4.3.2.1 Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi	74
4.3.2.2 Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi.....	81
5. SONUÇ ve TARTIŞMA.....	89
KAYNAKLAR.....	106
ÖZGEÇMİŞ	108

SİMGELER DİZİNİ

MTF	Modülasyon Transfer Fonksiyonu
LSF	Çizgisel Dağılım Fonksiyonu
PSF	Noktasal Dağılım Fonksiyonu
ERF	Kenar Dağılım Fonksiyonu
NaI(Tl)	Sodyum İyodür Talyum
RMS	Kareli Ortalamanın Karekökü
YYTG	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik
OYTG	Onuncu Yükseklikteki Tam Genişlik
ROI	İlgi Alanı (Region of Interest)
FT	Fourier Dönüşümü (Fourier Transform)
iFFT	Ters Fourier Dönüşümü
ADC	Analogue to Digital Converter
C _{çevre}	Çevre üzerinde çizilen ROI'nin ortalama sayımı
C _{obje}	Obje üzerinde çizilen ROI'nin ortalama sayımı
N	Detekte edilen foton sayısı
N ₀	Kaynaktan salınan foton sayısı
PHA	Puls Yükseklik Analizörü (Pulse Height Analyzer)
X _{poz}	X pozisyon sinyali
Y _{poz}	Y pozisyon sinyali
Z	Enerji sinyali
PMT	Fotoçoğaltıcı Tüp (Photomultiplier Tube)
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
UFOV	Faydalı görüş alanı
CFOV	Merkezi görüş alanı
μ	Doğrusal azalım katsayısı
f _n	Nyquist frekansı
f _c	Kesim frekansı
I _F	Fotopik enerji penceresindeki görüntü
I _C	Compton enerji penceresindeki görüntü
S(i)	Saçılan foton kısmı
P(i)	Birincil foton kısmı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Gama kameranın genel yapısı.....	2
Şekil 2.2 Gama kameranın komponentleri.....	3
Şekil 2.3 Fotoçoğaltıcı tüpün çalışması	4
Şekil 2.4 Pozisyonlama devresi.....	5
Şekil 2.5 Ayırma gücünün mesafe ile değişimi.....	8
Şekil 2.6 Bar fantomu görüntüsü.....	9
Şekil 2.7 Kısmi hacim etkisi	12
Şekil 2.8 Ölçülen ve gerçek konsantrasyonlar arası oran ve obje arası ilişki	12
Şekil 2.9 Homojen bir objedeki lezyonu gösteren şekil	13
Şekil 2.10 Bir dalganın fourier ve ters fourier dönüşümü.....	15
Şekil 2.11 Farklı frekanslarda giriş fonksiyonlarının uygulanmasıyla MTF grafiğinin oluşturulması.....	16
Şekil 2.12 Kenar görüntüsü ve kenar dağılım fonksiyonu görüntüsü	17
Şekil 2.13 Gerçek ve ideal durumlardaki modülasyon transfer fonksiyonu	18
Şekil 2.14 Sadece detektördeki etkileşimlerin dikkate alındığı ideal spektrum.....	20
Şekil 2.15 NaI(Tl) kristalinin kullanıldığı detektörle alınan Cs-137 ile elde edilmiş spektrum	21
Şekil 2.16 Fotopikin gauss şeklini alması ve YYTG değerlendirmesi	22
Şekil 2.17 Artan saçıcı ortam ile spektrumun değişmesi.....	23
Şekil 2.18 Aliasing etkisi	26
Şekil 2.19 Çift enerji penceresi yönteminde Compton ve Fotopikte açılan pencereler..	29
Şekil 2.20 Üçlü pencere yönteminde kullanılan pencereler.....	31
Şekil 3.1 Farklı saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası mesafe 15 cm iken ve mesafe yokken deney düzeneği	36
Şekil 3.2 Çizgisel kaynağa çizilen ilgi alanı ve profili	37
Şekil 3.3 a.Saçıcı ortam yokken enerji spektrumu b. 15 cm saçıcı ortam ile enerji spektrumu	38
Şekil 3.4 Karaciğer fantomu.....	38
Şekil 3.5 Karaciğer fantomunda belirlenen farklı çapta 4 lezyon ve fantom üzerinde lezyon kontrastı için belirlenen ilgi alanları	39

Şekil 3.6 a.Compton ve Fotopik bölgesinde alınan görüntüler	
b. $k= 0,5$ kesri ile düzeltilmiş görüntü.....	41
Şekil 3.7 Düşük enerji, Fotopik ve yüksek enerji bölgelerinde alınan görüntüler, düzeltilmiş fark görüntüsü	42
Şekil 3.8 Çizgisel kaynağa çizilen ilgi alanı, LSF profil görüntüsü(lineer) ve yarı logaritmik LSF profil görüntüsü	43
Şekil 3.9 Saçılım dağılım fonksiyonları için çizilen ilgi alanları, 5 cm saçıcı, 10 cm saçıcı.....	44
Şekil 3.10 Saçılım dağılım fonksiyonu, fourier dönüşümü genlik bilgisi	45
Şekil 3.11 Karaciğer fantomu fourier dönüşümü genlik bilgisi ve bunun denklem 2.34' teki oran ile karşılaştırılması	45
Şekil 4.1 Kolimatör yüzeyinde farklı matris boyutlarında MTF grafiği.....	48
Şekil 4.2 Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutlarında MTF grafiği	49
Şekil 4.3 512x512 matris boyutunda farklı kaynak-detektör mesafelerinde MTF grafiği.....	50
Şekil 4.4 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe 15 cm'de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında MTF grafiği	51
Şekil 4.5 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında MTF grafiği	53
Şekil 4.6 Farklı matris boyutlarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri	56
Şekil 4.7 256x256 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri.....	57
Şekil 4.8 256x256 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe 15,5 cm' de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri.....	57
Şekil 4.9 10 cm saçıcı kalınlığında çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi ile farklı k değerlerinde MTF değişimi	59
Şekil 4.10 5 cm saçıcı kalınlığında çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi.....	60
Şekil 4.11 10 cm saçıcı kalınlığında çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	61

Şekil 4.12 15 cm saçıcı kalınlığında çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	62
Şekil 4.13 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri	63
Şekil 4.14 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Compton penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri.....	63
Şekil 4.15 Farklı saçıcı kalınlıklarında karaciğer fantomu görüntülerinin $k=0,5$ değerlerinde düzeltilmiş fark görüntüsü.....	64
Şekil 4.16 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm'de sabitlenmişken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri.....	65
Şekil 4.17 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm' de sabitlenmişken Compton penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri.....	65
Şekil 4.18 Farklı saçıcı kalınlıklarında karaciğer fantomu görüntülerinin $k=0,5$ değerlerinde düzeltilmiş fark görüntüsü karşılaştırması	65
Şekil 4.19 5 cm saçıcı kalınlığında üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	67
Şekil 4.20 10 cm saçıcı kalınlığında üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	68
Şekil 4.21 15 cm saçıcı kalınlığında üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	70
Şekil 4.22 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri	71
Şekil 4.23 Kaynak-detektör arası mesafe yokken düşük enerji penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri.....	71
Şekil 4.24 Kaynak-detektör arası mesafe yokken yüksek enerji penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri	71
Şekil 4.25 Kaynak-detektör arası mesafe yokken üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri	72
Şekil 4.26 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm'de sabitlenmişken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu	

görüntüleri.....	72
Şekil 4.27 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm' de sabitlenmişken düşük enerji penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri.....	73
Şekil 4.28 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm' de sabitlenmişken yüksek enerji penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri.....	73
Şekil 4.29 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm' de sabitlenmişken üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüsü	73
Şekil 4.30 5 cm saçıcı kalınlığında Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	75
Şekil 4.31 10 cm saçıcı kalınlığında Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	76
Şekil 4.32 15 cm saçıcı kalınlığında Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	77
Şekil 4.33 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri ve 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri.....	78
Şekil 4.34 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri ve düzeltilmiş görüntülere 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri.....	79
Şekil 4.35 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm' de sabitlenmişken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri ve 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri.....	80
Şekil 4.36 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5 cm' de sabitlenmişken Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri ve düzeltilmiş görüntülere 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri	80
Şekil 4.37 5 cm saçıcı kalınlığında Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	82

Şekil 4.38 10 cm saçıcı kalınlığında Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	83
Şekil 4.39 15 cm saçıcı kalınlığında Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi	84
Şekil 4.40 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri ve 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri.....	85
Şekil 4.41 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri ve düzeltilmiş görüntülere 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri.....	86
Şekil 4.42 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm' de sabitlenmişken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri ve 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri.....	87
Şekil 4.43 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm' de sabitlenmişken Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri ve düzeltilmiş görüntülere 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri.....	87
Şekil 5.1 Kaynak- detektör arası mesafe yokken YYTG ve OYTG değerlerinin saçıcı ortam kalınlığına göre değişimi	91
Şekil 5.2 Kaynak- detektör arası mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerlerinin saçıcı ortam kalınlığına göre değişimi	92
Şekil 5.3 Kaynak- detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında K_1 ve K_2 lezyonlarının kontrast değişimleri	95
Şekil 5.4 Kaynak- detektör arası mesafe 15,5' e sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında K_1 ve K_2 lezyonlarının kontrast değişimleri	95

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1 Kullanılan matris boyutları ve nyquist frekans değerleri	47
Çizelge 4.2 Kolimatör yüzeyinde farklı matris boyutlarında MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar.....	48
Çizelge 4.3 Kolimatör yüzeyinde farklı matris boyutlarında belirli frekanslarda %MTF değerleri	48
Çizelge 4.4 Kolimatör yüzeyinde farklı matris boyutlarında YYTG ve OYTG değerleri	48
Çizelge 4.5 Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutlarında MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	49
Çizelge 4.6 Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutlarında belirli frekanslarda %MTF değerleri	49
Çizelge 4.7 Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutlarında YYTG ve OYTG değerleri	50
Çizelge 4.8 512x512 matris boyutunda farklı mesafelerde MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar.....	50
Çizelge 4.9 512x512 matris boyutunda farklı mesafelerde belirli frekanslarda %MTF değerleri	51
Çizelge 4.10 512x512 matris boyutunda farklı mesafelerde YYTG ve OYTG değerleri	51
Çizelge 4.11 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe 15 cm' de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	52
Çizelge 4.12 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe 15 cm' de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında belirli frekanslarda %MTF değerleri	52
Çizelge 4.13 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe 15 cm' de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında YYTG ve OYTG değerleri...	52
Çizelge 4.14 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	53

Çizelge 4.15 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında belirli frekanslarda %MTF değerleri.....	53
Çizelge 4.16 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında YYTG ve OYTG değerleri	54
Çizelge 4.17 Kolimatör yüzeyinde farklı matris boyutlarında YYTG ve OYTG değerleri	54
Çizelge 4.18 Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutlarında YYTG ve OYTG değerleri	54
Çizelge 4.19 512x512 matris boyutunda farklı mesafelerde YYTG ve OYTG değerleri	55
Çizelge 4.20 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe 15 cm' de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında YYTG ve OYTG değerleri...	55
Çizelge 4.21 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında YYTG ve OYTG değerleri	55
Çizelge 4.22 Farklı matris boyutlarında alınan görüntülerin %kontrast ve %rms değerlendirmesi	56
Çizelge 4.23 256x256 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında alınan görüntülerin %kontrast ve %rms değerlendirmesi	57
Çizelge 4.24 256x256 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe 15,5 cm iken farklı saçıcı kalınlıklarında alınan görüntülerin %kontrast ve %rms değerlendirmesi	58
Çizelge 4.25 5 cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri	59
Çizelge 4.26 5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	60
Çizelge 4.27 5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri	60
Çizelge 4.28 10cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri	61
Çizelge 4.29 10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	61
Çizelge 4.30 10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF	

değerleri	62
Çizelge 4.31 15cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken YYTG ve OYTG değerleri	62
Çizelge 4.32 15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	63
Çizelge 4.33 15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri	63
Çizelge 4.34 5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	64
Çizelge 4.35 10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	64
Çizelge 4.36 15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	64
Çizelge 4.37 5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	65
Çizelge 4.38 10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	66
Çizelge 4.39 15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	66
Çizelge 4.40 5 cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri	66
Çizelge 4.41 Düzeltilme yokken ve düzeltilme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	67
Çizelge 4.42 Düzeltilme yokken ve düzeltilme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri ..	67
Çizelge 4.43 10 cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri	68
Çizelge 4.44 Düzeltilme yokken ve düzeltilme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	69
Çizelge 4.45 Düzeltilme yokken ve düzeltilme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri .	69
Çizelge 4.46 15 cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken YYTG ve OYTG değerleri.....	69

Çizelge 4.47 Düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	70
Çizelge 4.48 Düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri .	70
Çizelge 4.49 5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	72
Çizelge 4.50 10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	72
Çizelge 4.51 15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	72
Çizelge 4.52 5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	73
Çizelge 4.53 10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	74
Çizelge 4.54 15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi	74
Çizelge 4.55 Saçılım dağılım fonksiyonu için hesaplanan sabitler	74
Çizelge 4.56 5-10-15 cm saçıcı kalınlıklarında kaynak detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri	75
Çizelge 4.57 5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	76
Çizelge 4.58 5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri	76
Çizelge 4.59 10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	77
Çizelge 4.60 10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri	77
Çizelge 4.61 15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar	78
Çizelge 4.62 15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri	78
Çizelge 4.63 Saçıcı ortamda çizgisel kaynaktan elde edilen saçılım dağılım fonksiyonu için hesaplanan sabitler	79

Çizelge 4.64	5-10-15 cm saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası mesafe yokken düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi ..	79
Çizelge 4.65	Saçıcı ortamda çizgisel kaynaktan elde edilen saçılım dağılım fonksiyonu için hesaplanan sabitler	81
Çizelge 4.66	5-10-15 cm saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası 15,5 cm iken düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi ...	81
Çizelge 4.67	5-10-15 cm saçıcı kalınlıklarında kaynak detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri	82
Çizelge 4.68	5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar.....	83
Çizelge 4.69	5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri	83
Çizelge 4.70	10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar.....	84
Çizelge 4.71	10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri	84
Çizelge 4.72	15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF' in 0,5 ve 0,2' ye düştüğü frekanslar.....	85
Çizelge 4.73	15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri	85
Çizelge 4.74	5-10-15 cm saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası mesafe yokken düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi ...	86
Çizelge 4.75	5-10-15 cm saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası 15,5 cm iken düzeltme yokken ve düzeltme ile %kontrast ve %rms değerlendirmesi ...	88
Çizelge 5.1	Çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi sonuçları	97
Çizelge 5.2	Üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi sonuçları.....	99
Çizelge 5.3	Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi sonuçları	101
Çizelge 5.4	Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi sonuçları.....	103
Çizelge 5.5	Yöntemler, görüntüde kontrastı iyileştirme, %rms değerlendirme, ayırma gücü iyileştirme ve yöntemin uygulanabilirliği açısından tablo halinde verilmektedir (Lu,1996).....	105

Çizelge 5.6 Saçılım düzeltme yöntemlerinin uygulanabilirlik açısından karşılaştırılması	105
---	-----

1.GİRİŞ

Nükleer tıpta amaç organları ve organ fonksiyonlarını görüntülemektir. Görüntüleme, hastaya verilen radyoaktif maddeden çıkan fotonların deteksiyonuna dayanır. Nükleer tıp görüntüleme sistemlerinde, hastalığın doğru bir şekilde teşhisinin sağlanmasında görüntü kalitesi önemli yer tutmaktadır. Ancak görüntü kalitesi görüntüleme sisteminin özelliklerine ve bazı fiziksel nedenlere bağlı olarak bozulur. Görüntü kalitesini etkileyen faktörler arasında foton saçılımı önemli bir fiziksel faktördür. Saçılan ışınların etkisi görüntüde kontrast veya ayırma gücü azalımı ile ortaya çıkar. Ayrıca nümerik değerlendirmelerde hatalar meydana gelir. Klinik incelemelerde saçılan ışınların önüne geçilmesi mümkün değildir. Bu bağlamda bir takım düzeltme yöntemleri kullanılır. Bilhassa şişman hastalarda saçılan ışın etkisi daha fazla olmakta ve düşük boyutta ve düşük obje kontrastı içeren lezyonların algılanması daha da zorlaşmaktadır. Literatürde hem konvansiyonel hem de tomografik görüntüler için saçılan ışınların düzeltilmesine yönelik birçok yöntem kullanılmaktadır. Ancak genel olarak kabul görmüş belirli bir yöntem henüz yoktur.

Bu tezin amacı, görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyen saçılmış fotonların etkisini saptamak ve farklı saçılım düzeltme yöntemlerini karşılaştırmaktır. Yöntemlerin karşılaştırılmasında genelde lezyon kontrastı, gürültü ve uzaysal ayırma gücü dikkate alındığı gibi ayrıca sistemin frekans uzayında performansını gösteren modülasyon transfer fonksiyonları karşılaştırılmıştır. Çalışmalar Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde yapılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Nükleer Tıp ve Gama Kamera

2.1.1 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 deteksiyon etkinliğine ve yüksek bir ayırma gücüne sahip olması istenir (Bor 1992).



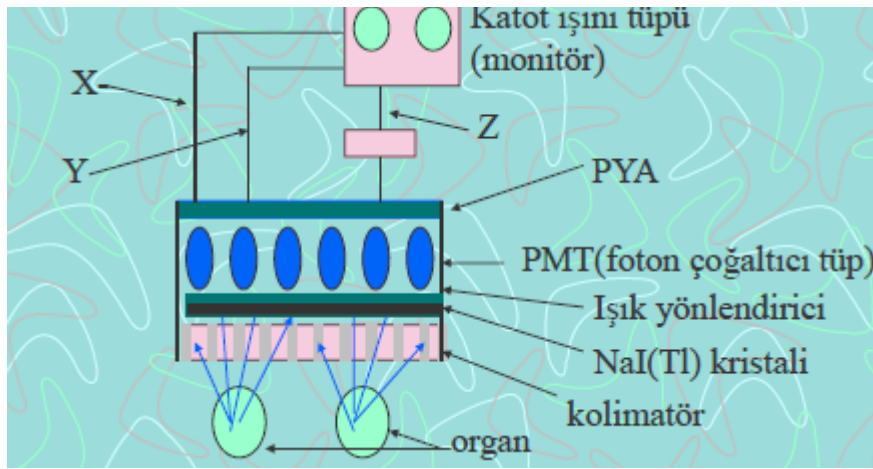
Şekil 2.1 Gama kameranın genel yapısı

2.2 Gama Kameranın Komponentleri

Nükleer tıpta kullanılan bir gama kameranın komponentleri Şekil 2.2 ‘de görülmektedir. Gama kameralar genel olarak bir detektör 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 radyal doğrultuda yayılan

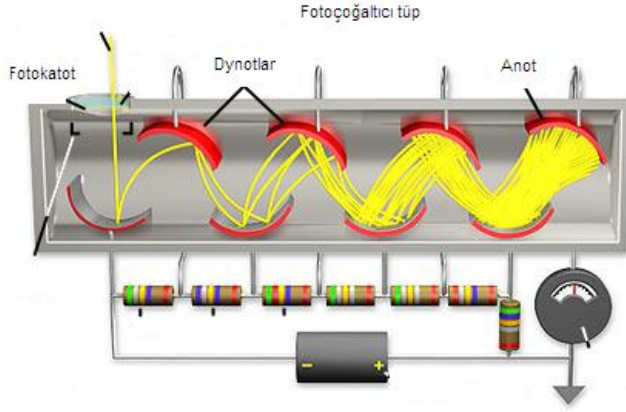
gama ışınlarının sadece detektöre dik gelenlerinin geçmesine izin verir. Farklı açılarda veya hasta içerisinde saçılan fotonların detektöre ulaşmasını engellerler (Sprawls 1987).

Kolimatörlerin tasarımı, kullanılacak radyoizotopun enerjisi ve görüntüde istenen ayırma gücü ya da hassasiyet parametreleri göz önünde bulundurularak yapılır. Yüksek enerjilerde fotonun girciliği 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 detektörler, 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 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 yapıdadırlar. Her bir dynodda sayıları ve hızları artan serbest elektronlar sonuçta anotta bir puls oluştururlar. Bu pulsün büyüklüğü, katota gelen sintilasyon fotonlarının sayısı ile orantılıdır. Bu oranın kaybolmaması için tüpe uygulanan yüksek gerilimin stabil olması gerekir.



Şekil 2.3 Fotoçoğaltıcı tüpün çalışması.

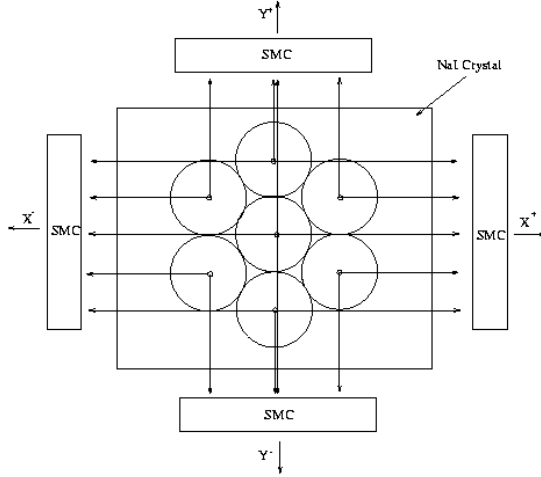
Fotokatota ne kadar çok sintilasyon fotonu ulaşırsa, anotta o kadar yüksek genlikli bir puls oluşur. Lineer kuyruklu pulsler, tüplerin hemen arkasındaki  ny kselteler tarafından kuyrukları kesilerek Gauss fonksiyonuna benzer biçimde Őekillendirilirler.  ny kselteler bunun dışında, detet rden gelen k uk 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,  n yükselteçten gelen ve milivolt seviyesindeki pulsarı volt seviyesine yükseltir. Yükselteç,  ny kselteten gelen pulsı yeniden Őekillendirir ve yanlış bilgiye neden olan üstüste binmiş pulsarı düzeltir. Sonuçta sistem elektroniği tarafından işlenebilecek pulsar elde edilir.

2.3 Pozisyonlama İşlemi

Ekranda organ görüntüsü oluşturan noktalardan her biri organdan çıkan gama fotonunun yayınlanma noktası ile uyumlu olmalıdır. Bu ise elde edilen sinyallerin doğru pozisyon bilgileri içermesiyle gerçekleşir.

Sinyali en yüksek olan PMT, gama fotonunun soğurulduğu noktaya en yakın olanıdır; ancak, bu PMT'nin kristalin hangi noktasında 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 2.4 'de (yalnız yedi t pl k bölüm için) gösterildiği gibi eksenlere ayrılır. Her PMT

çıkışı X^+ , X^- , Y^+ , Y^- olmak üzere dört ayrı kanala yönlendirilir ve PMT' nin eksen üzerindeki pozisyonuna göre direnç ya da kapasitör kullanılarak sinyallere ağırlık kazandırılır yani genlikleri arttırılır veya azaltılır.



Şekil 2.4 Pozisyonlama devresi.

Daha sonra toplam devreleri kullanılarak tüm PMT çıkışlarındaki sinyaller toplanır ve enerji sinyali bulunur. 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 olduğundan yüksek enerjili bir fotonun soğurulması ile düşük enerjili bir fotonun soğurulması farklı pozisyon bilgileri verecektir. Bunu engellemek için pozisyon sinyalleri enerji sinyaline normalize edilmiştir.

Tüm toplam ve fark devrelerinden X_{poz} , Y_{poz} ve Z sinyalleri elde edilmiş olur. Z sinyali, sadece belirlenen enerji aralığındaki pulsların sayılmasını sağlayan puls yükseklik analizörüne (Pulse Height Analyzer, PHA) gider. Daha sonra kayıt ünitelerine gelen bu

analog pulslar analog-dijital çeviriciler tarafından sayısallaştırılır. Bu bilgiler de bilgisayara aktarılır.

2.4 Puls Yükseklik Analizörü

Görüntülemenin hatasız olabilmesi için, fotonların hasta içinde oluştukları yer ile kristalde absorbe edildikleri noktanın uygunluk içinde olması gerekir. Pozisyon ve enerji sinyallerinin kaynak ile ilgili en doğru bilgileri verebilmeleri için, kaynaktan gelen fotonun kristalde tamamen durdurulması gerekir. Bir Compton etkileşmesi sonrasında saçılmış fotonun kristal dışına kaçması durumunda elde edilecek pulsun büyüklüğü gelen foton enerjisi ile orantılı olmayacak, eksik bilgi içerecektir.

Kristalde meydana gelen Compton etkileşmelerinden çok kaynak içersinde ve kaynak-detektör arasındaki ortamda meydana gelen Compton etkileşmeleri görüntü kalitesini etkiler. Bu saçılan fotonların detektörde durdurulması kaçınılmazdır ve sonuçta görüntü kalitesi olumsuz yönde etkilenir.

Bunlara ek olarak çeşitli kaynaklardan oluşan ‘‘background fotonları’’ detektöre girebilir. İşte, puls yükseklik analizörü bütün bu farklı değerlerdeki enerjiler arasında istenilenlerin seçilmesini sağlar.

Detektör çıkışında elde edilen pulsların büyüklüğü, gelen foton enerjisi ile orantılıdır yani, yüksek enerjideki fotonlar düşük enerjidekilere kıyasla daha büyük genlikte puls oluştururlar (bütün enerjinin kayba uğramadan dedektörde soğurulması şartıyla). Puls yükseklik analizörleri önceden belirlenmiş enerji aralığına denk gelen pulsları geçirerek uygun enerjinin görüntüyü vermesini sağlarlar.

2.5 Sistem Performansının Değerlendirilmesi

Sistem performansının değerlendirilmesinde etkin birçok parametre vardır. Homojenite, uzaysal ayırma gücü, enerji ayırma gücü ve sayım hızı performansı bunlar arasındadır.

- ***Homojenite***

Detektör her noktasına eşit miktarda foton gelecek şekilde ışınlandığında elde edilen görüntüdeki bölgesel sayım farklılıkları olmamalıdır (istatistiksel gürültü hariç).

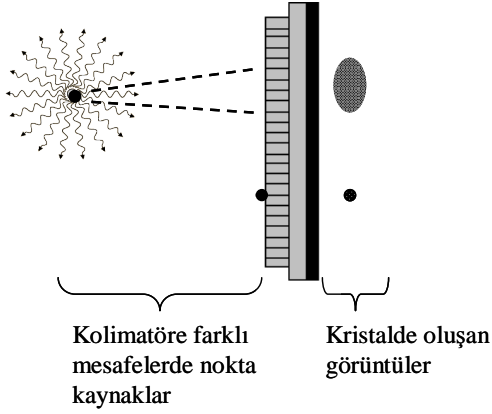
Homojeniteyi etkileyen nedenler, foto tüp kazançlarının ayarlarındaki hatalar (tunning problemi), bozuk tüpler, hatalı analog-dijital çevirimi (hatalı ADC), hatalı puls yükseklik analizörü ayarı, kristaldeki bozukluk ve kırılmalarıdır. Aynı miktar aktiviteler için eşit pulsların elde edilebilmesi amacı ile foto tüp kazançlarının doğru ayarlanması gerekmektedir. Bu işleme "tunning" denir. Tunning ayarı bozulmuş olan foto tüp diğerlerinden farklı büyüklükte puls oluşumuna neden olacaktır. Foto tüplerden biri bozuk ise, o tüpün bulunduğu yerden sayım gözlenemez. Kristalin her noktasının mükemmel bir yapıda olmaması (kristal kalınlıklarındaki ufak farklılıklar, T1 aktivitesini homojen dağılmaması), farklı noktalarda aynı enerjide foton soğurulmasına rağmen birbirinden sayıca farklı sintilasyon fotonlarının oluşmasına neden olur. Ayrıca nokta kaynak hassasiyetinin bölgesel değişimi ve lineerlikten sapma da homojeniteyi bozan ve sistemin tasarımından kaynaklanan nedenler arasında yer almaktadır (Bor 1990).

- ***Uzaysal ayırma gücü***

Kameranın birbirine ne kadar yakın kaynakları ayrı ayrı görüntüleyebileceği ise uzaysal ayırma gücü olarak tanımlanır. Kameranın uzaysal ayırma gücünü etkileyen en büyük iki neden kristal ve kolimatördür. Kristal kalınlığı, ayırma gücü ve deteksiyon etkinliği üzerine rol oynar. Kalın kristalde bir noktaya ait bulanıklık artacağından ayırma gücü bozulur, ancak Compton etkileşmesindeki saçılmış fotonun kristalden kaçma olasılığı azalacağından deteksiyon etkinliği artacaktır. İnce kristal için ise bu durumun tersi olarak, yüksek ayırma gücü ve düşük deteksiyon etkinliği görülür.

Kolimatörün ayırma gücüne etkisi ise şu şekilde ortaya çıkar: bir nokta kaynak kolimatörün tam üzerinde iken kristalde oluşan görüntüsü kaynak ile aynı boyutta olur. Kaynak-kolimatör mesafesinin artması ile nokta kaynağın kolimatörün birden fazla deliği tarafından görünmesi sonucu oluşan görüntü bulanıklaşır ve ayırma gücü bozulur.

Bu etki mesafe ile artmaktadır.



Şekil 2.5 Ayırma gücünün mesafe ile değişimi.

- **Enerji ayırma gücü**

Enerji ayırma gücü, gama kameranın birbirine yakın enerjideki fotonları ayrı ayrı detekte edebilme kabiliyetidir. Enerji ayırma gücünü gelen foton sayısının istatistiksel dağılımı etkiler. Gama fotonlarının kristalle her etkileşmesinde farklı sayıda sintilasyon fotonları oluşması, bu sintilasyon fotonlarının fotoçoğaltıcı tüpün katotunda her etkileşmede farklı sayıda elektron meydana getirmesi veya benzer olarak fototüp dynotlarındaki elektron çoğalmalarındaki her seferinde dalgalanmaların olması farklı büyüklüklerde pulsların oluşmasına neden olur.

- **Sayım hızı performansı**

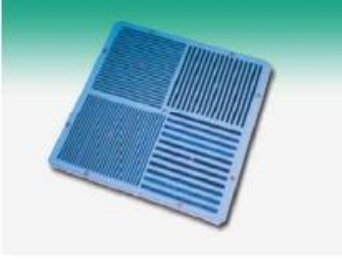
Görüntü kalitesinin en üst düzeyde olması için kaynaktan çıkan mümkün olan en fazla fotonun algılanması gerekir. Kristalde oluşan sintilasyon fotonlarının puls haline gelmeleri ve kayıt ünitesine kabul edilmeleri için bu pulsların belirli bir şekil almaları gerekir. Bu işlemler için bir çözümleme zamanı vardır. Sistemin bu arada bir başka sintilasyon olayına ait pulsları işleyemediği bu çözümleme zamanına ölü zaman denir. Hastaya verilen dozun artırılması sayımın artmasına neden olacaktır. Ancak gelen fotonlar detektörün çözümleme zamanından daha hızlı ise detektör ölü zamana girer ve sayımlar düşer. Detektör tarafından oluşturulan pulslar, sonlu bir zaman süresi boyunca bir genişliğe sahiptirler. Eğer ikinci bir puls, ilk puls işlenirken meydana gelirse iki puls üst üste binecek ve gerçeği yansıtmayan daha büyük tek bir puls oluşacaktır. Bu şekilde

büyük yüksekliğe sahip olan pulslar, analizör penceresinde durdurulacaktır. Bu durum puls kaybına neden olacaktır. Saçılan foton sayısının artması sayım hızını etkileyen önemli bir parametredir.

2.6 Sistemin Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi

2.6.1 Görsel değerlendirme

Görüntü kalitesinin görsel değerlendirilmesinde bazı parametreler vardır. Örneğin ayırma gücünün görsel değerlendirilmesinde şekil 2.6' daki bar fantomu kullanılır. Bar fantomu farklı kalınlıklarda ve farklı yönlerde birbirine paralel kurşun şeritlerden oluşan bir fantomdur. Her bölümdeki çizgiler arasındaki kalınlık farklı farklı frekansları temsil eder. En zor ayırt edilen bölmenin görsel olarak belirlenmesi ile sistemin ayırma gücü hakkında fikir sahibi olunur. Fakat bu değerlendirme gözlemciye bağlıdır.



Şekil 2.6 Bar fantomu görüntüsü.

Görsel değerlendirmede, alınan homojenite görüntüsü daha önce elde edilmiş ve geçerliliği kanıtlanmış homojenite görüntüsü ile karşılaştırılır.

Sonuçlar gözlemcinin yeteneğine bağlı olduğu için, objektif sonuçlar elde etmek amacıyla değerlendirmelerin nümerik olarak da yapılması gerekir.

2.6.2 Sayısal değerlendirme

2.6.2.1 Uzaysal ortamda değerlendirme

Sistem performansını belirlemekte kullanılan parametreler vardır. Örneğin homojenite ve uzaysal ayırma gücünü nümerik olarak değerlendirmek.

Homojenitenin sayısal olarak değerlendirilmesi NEMA (National Electrical Manufacturers Association) tarafından önerilen yöntemle gerçekleştirilir. Bu yöntemde iki değerlendirme vardır. İlk değerlendirme olan “integral homojenite” detektör görüş alanındaki sayım yoğunluğunun maksimum sapması olarak tanımlanır;

$$\% \text{Integral Homojenite} = \{(C_{\text{maks}} - C_{\text{min}}) / (C_{\text{maks}} + C_{\text{min}})\} \times 100 \quad (2.2)$$

Formüldeki C_{maks} ve C_{min} görüş alanındaki maksimum ve minimum piksel sayılarıdır.

Diğer bir değerlendirme “diferansiyel homojenite”dir. Bu değerlendirme ise, 5 piksel mesafedeki sayım yoğunluğunun maksimum değişim hızı olarak tanımlanır.

$$\% \text{Diferansiyel Homojenite} = \{(A_{\text{maks}} - A_{\text{min}}) / (A_{\text{maks}} + A_{\text{min}})\} \times 100 \quad (2.3)$$

Formüldeki A_{maks} ve A_{min} seçilen 5 piksellik mesafedeki maksimum ve minimum sayımlardır. İntegral ve diferansiyel homojenite ölçümleri, kristal boyutunun %95’i olan faydalı görüş alanı (UFOV) ve %75’i olan merkezi görüş alanında (CFOV) yapılır.

Nükleer tıpta, uzaysal ayırma gücü ölçümü için yararlı bir yaklaşım kamera ile nokta kaynak ya da çizgisel kaynak görüntüsü elde etmektir. Nokta kaynağın görüntüsü yani nokta dağılım fonksiyonu (point spread function – PSF), kameranın uzaysal ayırma gücünü gösterir. Çizgisel kaynağın görüntüsü yani çizgi dağılım fonksiyonu (line spread function – LSF), belirli yönde kameranın uzaysal ayırma gücünü gösterir. Kamera ayırma gücünün sayısal olarak ölçümü, çizgisel dağılım fonksiyonu ya da noktasal dağılım fonksiyonu genişliklerinin yarı yükseklikteki tam genişlik (YYTG) ve onuncu yükseklikteki tam genişlik (OYTG) değerlerinin ölçümleri ile sağlanır.

Bu dağılım fonksiyonlarının YYTG ve OYTG değerleri sistemin ayırma gücünü matematiksel olarak ölçmek için kullanılır. Yarı yükseklikteki tam genişlik değerinin küçük olması, görüntüleme sisteminin daha iyi ayırma gücünün olduğunu ifade eder. Ayrıca YYTG ayırma gücüne saçılan radyasyonun etkisini tam olarak göstermez, bu etkiyi görmek için OYTG değerine bakılır. Saçılan ışınların etkisi yavaş yavaş değişir ve PSF (ya da LSF) profilinin kuyruk kısmının uzamasına neden olur.

2.6.2.2 Görüntünün toplam performansının ölçülmesi

Görüntü kalitesini ölçmekte kullanılan ve genelde klinik incelemelerde sistem performansının anlaşılmasını sağlayan değerlendirmeler vardır. Kontrast buna örnek olarak verilebilir.

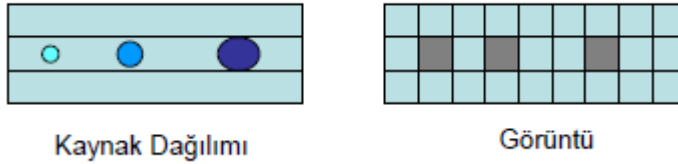
Kaynak organdan çıkan fotonların vücut içinde ya da detektör-hasta arasındaki ortamda saçıldıktan sonra detekte edilmeleri görüntü kalitesini önemli ölçüde etkiler. Görüntüde kontrast azalımı saçılan fotonların bir etkisidir. Kontrast hasta içindeki bir oluşumun (lezyon, nodül gibi) veya bir objenin sayım miktarının, çevredeki sayım miktarlarına olan farklılığı olarak tanımlanır. Kontrast ölçümü obje ve çevre üzerinde çizilen ilgi alanları ile gerçekleştirilir. Kontrast, yüzde cinsinden;

$$\% \text{Kontrast} = \frac{|C_{\text{çevre}} - C_{\text{obje}}|}{|C_{\text{çevre}}|} \times 100 \quad (2.4)$$

Denklemler ile verilir.

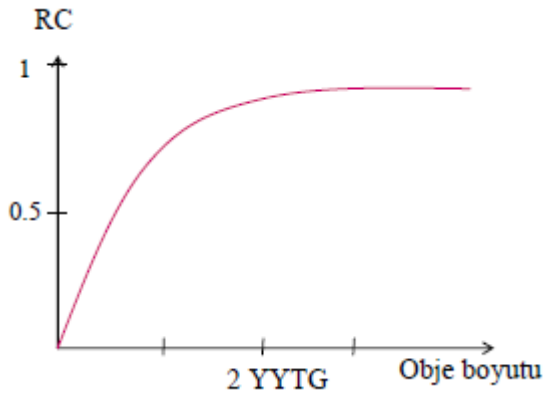
Burada C_{obje} obje görüntüsü üzerine çizilen ilgi alanının (ROI-region of interest) ortalama sayımı, $C_{\text{çevre}}$ ise çevre üzerinde çizilen ilgi alanının (ROI-region of interest) ortalama sayımıdır.

Görüntülerde piksellerin, objedeki aktivite miktarı ve bu aktivitenin konsantrasyonunu vermesi beklenir. Ancak, piksel boyutundan küçük kaynakların olması durumunda, bu obje görüntüsü pikselin tamamını kaplamayacak ve aktivite miktarı saptanabilirken konsantrasyon olduğundan az ölçülecektir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7 Kısmi hacim etkisi.

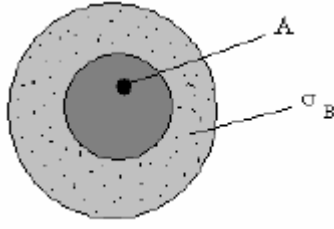
Konsantrasyonun, ölçülen ve gerçek değerleri arasındaki oranın (Recovery Coefficient-RC) bire eşit olması beklenir. Ancak obje boyutunun sistemin YYTG değerinden küçük olması durumunda bu değer, birin altına düşecek ve küçük yapıların konsantrasyonlarının olduğundan az saptanmasına neden olacaktır (Şekil 2.8).



Şekil 2.8 Ölçülen ve gerçek konsantrasyonlar arası oran ve obje arası ilişki.

Kısmi hacim etkisi daha çok bir radyoaktivite dağılımı içinde yer alan sıcak lezyonların ilgi alanı (ROI) çizilerek değerlendirildiği durumlarda önem taşır.

Görüntü kontrastı gözlemci tarafından da değerlendirilebilir. Homojen bir objede lezyonun (Şekil 2.9) detekte edilebilmesi için;



Şekil 2.9 Homojen bir objedeki lezyonu gösteren şekil.

Maalej'e (2005) göre, homojen bir A alanında q_b birim alandaki background sayımı ile detekte edilen sinyal gürültü oranını tanımlar. Eğer q_0 birim alandaki ortalama foton sayısı ise sonuçta kontrast;

$$C = (\bar{q}_b - \bar{q}_0) / \bar{q}_b \quad (2.5)$$

Birim alandaki ortalama foton sayımı için detekte edilen sinyal;

$$S = Ax(\bar{q}_b - \bar{q}_0) \quad (2.6)$$

Korele olmayan background sayımı için gürültü Poisson istatistiği ile tanımlanır;

$$\sigma_b = \sqrt{A \times \bar{q}_b} \quad (2.7)$$

Böylece SNR_{Rose} ;

$$SNR_{rose} = \frac{A(\bar{q}_b - \bar{q}_0)}{\sqrt{A \times \bar{q}_b}} \quad (2.8)$$

Rose model fotonun istatistiksel doğası tarafından sınırlandırılan görüntü kalitesinin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Rose modele göre eğer yeterince sayım varsa gözlemci obje ve backgroundu ayırt edebilmelidir. Özellikle, eğer sinyal ilgili alandaki foton sayısındaki fark olarak tanımlanıyorsa, gürültü aynı bölgedeki istatistiksel belirsizliktir. Gözlemcinin objeyi backgrounddan ayırabilmesi için belirgin bir sinyal gürültü oranına (SNR) ihtiyaç vardır ve bu değer 5-7 arasındadır.

Modelin en önemli problemi değerlendirilmenin gürültünün korele olmadığı durumlarda geçerli olmasıdır. Yani bir noktadaki gürültü, diğer noktadakinden bağımsız olduğu durumlarda geçerlidir. Her görüntüleme sisteminde bu geçerli olmadığından Rose model yetersiz kalmıştır.

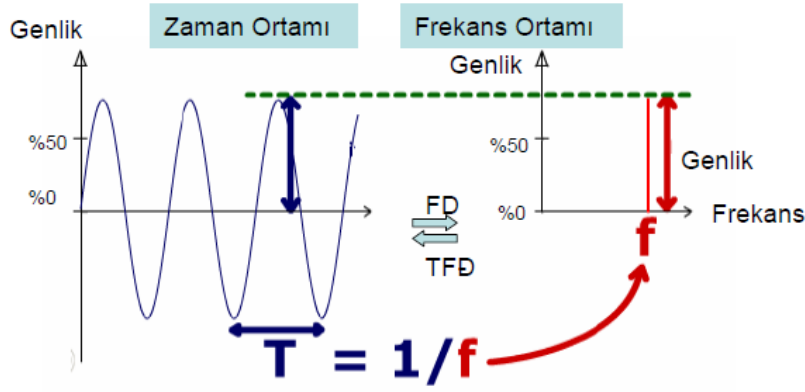
2.6.2.3 Görüntü kalitesinin frekans ortamında saptanması

Nükleer tıp görüntüleri kaydedilen radyonüklid salınımının uzaysal dağılımını gösterir. Dağılımın bu gösterimi uzaysal gösterim olarak adlandırılır. Görüntüler fourier dönüşümü yapılarak frekans ortamında da incelenebilir. Bu ortamda görüntü, farklı frekans ve fazlardaki (faz farklı başlangıç noktaları olan sinüs ve kosinüs fonksiyonlarını ifade eder) sinüs ve kosinüs fonksiyonlarının toplamı ile gösterilir. Burada frekans sayım hızının mesafeye bağlı değişimidir. Aşağıda periyodik bir dalganın, sinüs ve kosinüs dalgalarının toplamı halinde gösterimi yer almaktadır.

$$f(x) = \frac{1}{2} a_0 + a_1 \cos(x) + a_2 \cos(2x) \dots + a_n \cos(nx) \\ + b_1 \sin(x) + b_2 \sin(2x) \dots + b_n \sin(nx) \quad (2.9)$$

Fourier spektrumu sinüs dalgalarının genliklerini ve frekanslarını tanımlamak için kullanılır. Ayrıca genliğin mesafeye bağlı değişimi uzaysal ortamda, genliğin frekansa bağlı değişimi frekans uzayında gösterilir.

Fourier dönüşümü matematiksel bir tekniktir ve bilgiyi uzaysal ortamdan frekans uzayına ya da tersine dönüştürmek için kullanılır.



Şekil 2.10 Bir dalganın fourier ve ters fourier dönüşümü

Şekil 2.10’da gösterildiği gibi, sinüs dalgasının frekansı ve genliği bu dalganın fourier dönüşümü alınarak tanımlanabilir ve görüntünün fourier dönüşümünün uzaysal ortama çevirimi “ters fourier dönüşümü”dür.

İki boyutlu fonksiyon $f(x,y)$ ile tanımlanan bir görüntünün iki boyutlu fourier dönüşümü (FD);

$$F(u,v) = \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) \exp[-i2\pi(ux + vy)] dx dy \quad (2.10)$$

$$F(x,y) = \iint_{-\infty}^{+\infty} f(u,v) \exp[i2\pi(ux + vy)] du dv \quad (2.11)$$

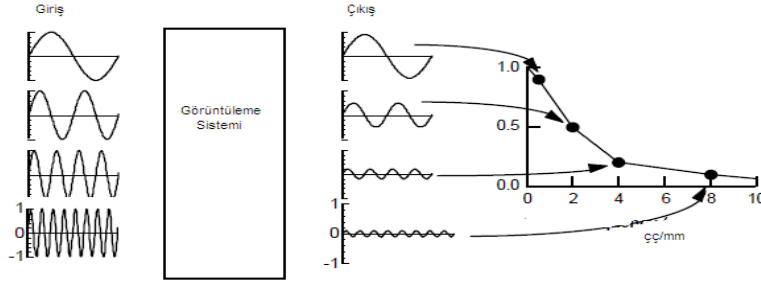
Böylece, alınan görüntü uzaysal ortamda her noktadaki sayım olarak ve frekans uzayında her frekanstaki fazlar ve genlikler olarak gösterilir. Görüntünün yüksek frekansları, kenarlardaki ve ani değişen bölgelerdeki (gürültü) bilgiyi içerirken, görüntünün düşük frekansları ise yoğunluktaki daha yavaş değişim bilgisini içerir.

Fourier dönüşümü u, v frekans uzayı koordinat sisteminde gösterilir. u ve v eksenleri boyunca birimler, santimetredeki veya bir pikseldeki çizgi çifti olarak tanımlanır (çç/cm veya çç/piksel).

2.6.2.4 Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF)

MTF (Modulation Transfer Function), sistemin ayırma gücünü, frekans uzayında tanımlayan bir parametredir. Gama kamera ve diğer görüntüleme sistemlerinin ayırma gücünü nicel olarak değerlendirmek ve karakterize etmek için kullanılan modülasyon transfer fonksiyonu, sistemin farklı frekanslarda yanıtını gösterir.

Modülasyon transfer fonksiyonu, görüntüleme sisteminde ayırma gücü ve keskinliğin görüntüye birlikte etkisinin ölçümünde kullanılır. Görüntüleme sistemine gelen farklı frekanslardaki sinyallerin, çıkışta genliklerinde meydana gelen azalma olarak ifade edilir.



Şekil 2.11 MTF eğrisinin oluşturulması.

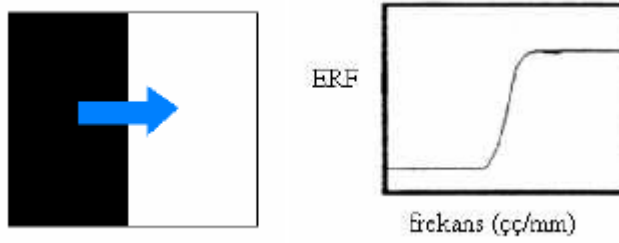
Bir görüntüleme sisteminin girişine uygulanan sinyallerin frekansları arttıkça çıkış genlikleri azalmaya başlar ve sonunda sistemin minimum çıkış verdiği bir sınıra ulaşılır (Şekil 2.11). Bu nokta sistemin ayırma gücünün sınırını vermektedir.

MTF'in belirlenmesi için yukarıdaki görüntüleri verecek kaynakların tasarımı zordur. Onun için MTF ölçümünde daha basit yöntemler kullanılır. Bunlar, nokta dağılım fonksiyonu (Point Spread Function-PSF) ve çizgi dağılım fonksiyonu (Line Spread Function-LSF)'dir.

Noktasal kaynağın dağılım fonksiyonu sistemin tüm uzaysal transfer bilgisini içerir. Ancak nokta dağılım fonksiyonunun ölçülmesi pratikte daha zor olduğundan, daha kolay ölçülebilen çizgi dağılım fonksiyonu (LSF) kullanılır. Çizgi, sonsuz noktanın bir araya gelmesinden dolayı olduğundan çizgi dağılım fonksiyonu, nokta dağılım fonksiyonunun bir boyuttaki integralidir (Williams *et al.* 1999).

$$lsf(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} psf(x,y)dy \quad (2.12)$$

Çizgi dağılım fonksiyonu ya bir çizgisel kaynak görüntüsünün taranması ile ya da bir kenar görüntüsünün taranması ile elde edilen kenar dağılım fonksiyonunun (Edge Response Function-ERF) türevi ile elde edilir. Kenar dağılım fonksiyonunun elde edilmesi için bir kurşun levha kamera üzerine yerleştirilir ve şekil 2.12' daki gibi alınan görüntü taranarak ERF elde edilir (Semai *et al.* 1998).



Şekil 2.12 Kenar görüntüsü ve kenar dağılım fonksiyonu görüntüsü

Grafikten de anlaşıldığı gibi kenar geçişi ani değildir. Beyazdan siyaha gri tonları boyunca yavaş yavaş geçer. Kenar dağılım fonksiyonunun türevi çizgi dağılım fonksiyonunu verir.

$$lsf(x) = \frac{d(ERF(x))}{dx} \quad (2.13)$$

Elde edilen çizgi dağılım fonksiyonunun fourier dönüşümü de modülasyon transfer fonksiyonunu (MTF) verir (Bath 2003).

$$MTF(x) = FFT \{ lsf(x) \} \quad (2.14)$$

Yani nokta dağılım fonksiyonunun iki boyutlu fourier dönüşümü modülasyon transfer fonksiyonunu verir.

$$MTF(f_x, f_y) = 2DFT \{ psf(x,y) \} \quad (2.15)$$

Kenar dağılım fonksiyonu kullanılarak;

$$MTF(x) = \frac{\left| \int \frac{d}{dx} ERF(x) e^{-2i\pi f x} dx \right|}{\left| \int \frac{d}{dx} ERF(x) dx \right|} \quad (2.16)$$

Burada LSF(x), çizgisel dağılım fonksiyonu, ERF(x) ise kenar dağılım fonksiyonudur. Modülasyon transfer fonksiyonu değerleri sıfır frekanstaki değere bölünerek, sıfır frekansında 1'e normalize edilir.

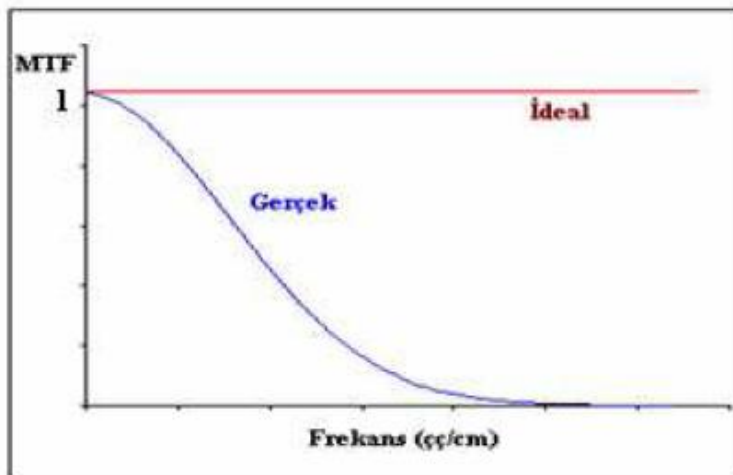
Normalize modülasyon transfer fonksiyonu ise;

$$MTF(x) = \frac{\left| \int lsf(x) e^{-2i\pi f x} dx \right|}{\left| \int lsf(x) dx \right|} \quad (2.17)$$

$$\int lsf(x) e^{-2i\pi f x} dx = \left| \int \{ \int psf(x, y) dy \} e^{-2i\pi f x} dx \right| \quad (2.18)$$

$$\begin{aligned} &= |2DFT\{psf(x, y)\}|_{f_y=0} \\ &= MTF(f_x, 0) \end{aligned}$$

Sonuçta tek boyutlu modülasyon transfer fonksiyonu elde edilir.



Şekil 2.13 İdeal ve gerçek durumlardaki modülasyon transfer fonksiyonu.

*(çç/cm birimi cm başına düşen çizgi çiftidir)

İdeal modülasyon transfer fonksiyonu şekil 2.13' deki gibi 1'dir ancak gerçekte şekilde olduğu gibi yüksek frekanslardaki MTF azalımı düşük frekanslara oranla daha fazladır. Modülasyon transfer fonksiyonunun örnekleme sıklığı $\Delta f_x = 1 / (N_x \Delta x)$ 'dir.

2.7 Görüntü Kalitesini Etkileyen Nedenler

Sistemin görüntü kalitesini etkileyen nedenler :

- ❖ Fiziksel nedenler
- ❖ Tasarımdan kaynaklanan nedenler
- ❖ Görüntünün toplanması sırasındaki parametreler
- ❖ Görüntünün işlenmesi sırasındaki parametreler

2.7.1 Fiziksel nedenler

- Foton azalımı
- Saçılan ışınlar
- Gürültü

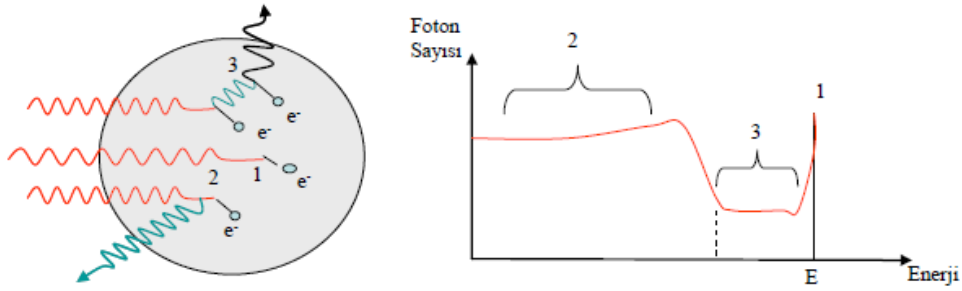
Bir kaynaktan çıkan fotonlar geçtikleri yol boyunca içinde buldukları ortamla etkileşerek azalır. Fotonların hasta içinde sayı olarak azalması bir sorundur. Ayrıca derinlerden gelen fotonların etkileşme miktarı yüzeyden gelenlerden daha fazla olduğundan organ derinlikleri azalmış aktiviteyle gösterilir. Bu da görüntüde eksik bilgiye neden olur. Bu nedenle başlangıçta N_0 olan foton sayısı detektöre ulaşmaya kadar bir miktar azalır. Foton sayısındaki bu azalım Beer-Lambert kanununa göre aşağıdaki gibi ifade edilir;

$$N = N_0 \exp(-\mu x) \quad (2.19)$$

Formülde N , x mesafesini geçtikten sonra detektöre ulaşan foton sayısı, μ ise doğrusal azalım katsayısıdır. Her açı için detektöre gelen fotonlar yolları boyunca dokuyla etkileşip değişik oranlarda azalır.

Hasta içerisinde saçılan fotonlar görüntü kalitesini önemli ölçüde etkiler. Foton saçılımı ile, kaynaktan çıkan bir fotonun Compton ya da Rayleigh etkileşmeleri yaparak orijinal yönünden sapması ifade edilir. Compton saçılımında, gelen foton bir kısım enerjisini etkileşimde bulunduğu elektrona transfer ederken, Rayleigh etkileşmesinde ise bir enerji transferi olmadan gelen foton sadece yönünü değiştirir. Her iki etkileşimde de saçılan fotonlar kaynaktaki oluşum noktalarının pozisyonu ile ilgili olarak hatalı bilgi taşır. Gelen foton enerjisinin 100 keV'den fazla olması durumunda saçılmaların küçük açılarda olması daha olasıdır.

Bir gama kamera detektörüne gelen gama ışınları tek enerjili yani monokromatiktir. Ancak bu ışınların gerek detektördeki, gerekse detektör dışı etkileşimleri sonucunda çıkış ünitesinde farklı enerjileri yansıtan genliklerde pulslar oluşur. Sadece detektördeki farklı etkileşimlerin nasıl bir spektrum meydana getireceği şekil 2.14 'te ideal bir durum için gösterilmektedir.

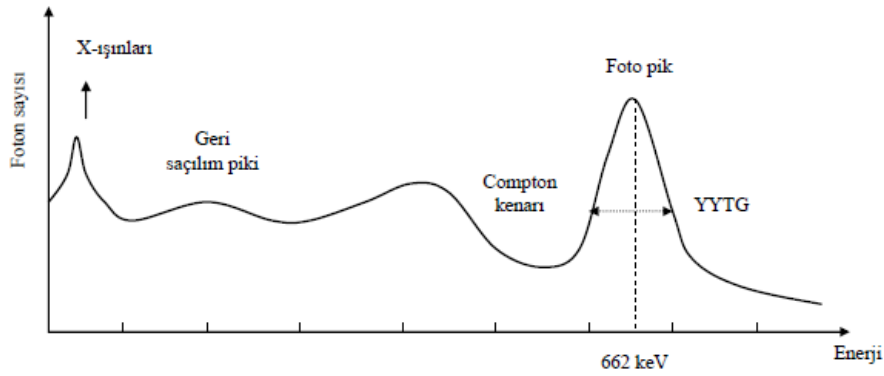


Şekil 2.14 Sadece detektördeki etkileşimlerin dikkate alındığı ideal spektrum.

Gelen bir gama fotonu detektör ortamında fotoelektrik olay ile tamamen soğurulabilir (1 numaralı etkileşme). Bu durumda tüm enerji fotoelektron ile detektöre bırakılacaktır ve çıkış ünitesinden elde edilecek sayımlar spektrumda fotopik olarak adlandırılan kısımda yer alacaktır. Fotonun hasta içinde etkileşmeden enerjisinin tamamını fotoelektrik olay ile detektöre bıraktığı durumda elde edilen konum bilgileri objeden çıkan fotonun gerçek yeri ile uygunluk içindedir. İkinci bir olasılık gelen gama fotonunun Compton etkileşmesi yapması ve saçılan Compton fotonunun detektör dışına kaçmasıdır. Bu durumda detektörde soğurulan enerji sadece Compton elektronu tarafından aktarılan enerjidir. Bu enerji spektrumda etkileşme açısına bağlı olarak minimum bir değerden, elektrona maksimum enerjinin verildiği Compton kenarına

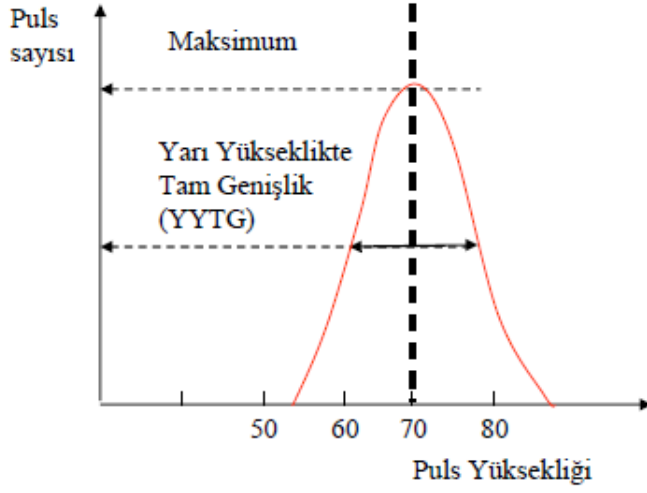
kadar uzanan plato üzerinde herhangi bir noktada yer alabilir (2 numaralı etkileşme). Compton fotonunun detektör dışına kaçmaması durumunda bu olayın fotopikte yer alacağı şüphesizdir. Çoklu Compton etkileşimlerinde (3 numaralı etkileşme), Compton fotonu detektör dışına kaçmadan birbirini takip eden Compton etkileşimleri yapabilir ve en son etkileşimdeki Compton fotonu detektör dışına kaçabilir. Bu durumda detektör, tüm Compton elektronlarının taşıdığı enerjiyi soğuracaktır. Bu olaylar, detektöre 2'inci tip etkileşme durumuna göre daha fazla enerji bıraktığından spektrumda fotopike daha yakın olan 3'üncü bölgede yer alacaklardır.

Ancak ideal etkileşimleri dikkate alan bu spektrum şekil 2.15' de verilen gerçek spektrum ile karşılaştırıldığında önemli farklılıklar görülmektedir.



Şekil 2.15 NaI(Tl) kristalinin kullanıldığı detektörle alınan Cs-137 ile elde edilmiş spektrum

İlk farklılık fotopikin genişlemesi ve bir Gauss fonksiyonu şeklini almasıdır. Bunun en önemli nedeni detektörde etkileşim yapan gama ışın enerjilerinin aynı olmasına rağmen puls genliklerinin tek bir değer değil, belli bir aralıkta olmasıdır.



Şekil 2.16 Fotopikin Gauss şeklini alması ve YYTG değerlendirmesi.

Fotopikin bu şekilde genişlemesi, detektörün enerji ayırma gücünün bozulması olarak ifade edilir ve bu eğrinin yarı yükseklikteki tam genişliği (YYTG) (Şekil 2.16) nümerik değerlendirmede bir kriter olarak alınır. Detektör YYTG içerisinde kalan enerjileri tek enerji olarak algılar.

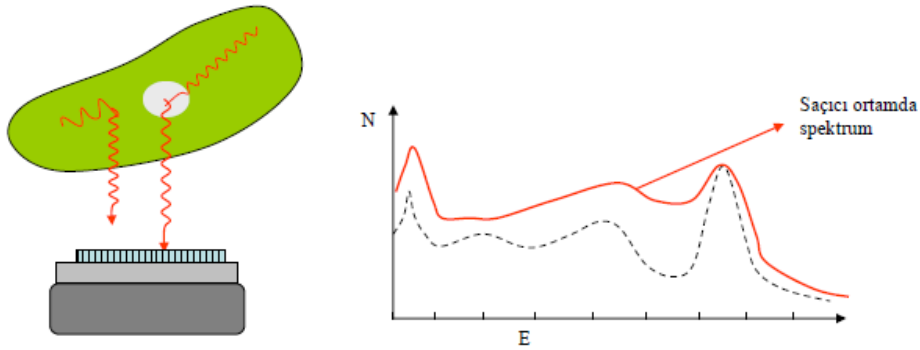
Enerji ayırma gücü;

$$\%EA = \frac{YYTG}{E_{\gamma}} \times 100 \quad (2.20)$$

E_{γ} ilgilenilen gama ışınının enerjisidir, YYTG keV veya kanal biriminde hesaplanır. Enerji ayırma gücü % olarak belirlenir.

Gerçek ve ideal spektrum arasındaki diğer önemli fark, Compton platosu üzerinde ortaya çıkan pikler ve Compton kenarı ile fotopik arasının dolmasıdır. Spektruma etki eden çok sayıda faktör vardır; kaynak ya da kaynak ile detektör arasındaki ortamda oluşan Compton etkileşimleri sonucunda detektöre yönelen Compton fotonları, gama ışınlarının kolimatörde durdurulması sonucu oluşan X-ışınları ve detektörden kaçan karakteristik X-ışınları önemli nedenlerdir. Ayrıca gama ışın enerjisi, yüksek aktivitelerin kullanılması durumunda karşılaşılan puls yığılmaları da spektrumu etkileyen faktörlerdir.

Saçılan ışınların görüntüye verdiği en olumsuz etki görüntü kontrastının bozulmasıdır. Şekil 2.17’ de görüldüğü gibi kaynak organ ya da çevre dokularda meydana gelen bir Compton etkileşmesi sonrasında saçılan foton detektöre ulaşacak bir yön kazanabilir. Hastada saçılarak (Compton etkileşmesi yaparak), enerjilerinin bir kısmını doku üzerinde bırakan fotonlar, detektöre gelirken orijinal yollarından saptıkları için, bu fotonlardan elde edilen pozisyon bilgisi, objeden gelen fotonun pozisyon bilgisi ile uyumlu olmayacaktır.



Şekil 2.17 Artan saçıcı ortam ile spektrumun değişmesi.

Örneğin etkileşme noktasının gerçekte organda aktivite tutmamış bir soğuk lezyon olması durumunda bu lezyon kontrastı bozacaktır. Daha çok kalın hastalarda detektöre ulaşmadan önce foton etkileşmeleri artacağından önemli ölçüde saçılan radyasyon spektrumunu etkileyecektir. Saçılan fotonların bir diğer etkisi görüntüde yapılacak aktivite hesaplamalarında hataya neden olmalarıdır.

Görüntü kalitesinin bu hatalı pozisyon bilgileri nedeniyle bozulmaması için alınan ilk önlem, detektör ile kaynak arasına kolimatör yerleştirilmesidir. Ancak kolimatör, kristal içi etkileşmelerden kaynaklanan Compton fotonlarını engelleyemez. Ayrıca küçük açılarda saçılmış fotonlar kristale ulaşabilirler. Bu nedenle ikinci bir önlem, puls yükseklik analizörü ile sadece fotopikte yer alan fotonların görüntüleme kullanılmasıdır.

NaI(Tl) kristalinin enerji ayırma gücü 140 keV için %10-12 civarındadır, yani detektör 132-148 keV arasında gelen tüm enerjileri aynı enerji olarak kabul edecektir.

Ancak görüntüde yeterli sayımın toplanabilmesi için genelde fotopikin %15-20 'sindeki bilgiler alınır yani analizör penceresi daha fazla açılır. Küçük açıda saçılan fotonların büyük bir kısmı fotopik içerisine girer, örneğin 140 keV için 53° de saçılan 126 keV enerjideki foton, %20 genişlikte açılan pencereden girebilir. Görüntünün saçılan ışınlardan etkilenmemesi mümkün değildir. Bu nedenle foton saçılımının düzeltilmesine yönelik birçok yöntem önerilmiştir. Bu teknikler saçılan ışınlar ile ilgili parametrelerin bilinmesini gerektirir. Bunlar, obje ile ilgili parametreler, radyoaktif kaynağın gama enerjisi, uzaysal dağılımı, görüntülenen organın büyüklüğü ve çevreleyen dokuların kalınlık ve özellikleridir. Ayrıca kullanılan kolimatörün tasarımı, kristal kalınlığı ve kolimatör obje arası mesafe, saçılan ışınların görüntüye olan etkisini değiştirir.

Compton saçılımı matematiksel olarak 'saçılım yanıt fonksiyonu' ile tanımlanır. Bu fonksiyon objeye bağlıdır, üç boyutludur ve durağan değildir. Compton saçılımı ile ilgili bir diğer özellik, radyoaktif maddenin konumsal dağılımına bağlı olması yani yapısal özelliğidir.

Gürültü, görüntüdeki istenmeyen sinyallerdir. Bunlar sistematik ya da rastgele olabilirler. Kuantum gürültü, detekte edilen fotonun rastgeleliğinden kaynaklıdır ve sınırlı sayıda foton deteksiyonundan dolayı ortaya çıkar. Bu, görüntü ile ilgili detayların kaybolmasına, lezyon deteksiyonunun zorlaşmasına neden olmaktadır. Artan sayım miktarıyla, gürültünün azaltılması ve kontrastın artırılması mümkün iken, hasta dozunun artması ve ölü zaman problemleri ortaya çıkmaktadır. Sistematik gürültü, sistemin kendisinden kaynaklıdır. Ayrıca kesit görüntülerinin elde edilmesi sırasında da sistematik gürültü oluşabilir.

Gürültü nümerik olarak sayım yoğunluğunun standart sapması olarak ifade edilir. Gürültü basitçe, pikseller arasındaki değer farklılıklarının karekök ortalamasıdır(rms değeri) (Gulberg 1987).

$$\%rms \text{ değeri} = [(standart \text{ sapma}) / (ortalama \text{ sayım değeri})] \times 100 \quad (2.21)$$

2.7.2 Tasarımdan kaynaklı nedenler

Detektör tasarımı, kolimatör seçimi, kristalin kalınlığı, fotoçoğaltıcı tüpün sayısı, puls işleme elektroniğini içermektedir. Bu nedenle, görüntü kalitesi tasarımda kullanılan parçalara bağlıdır.

2.7.3 Görüntülerin toplanmasındaki parametreler

Görüntülerin toplanmasındaki parametreler de görüntü kalitesini etkileyen önemli nedenler arasındadır. Bunları aşağıdaki gibi sıralayabiliriz;

- ***Kolimatör seçimi***

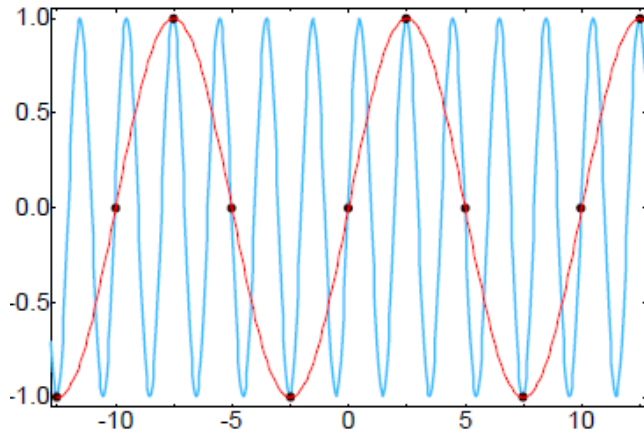
Bilgilerin toplanmasında ilk husus uygun kolimatör seçimidir. Bölüm 2.2' de ayrıntılı açıklandığı gibi kullanılan izotop enerjisine ve amaca uygun kolimatör seçilmelidir. Enerjiye uygun seçim yapıldıktan sonra kullanım amacına bağlı olarak sayım istatistiğinin yüksek olduğu incelemelerde yüksek ayırma güçlü, sayım istatistiğinin düşük olduğu incelemelerde ise yüksek hassasiyet veya genel amaçlı kolimatörler kullanılır.

- ***Matris boyutu seçimi***

Matris boyutu, görüntülenecek organın bilgisayara aktarılırken kaç piksellik bir alan kullanılacağını belirleyen parametredir. Matris boyutu seçilirken uzaysal ayırma gücü, gürültü ve kullanılan bilgisayar hafızası dikkate alınmalıdır.

Matris boyutu çizgisel örnekleme aralığını; yani ayırma gücü sınırını belirler. Büyük matris boyutu seçilmesi durumunda piksel boyutu küçük olacak ayırma gücü artacaktır. Ancak bu, mümkün olan en küçük piksel boyutu seçilmesi gerektiğinin göstergesi değildir. Piksel boyutu gereğinden fazla küçük seçildiğinde ayırma gücünü artırmada katkısı olmayacak yalnızca gürültüyü artıracaktır. Çünkü piksel boyutu ne kadar küçük seçilirse seçilsin kameranın ayırma gücü sınırının altına inemeyecek; piksel başına düşen sayım azalacağından gürültü artacaktır. Diğer yandan piksel boyutunun büyük

seçilmesi Aliasing problemine neden olacak ve ayırma gücünü azaltacaktır. Piksel boyutunun seçiminde $\Delta_x=1/2f_n$ ifadesi kullanılır, f_n görüntüdeki en yüksek frekanstır ve Nyquist frekansı olarak adlandırılır. Görüntü frekans ortamında genlik ya da fazın değişimi olarak verilir. Fourier spektrumunda farklı genliklerin hangi aralıklarla gösterileceği (yani frekans uzayında örnekleme) en düşük frekans (temel frekans) dikkate alınarak yapılır. En düşük frekans tüm görüntü boyunca sadece bir devir yapacaktır. Eğer d örnekleme aralığı (piksel boyutu) ve tüm görüntü N tane pikselden oluşuyorsa Fourier spektrumundaki örnekleme aralığı $1 / N\Delta_x$ olacaktır. Frekans uzayındaki bu örnekleme Nyquist frekansında sona erdirilecektir. Eğer örnekleme nyquist aralığında yapılırsa analog sinyalin sayısal temsilde bozulma olmayacaktır. Fakat sinyal bu frekans değerinden daha düşük bir frekansta örneklenirse sinyalin temsili de düşük bir frekansta olur ve ‘aliasing’ denilen etki ortaya çıkar. Bu şekil 2.18’ de görüldüğü gibi analog görüntüde gerçekte nyquist frekansından daha büyük frekansların olması ve bu yüksek frekansların görüntüye daha düşük frekanslarda yansımalarıdır. Böylece gerçekte olmayan düşük frekanslar oluşurken, yüksek frekans bilgileri yok olur. Diğer taraftan aralıkların gereğinden sık seçilmesi görüntü kalitesini fazla düzeltmemekle beraber işlem zamanını ve gürültüyü arttırmaktadır.



Şekil 2.18 Aliasing etkisi.

Klinik çalışmalarda matris boyutu 64x64, 128x128, 256x256 boyutlarında seçilebilir. Matris boyutunun artması ile ayırma gücü artarken sayım istatistiğini korumak için daha yüksek sayımlar toplanır. Bu da çekim süresini ve hasta hareketini artırır. Bu nedenle matris boyutu dikkatli seçilmelidir.

- ***Uygun mesafe seçimi***

Artan hasta detektör mesafesinin ayırma gücünü etkilediğinden bahsedilmişti. Klinik incelemelerde hasta detektör mesafesi minimum seçilmelidir.

- ***Enerji penceresi seçimi***

Gama kamera sisteminde kullanılan NaI(Tl) kristalinin sınırlı ayırma gücünden dolayı bilgilerin belli bir enerji aralığındaki fotopikten alınması gerekir. Puls yükseklik analizörü ile hangi enerji aralığındaki fotonların geçeceğini belirlemek için bir pencere genişliği seçilir. En fazla kullanılan pencere genişliği %20' dir. Klinik uygulamalarda kalın hastalarda saçılma etkisini azaltmak için %15 pencere genişliği seçilebilir. Ancak analizör penceresine düşen foton sayısı azalacağından belirli bir görüntü istatistiğinin elde edilmesi için gerekli görüntüleme süresi uzayacaktır.

- ***Uygun sayım***

Görüntüde yeterli sayımın toplanmaması, görüntü kalitesini bozan önemli bir parametre olan gürültüye neden olur. Sayımın, hastaya verilecek radyoaktivite miktarını arttırmadan yükseltilmesi bilgi toplama süresini uzatacağından, bu durumda istemli ya da istem dışı ortaya çıkabilecek hasta hareketinin görüntüyü olumsuz yönde etkilemesi söz konusu olacaktır.

2.7.4 Görüntülerin işlenmesindeki parametreler

Bilgisayara aktarılan görüntüler hafızada iki boyutlu rakamlardan oluşmuş desen olarak yer alır. Bu görüntüler üzerinde her türlü matematiksel işlemler yapılabilir. Bu işlemlerde amaç; görüntü kalitesinin artırılması yani gürültünün azaltılması, görüntü kenarlarının keskinliğinin artırılması, görüntü kenarlarının deteksiyonudur.

Görüntü kalitesinin bozulması, fiziksel veya sistem tasarımından kaynaklıdır, bozuklukların ortadan kaldırılması için piksel operasyonları veya filtre işlemleri uygulanır.

Gürültünün azaltılması için, yüksek frekans bilgileri bastırılır ve bunun için alçak geçirgen filtreler kullanılır, bu filtreler ise keskinlik ve detay kaybına neden olurlar.

Görüntüler uzaysal ortam ve frekans ortamı olmak üzere iki farklı ortamda incelenir; Uzaysal ortamda filtreler görüntüyle konvolve edilirken, frekans ortamında filtre işlemi, hem görüntünün hem filtrenin fourier dönüşümleri alınarak çarpılmalıdır. Frekans uzayında filtre işlemi, amaca göre bazı frekans genliklerinin arttırılması ya da azaltılmasıdır. Konvolüsyon işlemi ise, fonksiyonlardan biri eksen etrafında döndürülür ve diğer fonksiyonla çarpılır. Daha sonra ilk fonksiyon eksen üzerinde ilerletilerek tekrar ikinci fonksiyonla çarpılır ve önceki çarpımla toplanır. Bu işlem eksen boyunca her sefer ilk fonksiyonun tersinin kaydırılmasıyla belirli noktalarda tekrarlanır.

2.8 Saçılım Düzeltme Yöntemleri

Birçok saçılım düzeltme metodu önerilir. Bunları iki ana başlık altında toplayabiliriz; enerji penceresi yöntemleri ve uzaysal ortamda analiz yöntemleridir.

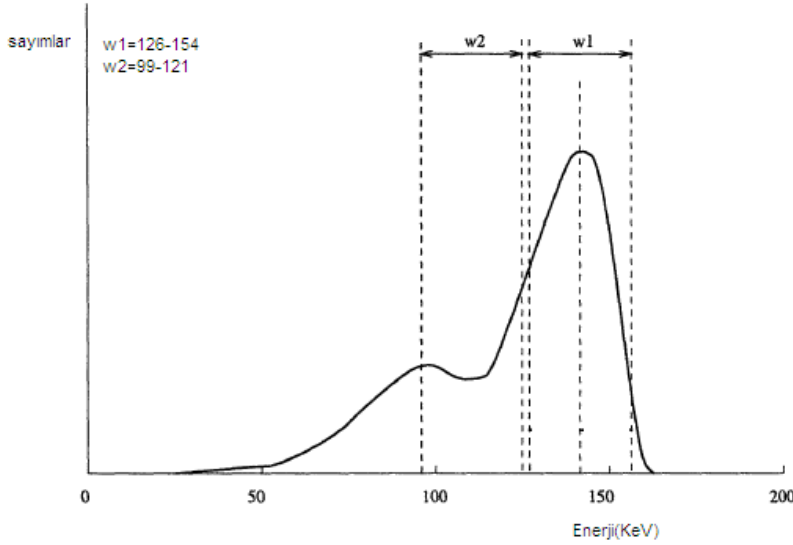
Enerji penceresi yöntemleri, fotopik enerji penceresinde bulunan saçılım dağılımının tahminine yönelik farklı enerji pencereleri oluşturulmasına dayanan yöntemlerdir. Uzaysal analiz düzeltme yöntemleri ise saçılım dağılım fonksiyonunun konvolüsyon veya dekonvolüsyonu ile fotopik görüntüsünden çıkarım yöntemidir (Lu,1996).

Bu tezde iki enerji penceresi yöntemi ve iki uzaysal ortamda analiz yönteminin, görüntü kalitesi ve nümerik değerlendirme açısından iyileştirilmesine yönelik düzeltmeler araştırılmıştır.

2.8.1 Enerji penceresi yöntemleri

2.8.1.1 Çift enerji penceresi yöntemi

Bu yöntemde ikinci bir pencerede (compton bölgesinde) alınan bir görüntünün belirli bir k kesri fotopik görüntüsünden çıkartılır.



Şekil 2.19 Çift enerji penceresi yönteminde Compton ve Fotopikte bölgesinde açılan pencereler.

İkinci pencere enerji spektrumunun Compton bölgesinde açılır, Compton penceresi enerji aralığı 92-125 keV fotopik penceresi enerji aralığı ise 127-153keV şeklinde ayarlanır (Jaszczak *et al*,1984). Bu tezde Compton penceresi ise 100-120 keV , fotopik penceresi 126-154 keV kullanılmıştır (Lowry ve Taylor,1986).

$$S(i) = k I_C(i) \quad (2.22)$$

$$P(i) = I_F(i) - S(i) \quad (2.23)$$

Burada I_F Fotopik enerji penceresindeki görüntüdür.

Fotopik ve ikinci penceredeki saçılan fotonların saçılma açıları farklıdır, genelde fotopike giren saçılan fotonlar tek saçılıma uğramış olanlardır, Compton penceresinde ise birden fazla saçılmaya uğramış daha alçak frekanslardaki fotonlar toplanır. Sonuçta iki penceredeki fotonların frekans dağılımları aynı değildir. Yöntem ikinci pencerede

toplanan fotonlar ile, fotopikte dedekte edilen saçılan fotonların uzaysal dağılımlarının aynı olduğunu kabul eder.

Analitik, deneysel ya da teorik Monte Carlo teknikleri k' 'nin optimum seçimi için kullanılmıştır. Kaynak, bilgilerin toplanma geometrisi ve dedektörün enerji ayırma gücü k' 'yi etkilemektedir. Diğer taraftan kesit algoritmalarının da k' 'yi etkilediği anlaşılmıştır. k değerleri, çizgisel kaynak görüntülerinin havada planar olarak (saçılım etkisi taşımayan) ve içi su dolu fantomda tomografik olarak elde edilmesiyle araştırılmıştır (Jaszczak *et al*,1984). Planar ve tomografik görüntülerden elde edilen dağılım fonksiyonları k' 'nin farklı değerleri için karşılaştırılmış ve sonuçta 0,5 değerinin optimum olduğuna karar verilmiştir. Monte Carlo çalışmalarından bulunan değer ise 0,57'dir. Bir başka tomografik çalışmada (Lu,1996) k değeri, minimum 0,4601 ve maksimum 0,7738 bulunmuş ve ortalama değer olan 0,61 olarak tespit edilmiştir. Bu değerler planar görüntülemeye çok tomografik çalışmalar için anlamlıdır. Bu tez çalışmasında k' 'nin üç farklı değeri ile değerlendirme yapılmıştır. Bu değerler; 0,36, 0,50 ve 0,61 dir.

Yukarıda açıklanan teorik sınırlamalara karşın bu yöntemle görsel değerlendirmelere dayanan sonuçlar oldukça iyidir. Bunun nedeni, ikinci penceredeki saçılım yanıt fonksiyonunun fotopike göre uzun kuyrukları olması, çıkarma sonucu ortaya çıkan negatif değerlerin MTF'e birden büyük katkılar vermesi ve sonuçta kontrastın artmasıdır.

2.8.1.2 Üçlü pencere yöntemi

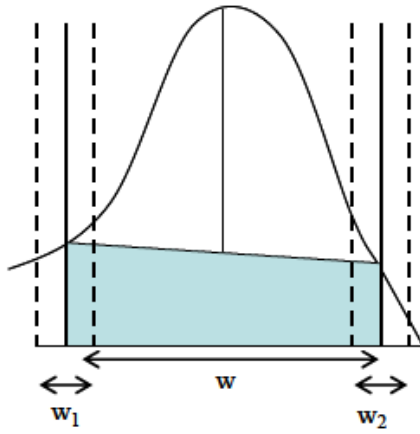
Bu yöntemde fotopikteki pencerenin (w) her iki kenarına çok dar (2keV) iki pencere (w_1, w_2) açılır ve görüntüler aynı anda bu üç pencereden toplanır. Saçılan foton sayısı ise aşağıdaki ifadeden bulunur.

$$S(i) = \{I_{2DE}(i) / w_1 + I_{2YE}(i) / w_2\} w/2 \quad (2.24)$$

Burada $I_{2DE}(i)$ ve $I_{2YE}(i)$ düşük ve yüksek enerji kısmında dar pencereler ile alınan görüntüleri, w , w_1 ve w_2 ise fotopik ve dar pencere genişliklerini vermektedir. Daha sonra düzeltme işlemi fotopikte elde edilen görüntüden yukarıdaki ifadenin çıkarılması ile gerçekleştirilir.

$$P(i) = I_F(i) - S(i) \quad (2.25)$$

Şekil 2.20'de görüldüğü gibi fotopike giren saçılan foton katkısı bir yamuk şeklinde kabul edilmiş olup, spektrumda sadece iki noktanın interpolasyonu ile bulunabilir (Ichihara *et al*, 1993).



Şekil 2.20 Üçlü pencere yönteminde kullanılan pencereler.

Yaklaşımın doğru olabilmesi için bu alanla gerçek Compton spektrumunun aynı olması gerekir. Diğer taraftan, iki dar pencerenin pozisyonu ve bu dar pencerelerdeki piksel sayımlarının çok düşük olması sonuçların doğruluğunu etkileyen diğer parametrelerdir. Küçük pencerede alınan görüntülere gürültüyü azaltıcı filtre işlemlerinin uygulanması gerekebilir. Ancak çift pencere yöntemindeki saçılan ışınların uzaysal dağılımlarının Compton ve Fotopik pencerelerinde aynı olmaması sorunu, bu yöntemde pencerenin çok dar olması nedeniyle daha azdır.

2.8.2 Uzaysal ortamda analiz yöntemleri

2.8.2.1 Axelsson LSF yöntemi

Çizgisel dağılım fonksiyonunu temel alan bu yöntemde, ölçülen projeksiyonların, birincil foton ve saçılan fotonların toplamını içerdiği kabul edilmektedir.

$$I(x) = P(x) + S(x) \quad (2.26)$$

Burada $I(x)$ ile gösterilen ölçülen fotopik projeksiyonları yukarıdaki bağıntıda gösterildiği gibi saçılan $S(x)$ ve birincil $P(x)$ fotonların toplamından oluşmaktadır.

Saçıcı ortam ile ölçülen çizgisel dağılım fonksiyonundan elde edilen saçılım dağılım fonksiyonunun, ölçülen projeksiyon bilgileri ile konvolüsyonu saçılan kısmı verdiği kabul edilir(Axelsson *et al* 1984).

$$S(x) = I(x) * F(x) \quad (2.27)$$

Saçılım dağılım fonksiyonu $F(x) = A \exp(-Bx)$ şeklinde üstel bir ifade ile verilir. Yukarıdaki üstel ifadede A ve B değerleri saçıcı bir ortamda çizgisel kaynakla yapılan ölçümlerle deneysel olarak bulunur.

Son olarak elde edilen saçılım kısmının, projeksiyon bilgilerinden çıkarılması ile saçıcı etkisinin kaldırıldığı görüntü elde edilir.

$$P_c = I(x) - S(x) \quad (2.28)$$

Saçılım dağılım fonksiyonu artan saçıcı ortam kalınlığı ile değişir. Bu değişiklik daha çok fonksiyonun kuyruk kısmının genişlemesi olarak ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle her saçıcı ortama uygun dağılım fonksiyonlarının bulunması gereklidir.

Bu teknik her ne kadar gürültüyü bir miktar arttırsa da, kontrast ve ayırma gücünü iyileştirmektedir(Axelsson, 1987). Ayrıca pencere çıkarma tekniklerine göre daha doğru

sonuç verir. Bunun bir nedeni, saçılım dağılım fonksiyonunun elde edilmesi için saçıcı ortamda alınan kaynak görüntülerinin fotopik penceresi ile elde edilmesi dolayısıyla çıkarma işleminde aynı frekanstaki bilgilerin çıkarılmasıdır. Ayrıca saçılım dağılım fonksiyon kolimatörün bulanıklık etkisini de içerdiğinden bu etki de kısmen dengelenmektedir.

2.8.2.2 Floyd LSF yöntemi

Axelsson LSF yöntemine benzer olarak, çizgisel dağılım fonksiyonunu temel alan bu yöntemde, ölçülen projeksiyonların, birincil foton ve saçılan fotonların toplamını içerdiği kabul edilmektedir.

$$I(x) = P(x) + S(x) \quad (2.29)$$

Burada $I(x)$ ile gösterilen ölçülen fotopik projeksiyonları yukarıdaki bağıntıda gösterildiği gibi saçılan $S(x)$ ve birincil $P(x)$ fotonların toplamından oluşmaktadır. Saçılım etkisi ise birincil fotonların $P(x)$ saçılım dağılım fonksiyonu olan $F(x)$ ile konvolüsyonu olduğu kabul edilmektedir (Floyd *et al*, 1985).

$$S(x) = P(x) * F(x) \quad (2.30)$$

Saçılım ifadesi (2.29) toplam ifadesinde yerine yazılırsa;

$$I(x) = P(x) + P(x) * F(x) \quad (2.31)$$

$$I(x) = P(x) * (\delta(x) + F(x)) \quad (2.32)$$

Burada δ Dirac delta fonksiyonudur. Her iki tarafın Fourier transformu alınırsa;

$$FT [I(x)] = FT [P(x)] \times FT [\delta(x) + F(x)] \quad (2.33)$$

Burada FT Fourier transform operatörüdür

$$P(x) = FT^{-1} \{FT [I(x)] / FT [\delta(x) + F(x)]\} \quad (2.34)$$

Saçılım dağılım fonksiyonu $F(x) = A \exp(-Bx)$ şeklinde üstel bir ifade ile verilir. Yukarıdaki üstel ifadede A ve B değerleri saçıcı bir ortamda çizgisel kaynakla yapılan ölçümlerle deneysel olarak bulunur.

Dekonvolüsyon işlemindeki bir diğer uygulama $F(x)$ fonksiyonunun restorasyon filtresi (Wiener ya da Metz gibi) olarak alınmasıdır. Bu filtrelerin geçirgenliği düşük-orta frekanslarda MTF değerinin tersi ile artmaktadır, bu frekanslar ise saçılım etkisinin olduğu frekanslara karşı geldiğinden görüntü kontrastlarında artış görülür (Bor, 2009).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1 Araştırmada Kullanılan Görüntüleme Sistemleri

1. Cihazın adı: MEDISO TH-33 Gama Kamera
TIROID DIJITAL GAMA KAMERA
Detektör boyutları: 230x215 mm
2. Cihazın adı: 16K channels ADC/MCA analyzer (Canberra Multiport II)
3. Cihazın adı: Ortec 672 Spectroscopy Amplifier

3.2 Deneylerde Kullanılan Test Cihazları, Donanım ve Bilgisayar Programları

1. Çizgisel kaynak tüpü: 1mm çapında, 36 cm uzunluğunda cam
2. CAPINTEC CRC- 15R Doz Kalibratörü:
İyon odası: İnce duvarlı, derin kuyu tipi iyon odası
(26 cm derinlik x 6,4 cm çaplı)
3. Saçıcı ortam : 25,5x25,5x2,5 boyutlarında akrilik maddesinden yapılmış saçıcı
4. Karaciğer fantomu: 30x28x8,9 cm boyutlarında, 1700ml hacminde
5. Interview XP Clinical Processing System v1.4.36.53
6. Image J 1.37v
7. MATLAB 7.0
8. Curve Expert 1.37 Fitting Programm
9. Canberra Genie 2000 Spectroscopy Software

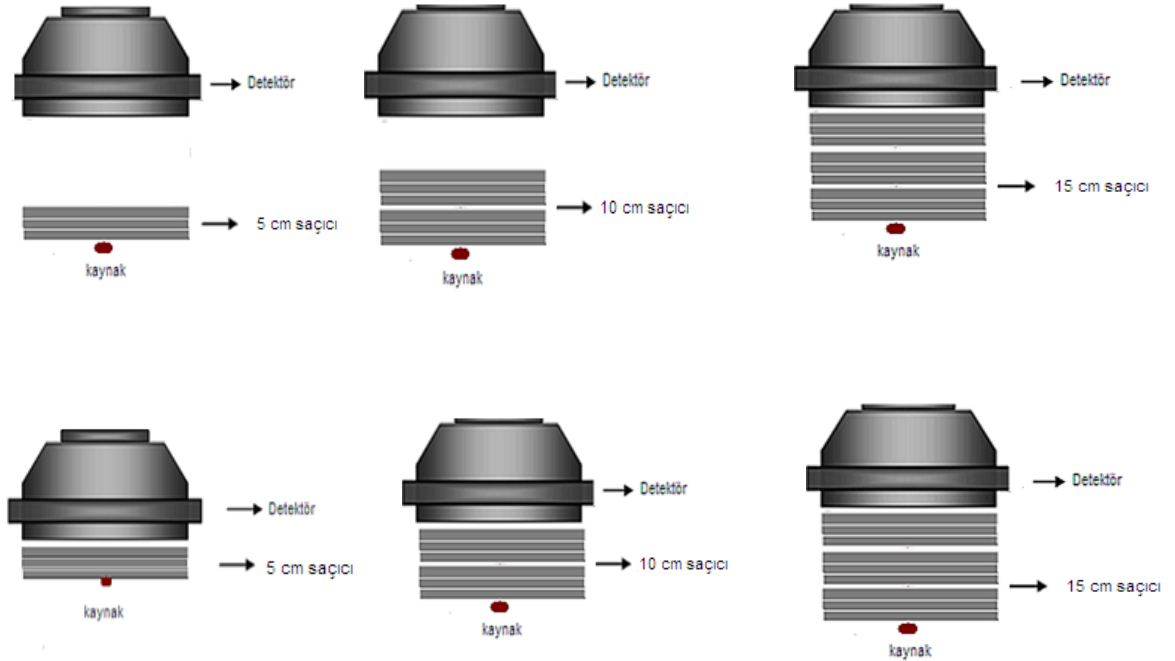
3.3 Çalışmalarda Gerçekleştirilen Testler

3.3.1 Modülasyon transfer fonksiyonunun elde edilmesi

Modülasyon transfer fonksiyonu elde edilmesi için Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan MEDISO TH-33 Gama Kamera kullanılmıştır. Doz kalibratöründe ölçülerek hazırlanan 2-3 mCi aktiviteli Tc-99m kaynağı çizgisel kaynak

tüpüne şırınga ile doldurulmuştur. Kaynak kameranın tam ortasına açıldırılmadan yerleştirilmiştir. Görüntü; sistemde kolimatör takılıyken, enerji değeri 140 keV, pencere genişliği %20 ve büyütme faktörü 1 iken 3'er milyon sayım ile alınmıştır.

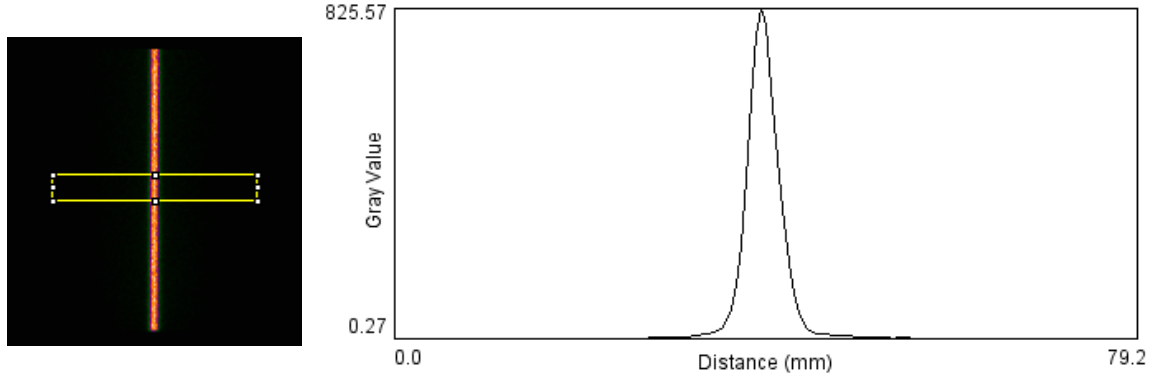
Çalışmalar 64x64, 128x128, 256x256, 512x512, 1024x1024 matrislerde 0cm ve 10cm mesafelerde, farklı kaynak detektör mesafelerinde (0cm, 5cm, 10cm, 15cm, 20cm) ve kaynak detektör arasına konulan farklı kalınlıklardaki saçıcılarla (5cm, 10cm, 15cm) mesafe 15 cm' de sabitlenmişken ve mesafe yokken sadece saçıcı kalınlığı değişiyorken yapılmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Farklı saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası mesafe 15 cm iken ve kaynak detektör arası mesafe yokken deney düzeneği.

Şekil 3.1' de görüldüğü gibi, örneğin 15 cm saçıcı kalınlığı kullanıldığında her iki düzenekte alınan görüntüler aynı parametreleri içerecektir.

DICOM formatındaki bu görüntüler Image J 1.37v programına aktarılmıştır. Çizgisel kaynağın görüntüsü üzerinden Şekil 3.2' de görüldüğü gibi ilgili alan (ROI) çizilmiş ve bu ilgili alanların profili çizdirilmiştir.



Şekil 3.2 Çizgisel kaynağa çizilen ilgi alanı ve profili.

Profil çizgisel dağılım fonksiyonunu (LSF) verir. Profilin nümerik değerleri kaydedilmiştir. Daha sonra bu değerler MATLAB 7.0 programına aktarılmış ve denklem 2.14' de yerine konularak MTF değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen modülasyon transfer fonksiyonu grafiklerinden MTF' in 0,5' e ve 0,2' ye düştüğü frekans değerleri ve belirli frekanslarda %MTF değerleri belirlenmiştir.

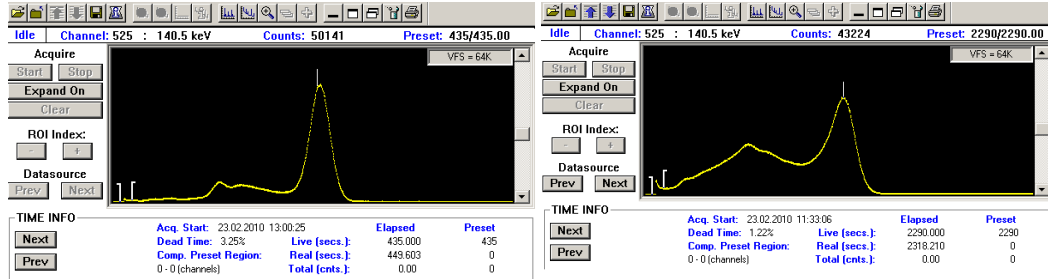
3.3.2 Uzaysal ortamda ayırma gücü ölçümleri

NEMA'nın önerileri doğrultusunda Bölüm 3.3.1' de verilen parametrelerde alınan görüntüler ile şekil 3.2' de gösterilen ilgili alan çizilmiş ve bu ilgili alanları profilleri çizdirilmiştir. Profillerin nümerik değerleri kaydedilmiş ve bu değerlerden yarı yükseklikteki tam genişlik (YYTG) ve onuncu yükseklikteki tam genişlik (OYTG) değerleri hesaplanmıştır.

3.3.3 Enerji ayırma gücü ölçümleri

Bir diğer değerlendirme de bölüm 3.3.1'de verilen parametrelerde çizgisel kaynakların görüntüleri alınırken detektörün enerji sinyali (z sinyali) çıkışına bağlanan puls yükseklik analizörüyle enerji spektrumu incelenmiş bölüm 3.3.2' de belirtilen parametrelerde 2.20 bağıntısı kullanılarak $(YYTG)_E$, $(OYTG)_E$ değerleri hesaplanmış, % enerji ayırma gücü değerleri birimsiz olarak elde edilmiştir.

Bu ölçüm için öncelikle Canberra Genie 2000 Spectroscopy Software programıyla farklı kaynaklarda enerji kalibrasyonu yapılmış ölçümler görsel ve nümerik olarak değerlendirilmiştir.

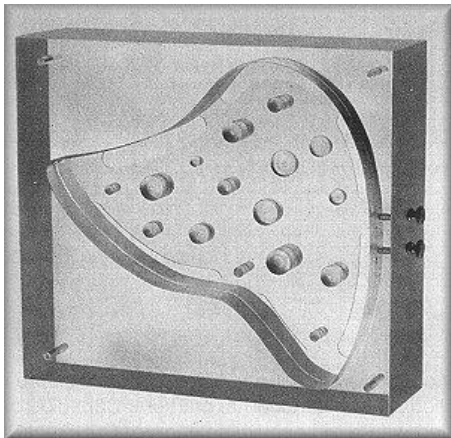


Şekil 3.3 a. Saçıcı ortam yokken enerji spektrumu, b.15 cm saçıcı ortam ile enerji spektrumu.

Şekil 3.3' de Genie 2000 programından elde edilen saçıcı yokken ve 15 cm saçıcı ile elde edilen enerji spektrumları verilmektedir. Spektrumda, saçıcı ortam varlığında Compton etkileşmesi sonucu Compton kenarına kadar uzanan platonun olduğu görülmektedir.

3.3.4 Karaciğer fantomuyla %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

%Kontrast ve %rms değerlendirmesi Yüksek Kontrast Ayırma Gücü Fantomu olan Karaciğer Fantomu ile yapılmıştır. Fantom üzerinde 16 adet; 8, 14, 20, 26 mm uzunluğunda ve 8, 12, 16 ve 20 mm çapında farklı kombinasyonlarda lezyonlar bulunmaktadır.

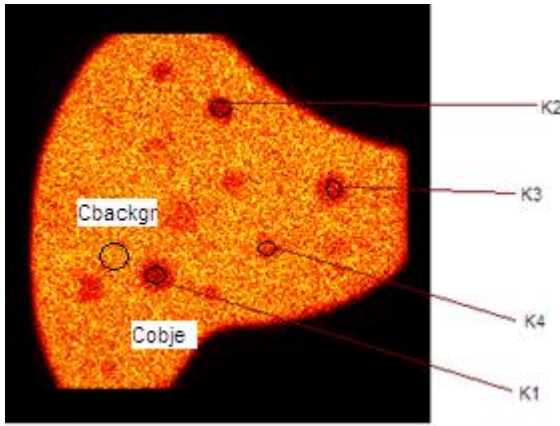


Şekil 3.4 Karaciğer Fantomu.

Doz kalibratöründe ölçülerek hazırlanan 8-10 mCi aktiviteli Tc-99m kaynağı karaciğer fantomuna şırınga ile doldurulmuştur. Fantom kameranın tam ortasına yerleştirilmiştir. Görüntü; sistemde kolimatör takılıyken, enerji değeri 140 keV, pencere genişliği %20 ve büyütme faktörü 1 iken 750k sayım ile alınmıştır.

Çalışmalar 64x64, 128x128, 256x256, 512x512, 1024x1024 matrislerde 0cm mesafede ve kaynak detektör arasına konulan farklı kalınlıklardaki saçıcılarla (5cm, 10cm, 15cm) şekil 3.1' de verilen deney düzeneklerinde yapılmıştır (Şekil 3.1'deki 15 cm' e sabitlenmiş mesafe burada 15,5 cm' e sabitlenmiştir.).

DICOM formatındaki bu görüntüler Image J 1.37v programına aktarılmıştır. Değerlendirme kısmında farklı çapta 4 lezyon (şekil 3.5) kullanılmış, her parametrede % Kontrast ve %rms değerlendirilmesi yapılmıştır.



Şekil 3.5 Karaciğer fantomunda belirlenen farklı çapta 4 lezyon ve lezyon kontrastı için belirlenen ilgi alanları

%Kontrast;

$$\% Kontrast = \frac{|C_{\text{çevre}} - C_{\text{obje}}|}{|C_{\text{çevre}}|} \times 100 \quad (3.1)$$

Denklemleri ile verilir.

Burada C_{obje} obje görüntüsü üzerine çizilen ilgi alanının (ROI-region of interest) ortalama sayımı, $C_{\text{çevre}}$ ise çevre üzerinde çizilen ilgi alanının (ROI-region of interest) ortalama sayımıdır.

% RMS;

$$\%RMS = [(standart\ sapma) / (ortalama\ sayım\ değeri)] \times 100 \quad (3.2)$$

Denklemleri ile verilir.

%RMS değerlendirmesi fantomun lezyon bulundurmeyen homojen bölgesinden yapılır.

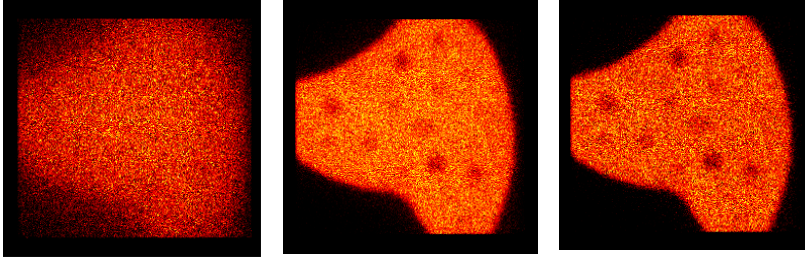
3.3.5 Saçılım düzeltme yöntemleri

3.3.5.1 Çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi

Bu yöntemde, Karaciğer fantomuyla Fotopik ve Compton penceresi olmak üzere iki farklı enerjide eş zamanlı olarak iki görüntü alınmıştır. Görüntüler enstitümüzde bulunan MEDISO TH-33 dijital kamera ile toplanmıştır. Bilgi toplama parametreleri, 256x256 matris boyutunda Fotopik penceresi için ayarlanan enerji değeri 140 KeV, enerji penceresi %20, Compton penceresi için ise 110 KeV, enerji penceresi %20, büyütme faktörü 1 iken toplamda 750k sayım olacak şekilde ayarlanmıştır. Bu işlem farklı saçıcı kalınlıklarında (5cm, 10cm, 15cm) şekil 3.1' te verilen deney düzeneklerinde olduğu gibi tekrarlanmıştır.

Daha sonra çizgisel kaynakla 512x512 matris boyutunda aynı koşullarda ve şekil 3.1' de verilen deney düzeneklerinde olduğu gibi, toplamda 3' er milyon sayım ile görüntüler toplanmıştır.

Değerlendirmeler, denklem 2.23'de verildiği gibi Compton penceresinde alınan görüntünün belirli bir k kesri Fotopik görüntüsünden çıkarılarak % Kontrast, %rms ve YYTG, OYTG ve MTF değerleri hesaplanarak yapılmıştır.



Şekil 3.6 Compton ve Fotopik bölgesinde alınan görüntüler (solda), $k=0,50$ kesri ile düzeltilmiş görüntü (sağda).

k değeri için, 0.36, 0.50, 0.61 değerleri kullanılmıştır. Bu değerler, literatürde bulunan bir çalışmada, çizgisel kaynak görüntülerinin havada planar olarak (saçılım etkisi taşımayan) ve içi su dolu fantomda tomografik olarak elde edilmesiyle araştırılmıştır (Lu,1996). Planar ve tomografik görüntülerden elde edilen dağılım fonksiyonları k ' nın farklı değerleri için karşılaştırılmış ve sonuçta 0,50 değerinin optimum olduğuna karar verilmiştir.

3.3.5.2 Üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi

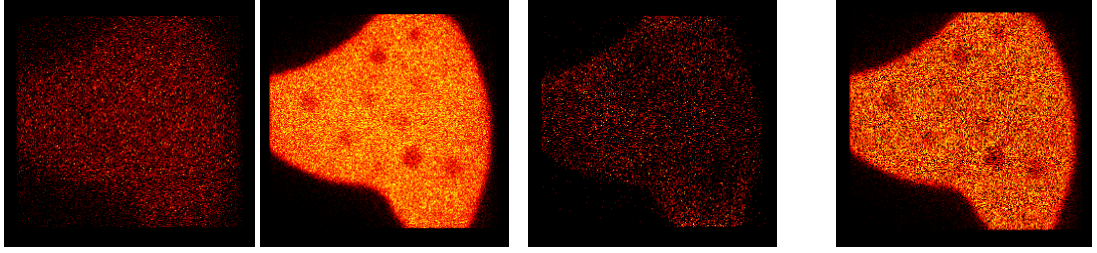
Bu yöntemde, bölüm 2.8.1.2' de anlatıldığı gibi Karaciğer fantomuyla Fotopikteki pencerenin (w) her iki kenarına çok dar (2 KeV) iki pencere (w_1, w_2) açılmış ve görüntüler aynı anda bu üç pencereden toplanmıştır.

Görüntüler, 256x256 matris boyutunda, Fotopik penceresi için ayarlanan enerji değeri 140 KeV, enerji penceresi %20, iki kenar pencere enerji değeri için ise 126 KeV, 154 KeV, enerji pencereleri ise %2, büyütme faktörü 1 iken toplamda 750k sayım olacak şekilde toplanmıştır.

Bu işlem farklı saçıcı kalınlıklarında (5cm, 10cm, 15cm) şekil 3.1' te verilen deney düzeneklerinde olduğu gibi tekrarlanmıştır.

Daha sonra görüntüler çizgisel kaynakla 512x512 matris boyutunda aynı koşullarda ve şekil 3.1' de verilen deney düzeneğinde olduğu gibi toplamda 3' er milyon sayım olacak şekilde toplanmıştır.

Değerlendirmeler, denklem 2.24' de verildiği gibi düşük ve yüksek enerji kısmında dar pencereler ile alınan görüntüler kullanılarak saçılım kesri bulunmuş ve bulunan bu saçılım etkisi Fotopik görüntüsünden çıkarılarak yapılmıştır.



Şekil 3.7 Düşük enerji, Fotopik ve yüksek enerji bölgelerinde alınan görüntüler, düzeltilmiş fark görüntüsü.

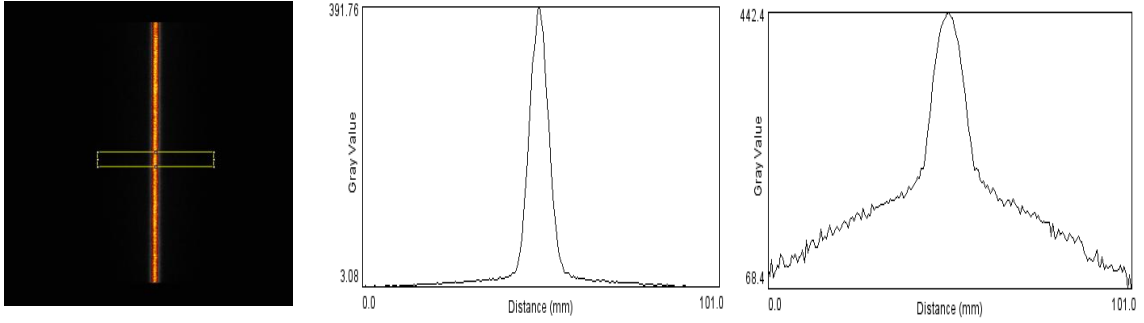
3.3.5.3 Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi

Bu yöntem bölüm 2.8.2.1' de anlatıldığı gibi çizgisel dağılım fonksiyonunu temel alır. Denklem 2.27' de verildiği gibi Fotopik içerisindeki saçılım miktarı $S(x)$, ölçülen Fotopik projeksiyonları $I(x)$ ile saçılım dağılım fonksiyonu $F(x)$ ' in konvolüsyonu olarak ifade edilir.

Saçılım dağılım fonksiyonu, üstel bir ifade ile verilir.

$$F(x) = A \exp(-Bx) \quad (3.3)$$

Bu fonksiyonun A ve B değerleri saçıcı bir ortamda çizgisel kaynakla yapılan ölçümlerle deneysel olarak bulunur.



Şekil 3.8 Çizgisel kaynağa çizilen ilgi alanı, LSF profil görüntüsü (lineer) ve yarı logaritmik LSF profil görüntüsü

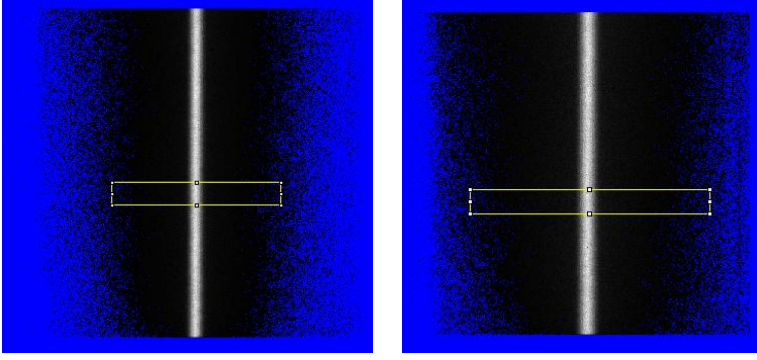
LSF değerlendirmesi, çizgisel kaynağın projeksiyon görüntüsünün merkezinden çizilen bir profil ile yapılmaktadır. Çizdirilen LSF profili Şekil 3.8’de gösterildiği gibi hem lineer hem de yarı logaritmik profiller olarak çizdirilir. Yarı logaritmik profile görüldüğü gibi, uç kısımda keskin bir eğim ve grafiğin etek kısmında uç kısmına nazaran daha yumuşak bir eğim vardır. Burada x merkezden uzaklığı (piksel ya da mm cinsinden) tanımlar, A sabiti, çizgisel dağılım fonksiyonu ölçülürken yarı logaritmik grafikte tanımlanan iki eğimin kesişim noktalarındaki piksel başına düşen sayımın (doğrusal fit formülüyle hesaplanmıştır) LSF’ teki toplam sayıya oranıdır. B sabiti ise, etek kısmının kenar eğimi olarak tanımlanır.

Saçılım dağılımını veren bu eksponansiyel ifade denklem 2.27’ de verildiği gibi görüntü ile konvolve edilmiştir. Son olarak denklem 2.28 kullanılarak saçılım etkisi azaltılmaya çalışılmıştır.

Karaciğer fantomuna uygulanacak saçılım dağılım fonksiyonu için görüntüler, 256x256 matris boyutunda, Fotopik penceresinde çizgisel kaynakla, farklı saçıcı kalınlıklarında (5 cm, 10 cm, 15 cm) şekil 3.1’ de verilen deney düzeneklerinde olduğu gibi alınmıştır. Karaciğer fantomuyla aynı enerji değeri ve aynı pencere genişliğinde, büyütme faktörü 1 iken 750k sayım toplanacak şekilde görüntüler alınmıştır. Bu işlem farklı saçıcı kalınlıklarında (5cm, 10cm, 15cm) şekil 3.1’ de verilen deney düzeneklerinde olduğu gibi tekrarlanmıştır.

Daha sonra çizgisel kaynakla 512x512 matris boyutunda aynı koşullarda ve şekil 3.1’ de verilen deney düzeneklerinde olduğu gibi toplamda 3’ er milyon sayım ile görüntüler toplanmıştır.

Değerlendirmeler yapılırken öncelikle saçılım dağılım fonksiyonunun belirlenmesi için, görüntüler üzerinde her saçıcı kalınlığı için farklı ilgi alanları kullanılarak profiller çizdirilmiştir. Şekil 3.9’ da görüldüğü gibi 10 cm saçıcı için çizdirilen ilgi alanı, 5 cm saçıcı için çizdirilenden daha fazla piksel içermektedir.



Şekil 3.9 Saçılım dağılım fonksiyonları için çizilen ilgi alanları 5 cm saçıcı (solda), 10 cm saçıcı (sağda).

Elde edilen saçılım dağılım fonksiyonu ile fotopik görüntüsünün konvolüsyonu saçılım miktarını vermektedir. Bu değer Matlab 7.0 programında hesaplanarak, son aşama olarak fotopik görüntüsünden çıkarılıp %Kontrast ve %rms, YYTG, OYTG değerleri hesaplanmış ve MTF grafikleri çizdirilmiştir.

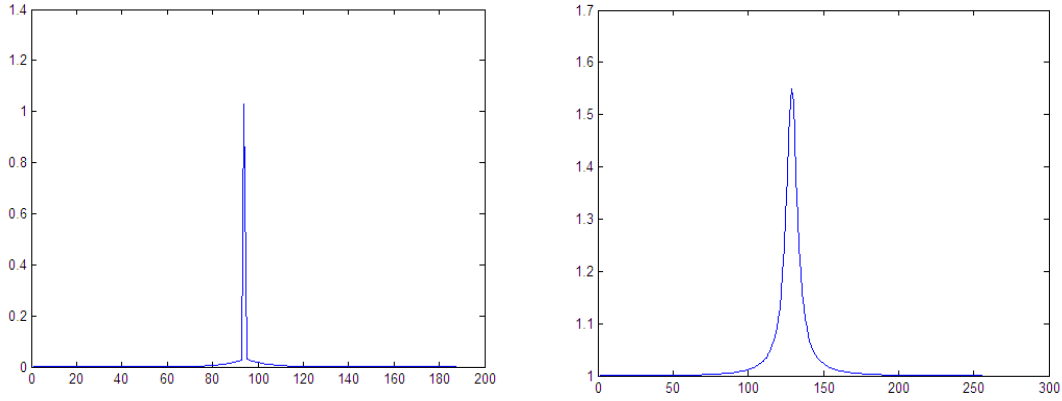
3.3.5.4 Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi

Bu yöntem Axelsson yöntemi gibi çizgisel dağılım fonksiyonunu temel alır. Denklem 2.29’ de verildiği gibi ölçülen projeksiyonların, birincil foton ve saçılan fotonların toplamını içerdiği kabul edilmektedir. Saçılım etkisi ise birincil fotonların $P(x)$ saçılım dağılım fonksiyonu olan $F(x)$ ile konvolüsyonudur.

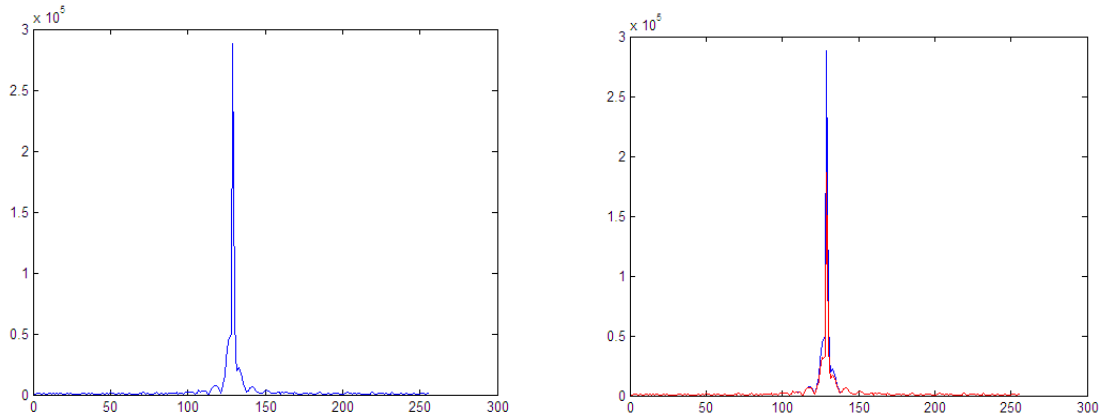
Saçılım dağılım fonksiyonunun $F(x) = A \exp(-Bx)$ şeklinde üstel bir ifade ile verildiği

daha önce belirtilmişti. Aynı şekilde saçılım dağılım fonksiyonu analizi ve görüntü toplama parametreleri bölüm 3.3.5.3’te gösterilmiştir.

Değerlendirmeler yine Matlab 7.0 programında fotopik görüntülerinin ve saçılım dağılım fonksiyonlarının Fourier dönüşümü 2.34 bağıntısında yerlerine konularak saçılım etkisi azaltılan yani birincil fotonlardan oluşan görüntüler elde edilmiş, %Kontrast ve %rms, YYTG, OYTG değerleri hesaplanmış ve MTF grafikleri çizdirilmiştir.



Şekil 3.10 Saçılım dağılım fonksiyonu (solda) ve bunun fourier dönüşümü genlik bilgisi(sağda).



Şekil 3.11 Karaciğer fantomu fourier dönüşümü genlik bilgisi (solda) ve bunun 2.34 bağıntısındaki oran ile karşılaştırılması (sağda).

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Bu çalışmada saçıcı ortamın etkisi ve düzeltme yöntemlerinin etkinliği hem uzaysal ve enerji ayırma güçlerinin hem de görüntü kontrastı ve gürültü parametrelerinin ölçülmesi ile araştırılmıştır.

Uzaysal ayırma güçleri çizgisel kaynak görüntülerindeki YYTG ve OYTG değerlerinin ölçülmesine dayanmaktadır. Diğer taraftan ölçüm sonuçları frekans uzayında da değerlendirilmiş ve bu bağlamda MTF'ler ölçülmüştür. Uzaysal ayırma gücü ölçümlerine ilave olarak enerji ayırma güçleri, bu defa enerji sinyalinin çok kanallı analizörde toplanmasıyla yeni YYTG ve OYTG değerlerinin enerji skalasında ölçümleri ile gerçekleştirilmiştir.

Çizgisel kaynak ölçümlerine ilave olarak karaciğer fantomunda elde edilen görüntülerde kontrast ve gürültü parametreleri hesaplanmıştır. Tüm ölçümlerde saçıcı ortam etkisi, farklı saçıcı kalınlıklarının kaynak-detektör arasına konulmasıyla oluşturulmuştur. Ancak tüm bu sonuçlara, artan saçıcı ortam kalınlığına ilave olarak başka parametreler de etki etmektedir. Örneğin farklı matris boyutlarında, farklı kaynak-detektör mesafelerinde etkilerinin ayrı ayrı incelenmesi gerekmektedir. Bu bağlamda başlangıçta bazı ölçümler yapılarak her parametrenin sonuçlara etkisi incelenmiştir.

4.1 Ayırma Gücünün Nümerik Değerlendirilmesi

Ayırma gücünün nümerik değerlendirmesi için yapılan çalışmalar;

4.1.1 Uzaysal ve frekans ortamında ayırma gücü ölçümleri

4.1.1.1 Farklı matris boyutlarında kolimatör yüzeyinde ve 10 cm mesafede ayırma gücü ölçümü

4.1.1.2 Farklı kaynak-detektör mesafelerinde ayırma gücü ölçümü

4.1.1.3 Farklı saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası mesafe 15 cm'de sabitlenmişken ayırma gücü ölçümü

4.1.1.4 Farklı saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası mesafe yokken ayırma gücü ölçümü

4.1.2 Enerji ayırma gücü ölçümleri (YYTG-OYTG)

4.1.2.1 Farklı matris boyutlarında kolimatör yüzeyinde ve 10 cm mesafede enerji ayırma gücü ölçümü

4.1.2.2 Farklı kaynak- detektör mesafelerinde enerji ayırma gücü ölçümü

4.1.2.3 Farklı saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası mesafe 15 cm'de sabitlenmişken enerji ayırma gücü ölçümü

4.1.2.4 Farklı saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası mesafe yokken enerji ayırma gücü ölçümü

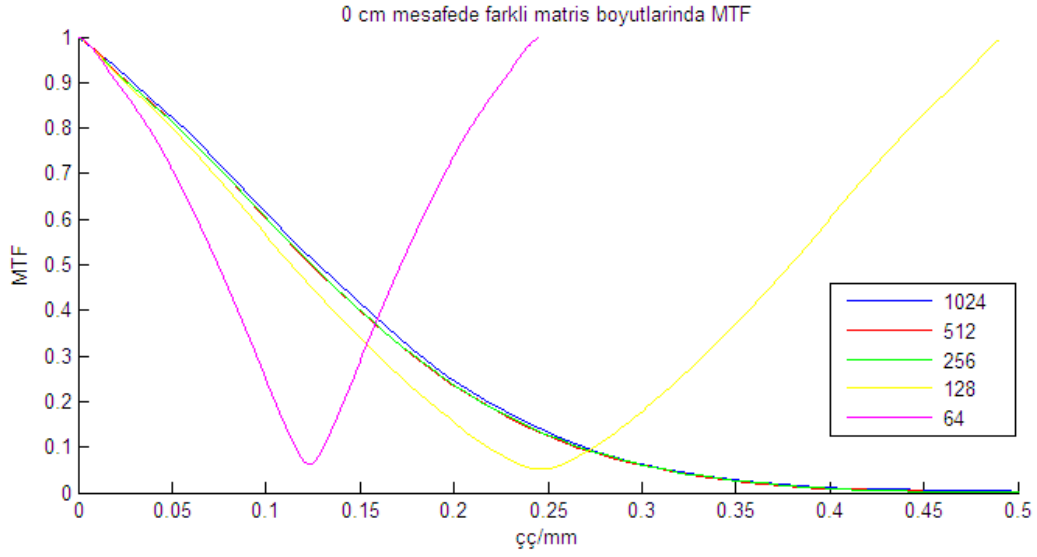
4.1.1 Uzaysal ortamda ve frekans ortamında ayırma gücü ölçümleri

Çalışmanın bu bölümünde sistemin uzaysal ayırma gücü sayısal olarak değerlendirilmiş ve saçıcı ortamın etkisiyle, mesafeyle ve farklı matris boyutlarında ayırma gücü değerlerinin nasıl değiştiği incelenmiştir. Uzaysal ortamda YYTG, OYTG ve frekans uzayında MTF değerleri farklı parametreler için hesaplanmıştır.

4.1.1.1 Farklı matris boyutlarında kolimatör yüzeyinde ve 10 cm mesafede ayırma gücü ölçümü

Çizelge 4.1 Kullanılan matris boyutları, piksel değerleri ve nyquist frekans değerleri

Matris boyutu	Piksel boyutu(mm)	Nyquist frekansı
64	4,06	0,123
128	2,03	0,246
256	1,015	0,493
512	0,507	0,986
1024	0,254	1,971



Şekil 4.1 Kolimatör yüzeyinde farklı matris boyutlarında MTF grafiği

Çizelge 4.2 Kolimatör yüzeyinde farklı matris boyutlarında MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye düştüğü frekanslar

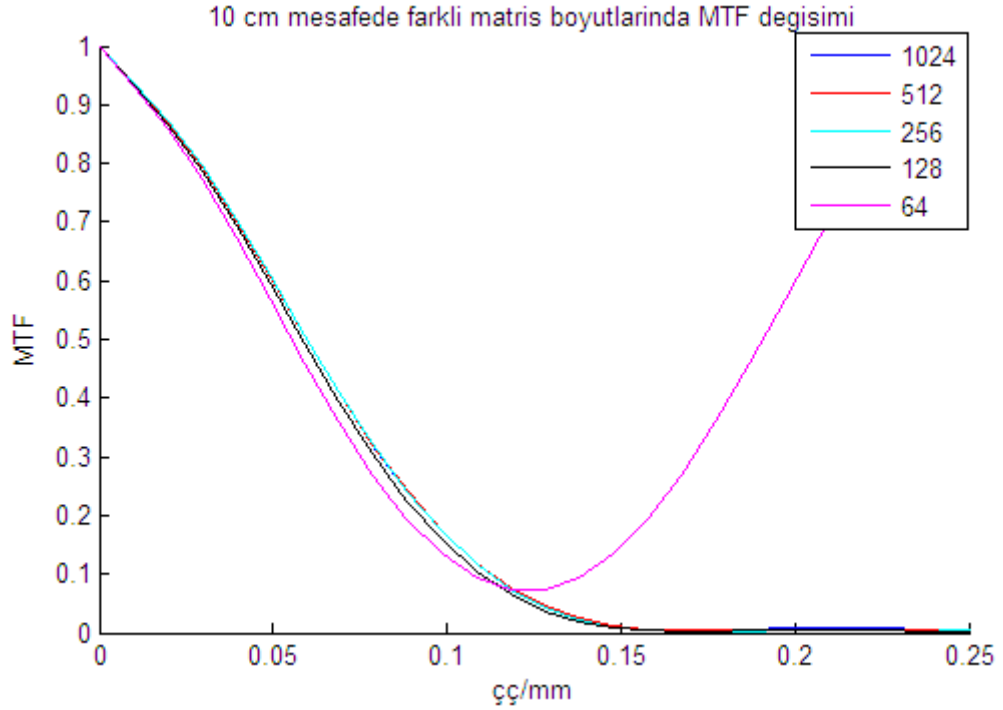
Matris boyutu	MTF'in 0,5'e düştüğü frekans	MTF'in 0,2'ye düştüğü frekans
64x64	0,073	0,105
128x128	0,113	0,185
256x256	0,123	0,212
512x512	0,118	0,207
1024x1024	0,118	0,216

Çizelge 4.3 Kolimatör yüzeyinde farklı matris boyutlarında belirli frekanslarda %MTF değerleri

Matris boyutu	0,04çç/mm	0,08çç/mm
64x64	%77	%45
128x128	%84	%65
256x256	%85	%69
512x512	%85	%69
1024x1024	%86	%70

Çizelge 4.4 Kolimatör yüzeyinde farklı matris boyutlarında YYTG ve OYTG değerleri

Matris boyutu	YYTG(mm)	OYTG(mm)	Kesim frekansı(mm ⁻¹)
64x64	7,679	11,587	0,130
128x128	4,126	7,394	0,242
256x256	3,094	6,300	0,323
512x512	2,891	5,866	0,346
1024x1024	2,860	5,814	0,350



Şekil 4.2 Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutlarında MTF grafiği

Çizelge 4.5 Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutlarında MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye düştüğü frekanslar

Matris boyutu	MTF'in 0,5'e düştüğü frekans	MTF'in 0,2'ye düştüğü frekans
64x64	0,057	0,082
128x128	0,057	0,090
256x256	0,057	0,090
512x512	0,059	0,088
1024x1024	0,059	0,089

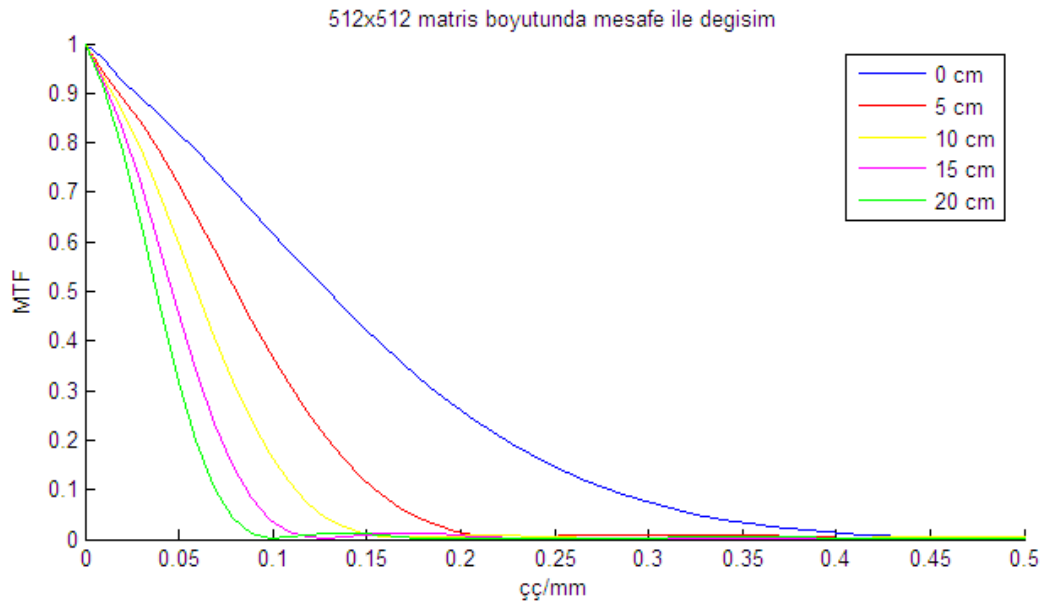
Çizelge 4.6 Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutlarında belirli frekanslarda %MTF değerleri

Matris boyutu	0,04çç/mm	0,08çç/mm
64x64	%64	%22
128x128	%66	%25
256x256	%67	%26
512x512	%69	%29
1024x1024	%69	%30

Çizelge 4.7 Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutlarında YYTG ve OYTG değerleri

Matris boyutu	YYTG(mm)	OYTG(mm)	Kesim frekansı(mm ⁻¹)
64x64	7,681	15,148	0,130
128x128	7,549	13,484	0,132
256x256	7,270	12,915	0,137
512x512	7,037	12,654	0,142
1024x1024	7,234	12,669	0,138

4.1.1.2 512x512 matris boyutunda farklı mesafelerde ayırma gücü ölçümü



Şekil 4.3 512x512 matris boyutunda farklı kaynak detektör mesafelerinde MTF grafiği

Çizelge 4.8 512x512 matris boyutunda farklı mesafelerde MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye düştüğü frekanslar

Mesafe	MTF'in 0,5'e düştüğü frekans	MTF'in 0,2'ye düştüğü frekans
0 cm	0,128	0,226
5 cm	0,078	0,128
10 cm	0,059	0,088
15 cm	0,049	0,069
20 cm	0,039	0,059

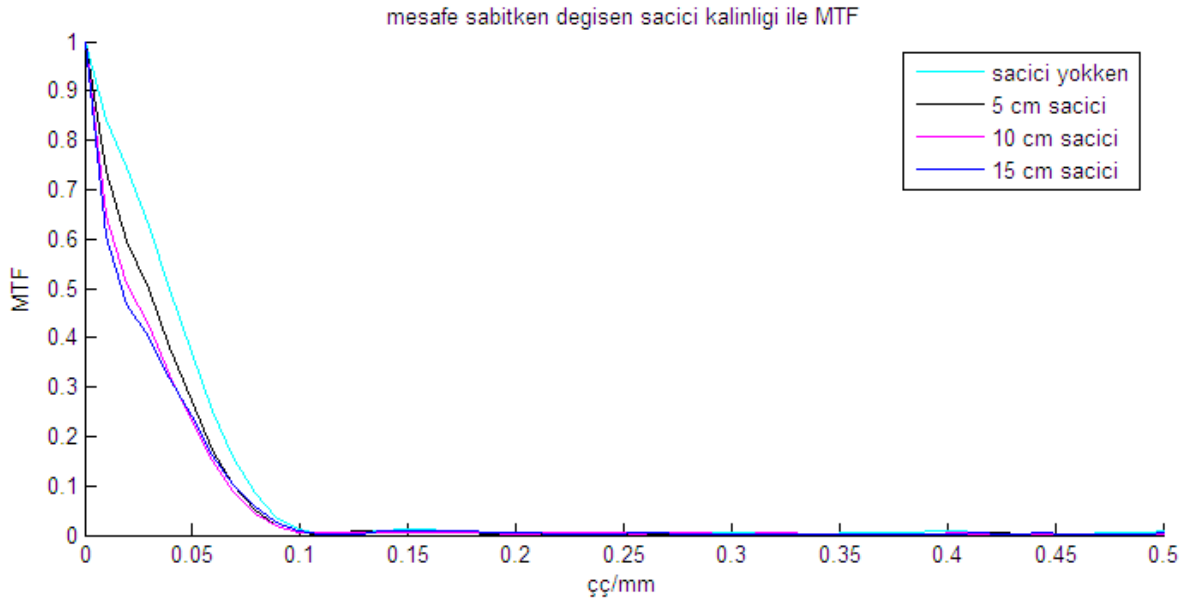
Çizelge 4.9 512x512 matris boyutunda farklı mesafelerde belirli frekanslarda %MTF değerleri

Mesafe	0,04çç/mm	0,08çç/mm
0 cm	%85	%70
5 cm	%78	%51
10 cm	%70	%32
15 cm	%60	%15
20 cm	%48	%4

Çizelge 4.10 512x512 matris boyutunda farklı mesafelerde YYTG ve OYTG değerleri

Mesafe	YYTG(mm)	OYTG(mm)	Kesim frekansı(mm ⁻¹)
0 cm	2,891	5,866	0,350
5 cm	5,182	9,324	0,193
10 cm	7,037	12,654	0,142
15 cm	9,322	16,297	0,107
20 cm	11,303	19,873	0,088

4.1.1.3 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe 15 cm'de sabitlenmişken farklı sacıci kalınlıklarında ayırma gücü ölçümü



Şekil 4.4 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe 15 cm'de sabitlenmişken farklı sacıci kalınlıklarında MTF grafiği

Çizelge 4.11 512x512 matris boyutunda kaynak detektör arası mesafe 15 cm’de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında MTF’in 0,5’e ve 0,2’ye düştüğü frekanslar

Saçıcı kalınlığı	MTF’in 0,5’e düştüğü frekans	MTF’in 0,2’e düştüğü frekans
Saçıcı yokken	0,039	0,069
5 cm	0,029	0,059
10 cm	0,019	0,049
15 cm	0,019	0,049

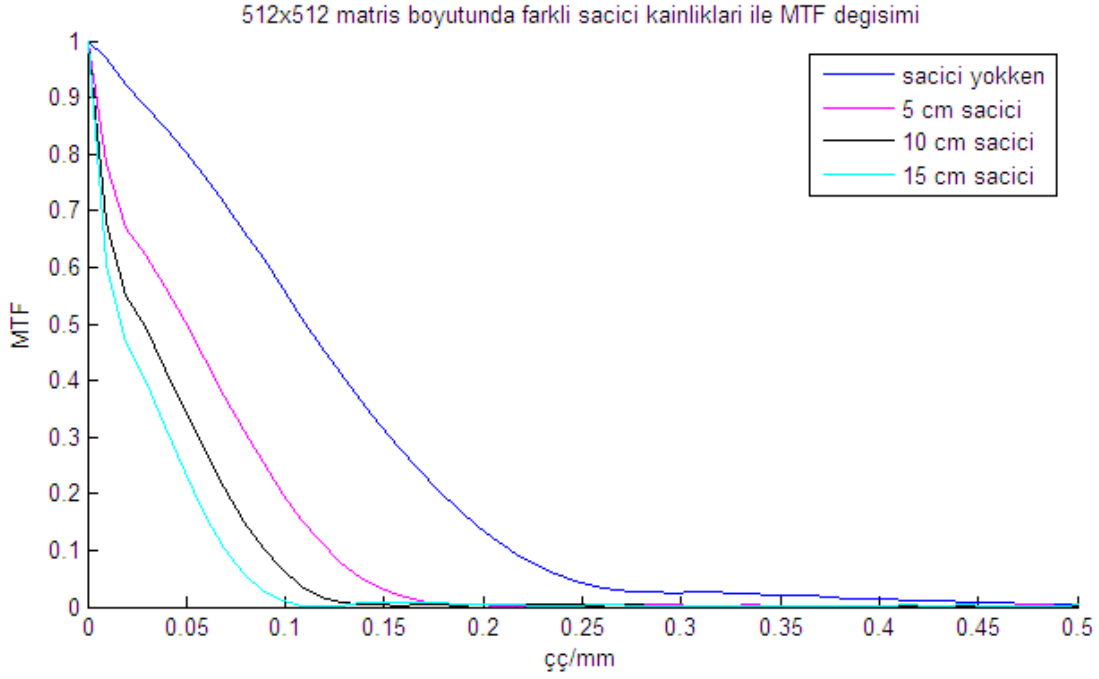
Çizelge 4.12 512x512 matris boyutunda kaynak detektör arası mesafe 15 cm’de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında belirli frekanslarda %MTF değerleri

Saçıcı kalınlığı	0,04 çç/mm	0,08 çç/mm
Saçıcı yokken	%49	%8,3
5 cm	%38	%5,0
10 cm	%32	%4,4
15 cm	%31	%4,2

Çizelge 4.13 512x512 matris boyutunda kaynak detektör arası mesafe 15 cm’de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında YYTG ve OYTG değerleri

Saçıcı kalınlığı	YYTG(mm)	OYTG(mm)	Kesim frekansı(mm ⁻¹)
Saçıcı yokken	10,366	18,286	0,096
5 cm	11,140	20,860	0,090
10 cm	11,233	23,170	0,089
15 cm	12,014	30,278	0,083

4.1.1.4 512x512 matris boyutunda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında ayırma gücü ölçümü



Şekil 4.5 512x512 matris boyutunda kaynak detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında MTF grafiği

Çizelge 4.14 512x512 matris boyutunda mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında MTF'in 0,5'e ve 0,2'ye düştüğü frekanslar

Saçıcı kalınlığı	MTF'in 0,5'e düştüğü frekans	MTF'in 0,2'ye düştüğü frekans
Saçıcı yokken	0,108	0,177
5 cm	0,049	0,098
10 cm	0,029	0,069
15 cm	0,019	0,049

Çizelge 4.15 512x512 matris boyutunda mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında belirli frekanslarda %MTF değerleri

Saçıcı kalınlığı	0,04çç/m	0,08çç/mm
Saçıcı yokken	%84	%66
5 cm	%56	%31
10 cm	%42	%15
15 cm	%31	%6,0

Çizelge 4.16 512x512 matris boyutunda mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında YYTG ve OYTG değerleri

Saçıcı kalınlığı	YYTG(mm)	OYTG(mm)	Kesim frekansı(mm ⁻¹)
Saçıcı yokken	3,621	6,811	0,276
5 cm	6,359	12,038	0,157
10 cm	8,504	17,147	0,117
15 cm	11,014	30,278	0,091

4.1.2 Puls yükseklik analizöründen elde edilen enerji ayırma gücü ölçümleri

4.1.2.1 Farklı matris boyutlarında kolimatör yüzeyinde ve 10 cm mesafede enerji ayırma gücü ölçümü

Çizelge 4.17 Kolimatör yüzeyinde farklı matris boyutlarında (YYTG)_E ve (OYTG)_E değerleri

Matris boyutu	YYTG _E (KeV)	OYTG _E (KeV)
64x64	15,719	33,154
128x128	15,567	33,120
256x256	15,720	33,330
512x512	15,681	33,505
1024x1024	15,659	33,282

Çizelge 4.18 Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutlarında (YYTG)_E ve (OYTG)_E değerleri

Matris boyutu	YYTG _E (KeV)	OYTG _E (KeV)
64x64	15,518	31,086
128x128	15,512	31,139
256x256	15,454	30,841
512x512	15,592	31,223
1024x1024	15,545	31,277

4.1.2.2 Farklı mesafelerde enerji ayırma gücü ölçümü

Çizelge 4.19 512x512 matris boyutunda farklı mesafelerde (YYTG)_E ve (OYTG)_E değerleri

Mesafe	YYTG _E (KeV)	OYTG _E (KeV)
0 cm	15,681	33,505
5 cm	15,601	31,278
10 cm	15,592	31,223
15 cm	15,877	31,705
20 cm	15,838	31,528

4.1.2.3 512x512 matris boyutunda kaynak detektör arası mesafe 15 cm'de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında enerji ayırma gücü ölçümü

Çizelge 4.20 512x512 matris boyutunda kaynak detektör arası mesafe 15 cm iken farklı saçıcı kalınlıklarında (YYTG)_E ve (OYTG)_E değerleri

Saçıcı kalınlığı	YYTG _E (KeV)	OYTG _E (KeV)
Saçıcı yokken	16,157	32,765
5 cm	19,241	*
10 cm	20,602	*
15 cm	23,730	*

*hesaplanamamıştır

4.1.2.4 512x512 matris boyutunda kaynak detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında enerji ayırma gücü ölçümü

Çizelge 4.21 512x512 matris boyutunda kaynak detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında (YYTG)_E ve (OYTG)_E değerleri

Saçıcı kalınlığı	YYTG _E (KeV)	OYTG _E (KeV)
Saçıcı yokken	16,238	33,822
5 cm	20,697	*
10 cm	22,960	*
15 cm	23,730	*

*hesaplanamamıştır

4.2 Farklı parametrelerde Karaciğer fantomuyla alınan görüntülerin %kontrast ve %rms nümerik değerlendirilmesi

%Kontrast ve %rms nümerik değerlendirmesi için yapılan çalışmalar;

4.2.1 Farklı matriste 750k sayımda alınan karaciğer fantomu görüntüleri

4.2.2 256x256 matris boyutunda, 750k sayımda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri

4.2.3 256x256 matris boyutunda, 750k sayımda kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm'de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri

4.2.1 Farklı matriste 750k sayımda alınan karaciğer fantomu görüntüleri

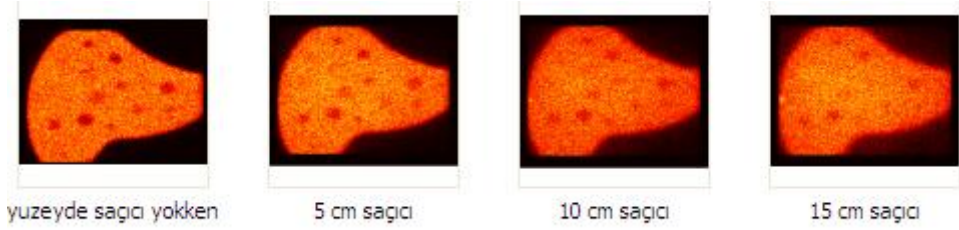


Şekil 4.6 Farklı matris boyutlarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri

Çizelge 4.22 Farklı matris boyutunda alınan görüntülerin %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

Matris boyutu	% K ₁	% K ₂	% K ₃	% K ₄	% rms
64x64	43,25	40,97	28,73	14,65	5,64
128x128	44,87	44,14	30,34	16,56	11,49
256x256	46,07	45,68	37,29	18,01	21,06
512x512	43,59	43,76	33,99	17,85	42,32
1024x1024	41,94	42,36	36,07	13,40	84,70

4.2.2 256x256 matris boyutunda, 750k sayımda kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri

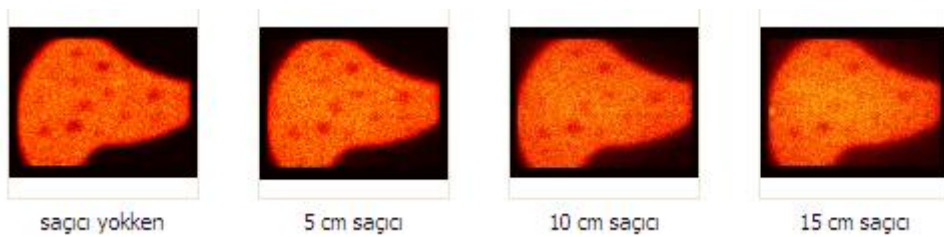


Şekil 4.7 256x256 matris boyutunda farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri

Çizelge 4.23 256x256 matris boyutunda farklı saçıcı kalınlıklarında alınan görüntülerin %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

Saçıcı kalınlığı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Saçıcı yokken	46,07	45,68	37,29	18,00	21,06
5 cm	31,28	37,32	23,75	14,96	21,19
10 cm	22,26	23,61	14,85	9,68	21,41
15 cm	17,37	18,95	18,17	4,95	21,55

4.2.3 256x256 matris boyutunda, 750k sayımda kaynak-detektör arası mesafe 15,5 cm'de sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil 4.8 256x256 matris boyutunda farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri

Çizelge 4.24 256x256 matris boyutunda farklı saçıcı kalınlıklarında alınan görüntülerin %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

Saçıcı kalınlığı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Saçıcı yokken	33,85	37,95	32,69	11,27	20,89
5 cm	25,04	29,82	19,08	9,60	19,95
10 cm	22,61	23,61	18,09	8,62	21,38
15 cm	17,37	21,78	18,17	4,95	21,64

4.3 Saçılım Düzeltme Yöntemleri ve Nümerik Değerlendirmeler

Bu bölümde 4 farklı saçılım düzeltme yöntemi kullanılarak %Kontrast, %rms değerleri, ayırma gücü değerlendirmeleri için ise, uzaysal ortamda ve frekans ortamında nümerik olarak yapılmış, sonuçlar görsel ve sayısal olarak verilmiştir.

4.3.1 Enerji penceresi yöntemleri

4.3.1.1 Çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi

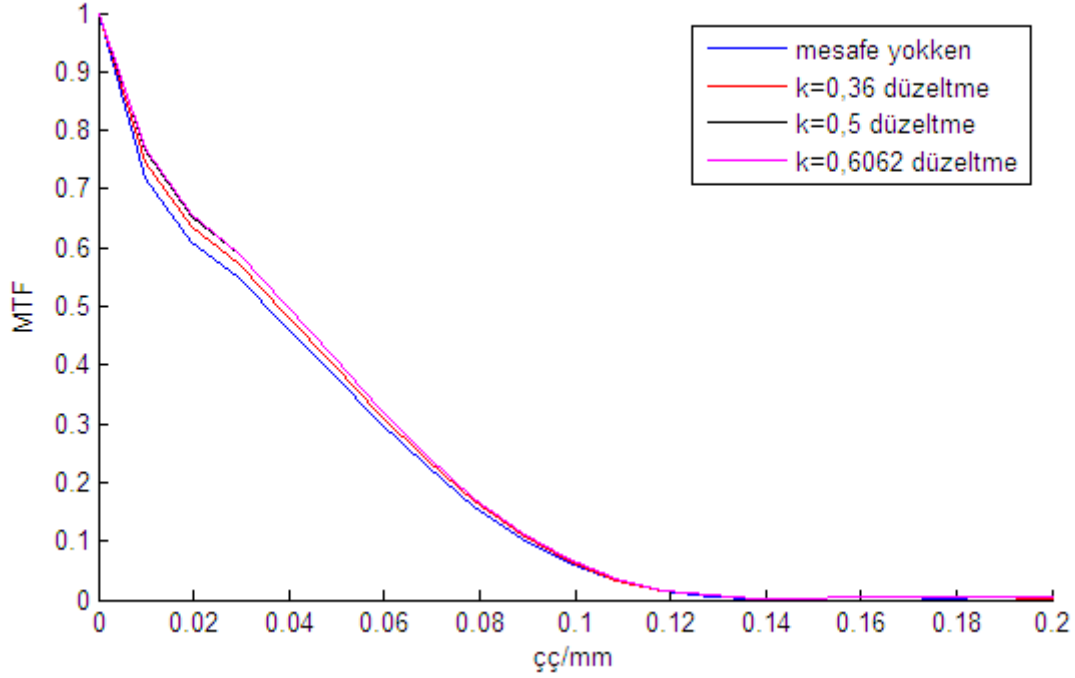
Bölüm 3.3.5.1 'de anlatıldığı üzere değerlendirmeler karaciğer fantomu ve çizgisel kaynak görüntüleriyle Compton penceresinde alınan kısım $k=0,50$ değeri ile çarpılıp Fotopik görüntüsünden çıkarılarak % Kontrast, %rms ve YYTG(mm), OYTG(mm) ve MTF değerleri hesaplanarak yapılmıştır.

- **Farklı saçıcı kalınlıklarında uzaysal ortamda ve frekans ortamında ayırma gücü değerlendirmeleri**

Görüntüler çizgisel kaynak ile şekil 3.1' de verilen deney düzeneklerinde gösterildiği gibi alınmıştır. Farklı k değerlerinde düzeltmeler yapılmış ancak en iyi düzeltmenin $k=0,5$ değerinde olduğu tespit edilmiştir. Örneğin şekil 4.9' da 10 cm saçıcı kalınlığı için farklı k değerlerinde düzeltilmiş MTF grafikleri görülmektedir. Grafik incelendiğinde özellikle $k=0,50$ ve $0,61$ değerlerinin arasında fark olmadığı, $k=0,36$ değerinin ise $k=0,50$ ' deki düzeltme kadar iyi olmadığı görülmektedir. Buna benzer

olarak uzaysal ayırma gücü sonuçları da farklı k değerlerindeki düzeltmelerle çok farklılık göstermemiştir. Bunun için düzeltmelerde k kesri için kullanılacak değer 0,50 olarak belirlenmiştir.

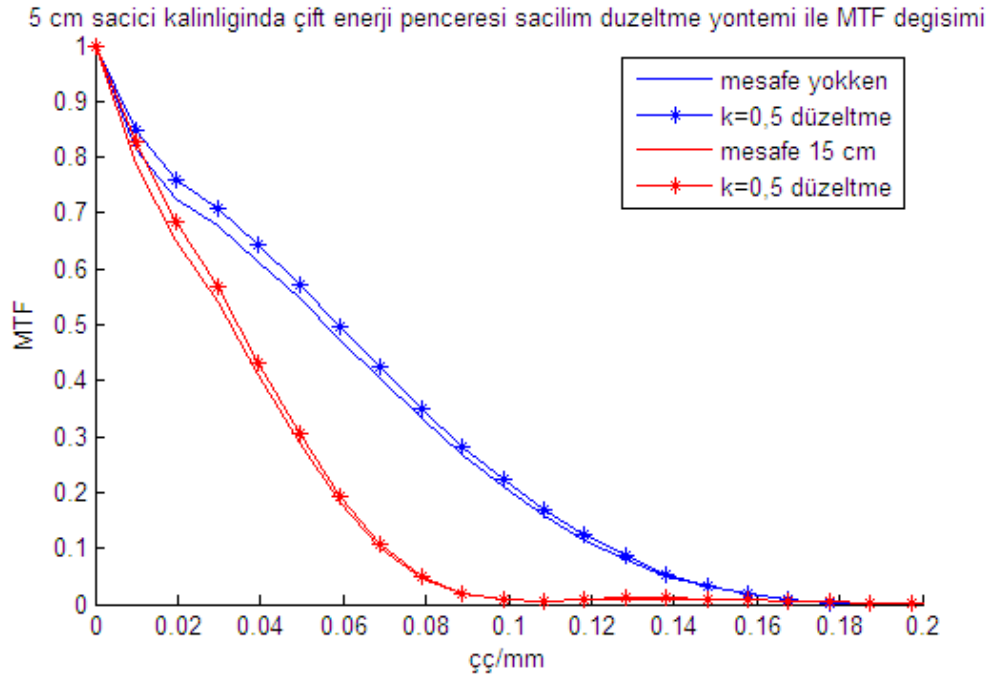
10 cm saçıcı kalınlığında çift enerji penceresi yöntemi farklı k değerlerinde düzeltme ile MTF değişimi



Şekil 4.9 10 cm saçıcı kalınlığında çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi ile farklı k değerlerinde MTF değişimi

Çizelge 4.25 5 cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri

5 cm Saıcı		YYTG(mm)	OYTG(mm)
Kaynak-detektör arası mesafe yokken	Düzeltilme yokken	6,415	11,804
	k=0,5	6,373	11,607
Kaynak-detektör arası mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	11,088	20,825
	k=0,5	10,974	20,481



Şekil 4.10 5 cm saçıcı kalınlığında çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.26 5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

5 cm Saçıcı		MTF'in 0,5'e düştüğü frekans	MTF'in 0,2'ye düştüğü frekans
Mesafeyokken	Düzeltilme yokken	0,055	0,100
	k=0,5	0,059	0,103
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	0,032	0,057
	k=0,5	0,035	0,059

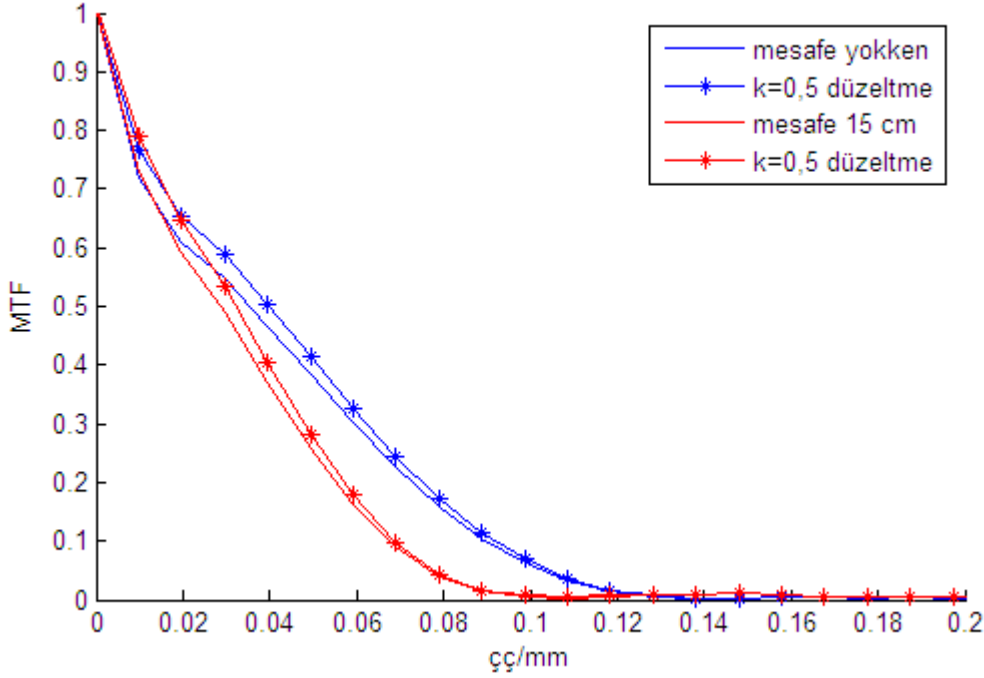
Çizelge 4.27 5 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

5 cm Saçıcı		0.04ç/mm	0.08ç/mm
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	% 61	% 32,4
	k=0,5	% 63,9	% 34,2
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	% 40,3	% 4,4
	k=0,5	% 42,5	% 4,7

Çizelge 4.28 10 cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri

10 cm Saıcı		YYTG(mm)	OYTG(mm)
Kaynak-detektör arası mesafe yokken	Düzeltilme yokken	8,540	16,041
	k=0,5	8,434	15,601
Kaynak-detektör arası mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	11,632	21,886
	k=0,5	11,511	20,898

10 cm sacici kalinliginda çift enerji penceresi saçilim düzeltme yöntemi ile MTF degisimi



Şekil 4.11 10 cm saçıcı kalınlığında çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.29 10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

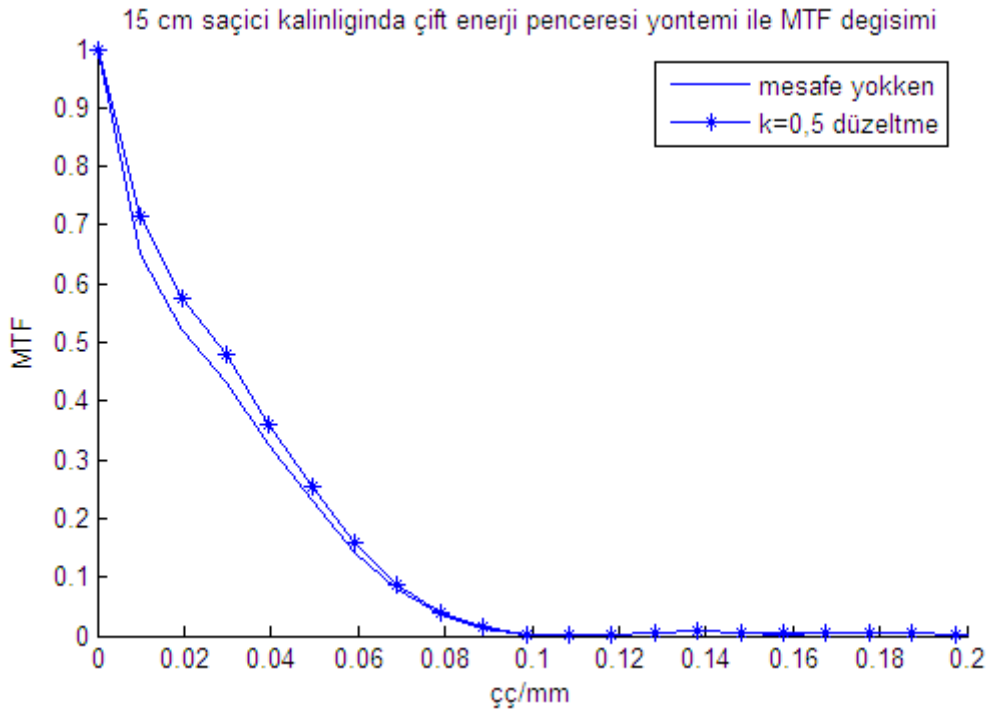
10 cm Saıcı		MTF'in 0,5'e düştüğü frekans	MTF'in 0,2'ye düştüğü frekans
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	0,035	0,072
	k=0,5	0,040	0,075
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	0,029	0,055
	k=0,5	0,031	0,057

Çizelge 4.30 10 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

10cm Saıcı		0.04çç/mm	0.08çç/mm
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	%45,9	%15,3
	k=0,5	%50,1	%16,6
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	%36,3	%3,7
	k=0,5	%38,9	%3,9

Çizelge 4.31 15 cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken YYTG ve OYTG değerleri

15 cm saçıcı	YYTG(mm)	OYTG(mm)
Düzeltilme yokken	11,232	23,560
k=0,5	11,051	21,214



Şekil 4.12 15 cm saçıcı kalınlığında çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.32 15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

15 cm saçıcı	MTF'in 0.5'e düştüğü frekans	MTF'in 0.2'ye düştüğü frekans
Düzeltilme yokken	0,022	0,052
k=0,5	0,027	0,055

Çizelge 4.33 15 cm saçıcı kalınlığında düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

15cm saçıcı	0.04çç/mm	0.08çç/mm
Düzeltilme yokken	%32,1	%3,2
k=0,5	%35,6	%3,6

- Farklı saçıcı kalınlıklarında nümerik ve görsel %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

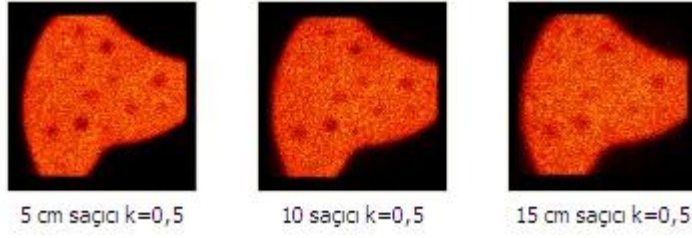
Ölçümler şekil 3.1' de verilen deney düzeneklerinde olduğu gibi yapılmıştır.



Şekil 4.13 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil 4.14 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Compton penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil4.15 Farklı saçıcı kalınlıklarında karaciğer fantomu görüntülerinin $k=0,50$ değerlerinde düzeltilmiş görüntüleri

Çizelge 4.34 5cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

5 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilme yokken	32,69	33,25	23,92	16,61	22,24
k=0,5	40,27	43,31	29,69	22,67	29,14

Çizelge 4.35 10cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

10 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilme yokken	27,04	24,05	16,23	9,24	22,28
k=0,5	35,01	32,42	20,43	15,50	31,65

Çizelge 4.36 15cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

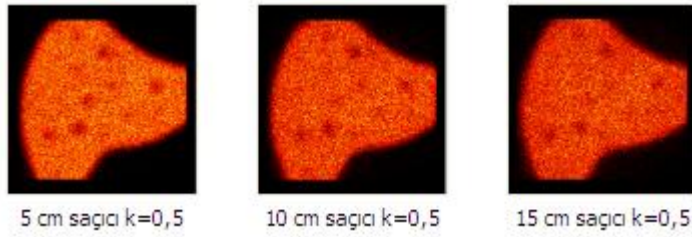
15 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilme yokken	19,49	19,04	18,02	3,07	21,98
k=0,5	27,89	26,80	27,01	3,56	31,45



Şekil 4.16 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm'de sabitlenmişken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil 4.17 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm'de sabitlenmişken Compton penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil 4.18 Farklı saçıcı kalınlıklarında karaciğer fantomu görüntülerinin $k=0,50$ değerlerinde düzeltilmiş görüntüleri

Çizelge 4.37 5cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

5 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilmesiz	27,29	22,41	16,53	7,10	22,12
k=0,5	31,40	26,05	23,85	11,12	29,71

Çizelge 4.38 10cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

10 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilmesiz	21,59	18,48	14,20	5,05	22,12
k=0,5	27,74	27,30	19,39	8,42	30,76

Çizelge 4.39 15cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

15 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilmesiz	22,16	16,42	6,94	3,38	22,02
k=0,5	29,13	22,87	17,74	9,92	31,99

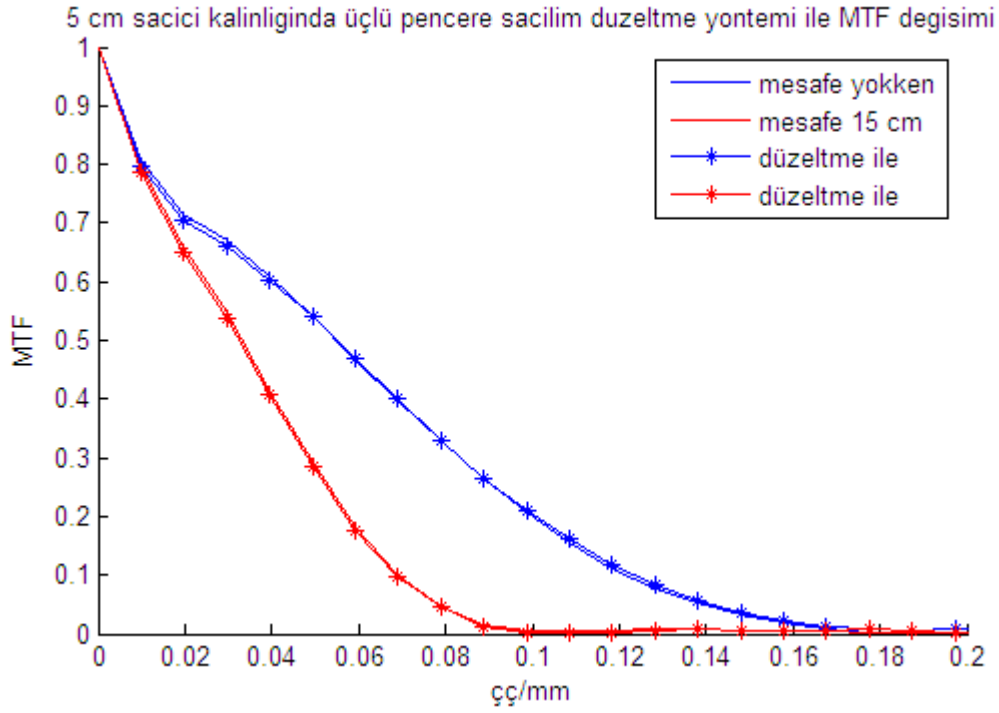
4.3.1.2 Üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi

Bölüm 3.3.5.2 'de anlatıldığı üzere değerlendirmeler karaciğer fantomu ve çizgisel kaynak görüntüleriyle fotopik ve iki kenar pencerede alınan görüntülerin saçılım etkisi kaldırılarak % Kontrast, %rms ve YYTG(mm), OYTG(mm) ve MTF değerleri hesaplanarak yapılmıştır.

- **Farklı saçıcı kalınlıklarında uzaysal ortamda ve frekans ortamında ayırma gücü değerlendirmeleri**

Çizelge 4.40 5 cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri

5 cm saçıcı		YYTG(mm)	OYTG(mm)
Kaynak-detektör arası mesafe yokken	Düzeltilme yokken	6,254	11,579
	Düzeltilme ile	6,041	11,412
Kaynak-detektör arası mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	11,737	20,657
	Düzeltilme ile	11,424	20,657



Şekil 4.19 5 cm saçıcı kalınlığında üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.41 Düzeltilme yokken ve düzeltilme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

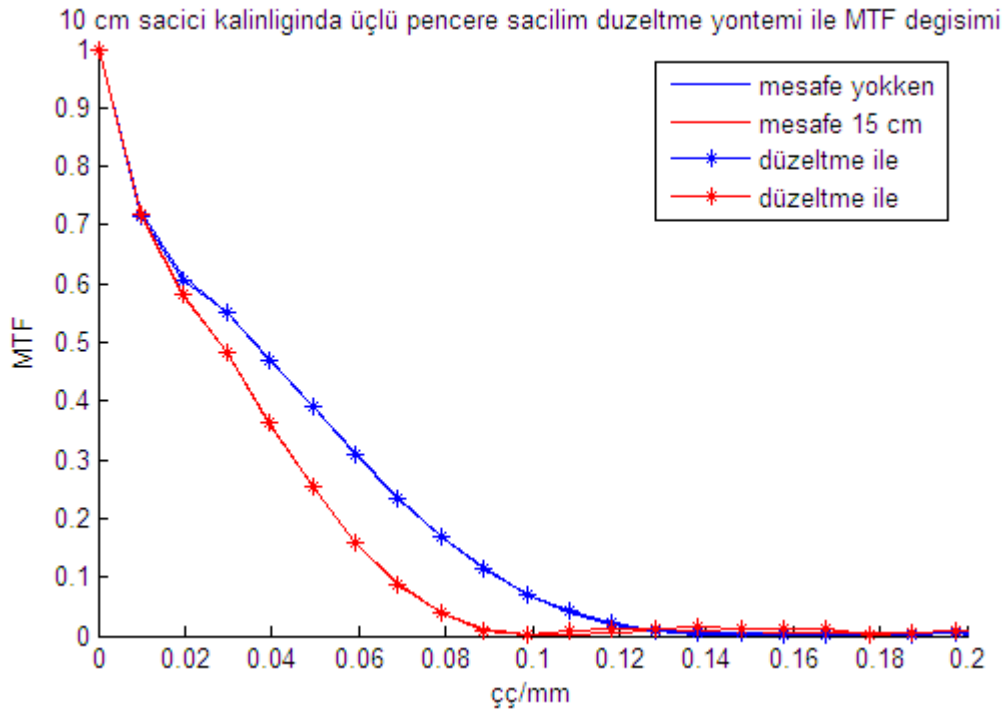
5 cm saçıcı		MTF'in 0.5'e düştüğü frekans	MTF'in 0.2'ye düştüğü frekans
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	0,045	0,099
	Düzeltilme ile	0,055	0,100
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	0,033	0,057
	Düzeltilme ile	0,032	0,057

Çizelge 4.42 Düzeltilme yokken ve düzeltilme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

5 cm saçıcı		0.04çç/mm	0.08çç/mm
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	%60,4	%32,2
	Düzeltilme ile	%60,0	%32,2
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	%40,6	%4,3
	Düzeltilme ile	%40,2	%4,1

Çizelge 4.43 10 cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri

10 cm saçıcı		YYTG(mm)	OYTG(mm)
Kaynak-detektör arası mesafe yokken	Düzeltilme yokken	8,445	15,776
	Düzeltilme ile	8,036	15,746
Kaynak-detektör arası mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	11,648	22,051
	Düzeltilme ile	11,730	21,79



Şekil 4.20 10 cm saçıcı kalınlığında üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.44 Düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

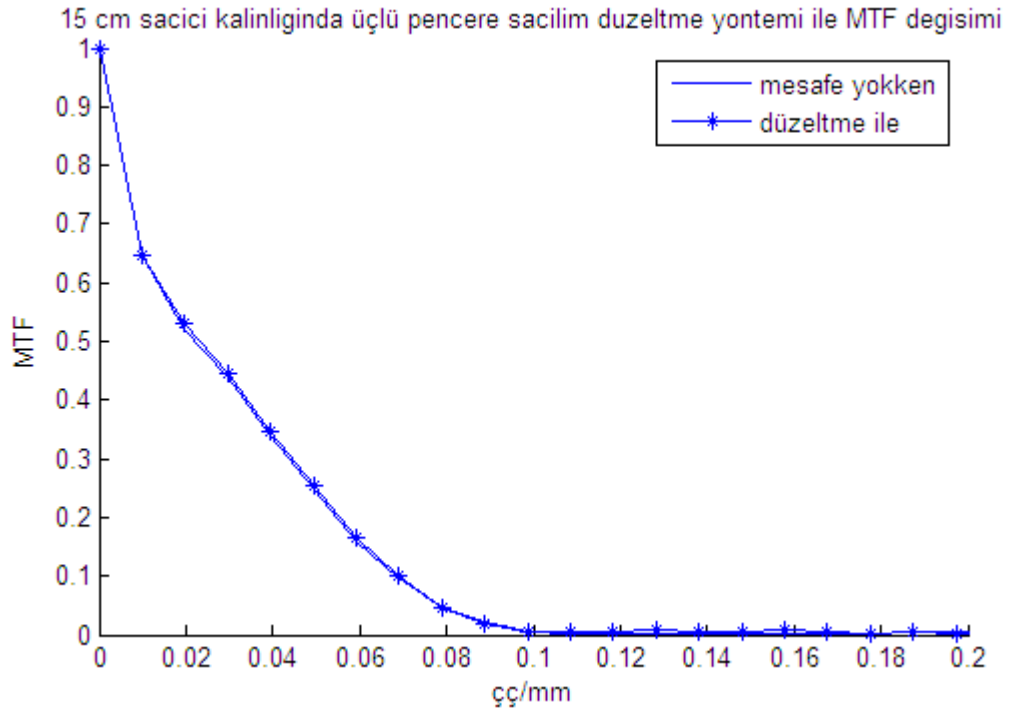
10cm saçıcı		MTF'in 0.5'e düştüğü frekans	MTF'in 0.2'ye düştüğü frekans
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	0,036	0,074
	Düzeltilme ile	0,036	0,074
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	0,028	0,055
	Düzeltilme ile	0,028	0,055

Çizelge 4.45 Düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

10cm saçıcı		0.04çç/mm	0.08çç/mm
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	%46,7	%16,3
	Düzeltilme ile	%46,6	%16,2
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	%35,6	%3,6
	Düzeltilme ile	%35,6	%3,5

Çizelge 4.46 15 cm saçıcı kalınlığında kaynak-detektör arası mesafe yokken YYTG ve OYTG değerleri

15 cm saçıcı	YYTG(mm)	OYTG(mm)
Düzeltilme yokken	11,338	22,808
Düzeltilme ile	11,338	22,228



Şekil 4.21 15 cm sacı kalınlığında üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.47 Düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

15 cm sacı	MTF'in 0.5'e düştüğü frekans	MTF'in 0.2'ye düştüğü frekans
Düzeltme yokken	0,022	0,054
Düzeltme ile	0,023	0,055

Çizelge 4.48 Düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

15cm sacı	0.04çç/mm	0.08çç/mm
Düzeltme yokken	%33,5	%4,5
Düzeltme ile	%34,1	%4,4

- Farklı saçıcı kalınlıklarında nümerik ve görsel % Kontrast ve %RMS değerlendirmesi

Görüntüler karaciğer fantomu ile şekil 3.1’ de verilen deney düzeneklerinde gösterildiği gibi alınmıştır.



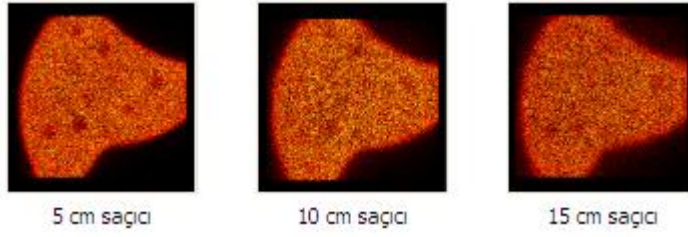
Şekil 4.22 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil 4.23 Kaynak-detektör arası mesafe yokken düşük enerji penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil 4.24 Kaynak-detektör arası mesafe yokken yüksek enerji penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil 4.25 Kaynak-detektör arası mesafe yokken üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri

Çizelge 4.49 5cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

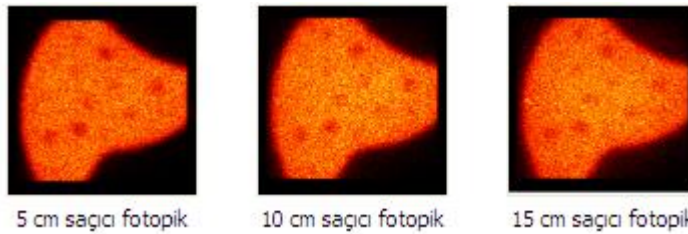
5 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilmesiz	36,59	30,28	17,36	23,00	22,85
Düzeltilme ile	43,82	34,24	20,72	29,78	48,92

Çizelge 4.50 10cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

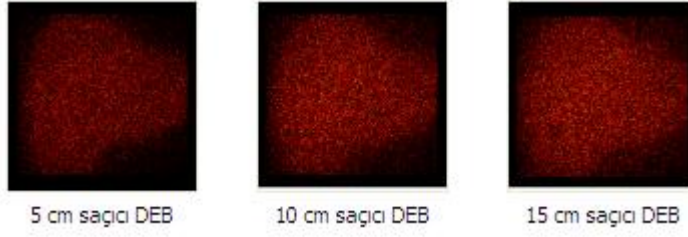
10 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilmesiz	24,25	20,60	15,96	7,88	22,07
Düzeltilme ile	34,91	32,25	17,24	10,17	49,76

Çizelge 4.51 15cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

15 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilmesiz	17,90	19,76	8,79	6,14	21,58
Düzeltilme ile	25,87	23,15	17,02	7,59	53,06



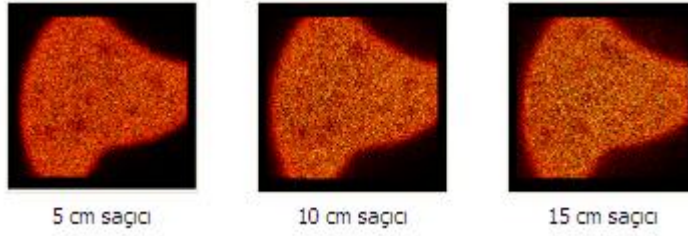
Şekil 4.26 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm'de sabitlenmişken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil 4.27 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm'de sabitlenmişken düşük enerji penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil 4.28 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5 cm'de sabitlenmişken yüksek enerji penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri



Şekil 4.29 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5 cm'de sabitlenmişken üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri

Çizelge 4.52 5cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

5 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilmesiz	24,98	26,10	19,42	13,93	21,71
Düzeltilme ile	31,38	31,64	24,84	23,82	46,24

Çizelge 4.53 10cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

10 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilmesiz	22,26	21,15	13,24	10,66	22,13
Düzeltilme ile	28,74	30,59	19,25	15,17	52,59

Çizelge 4.54 15cm saçıcı kalınlığında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

15 cm saçıcı	%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%rms
Düzeltilmesiz	17,26	18,95	8,58	6,91	22,19
Düzeltilme ile	21,39	23,12	13,54	7,81	53,49

4.3.2 Uzaysal ortamda analiz yöntemleri

4.3.2.1 Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi

Bölüm 3.3.5.3 'de anlatıldığı üzere değerlendirmeler karaciğer fantomu ve çizgisel kaynak ile fotopik penceresinde alınan görüntülerin saçılım etkisi kaldırılarak %Kontrast, %rms ve YYTG(mm), OYTG(mm) ve MTF değerleri hesaplanarak yapılmıştır.

- Farklı saçıcı kalınlıklarında uzaysal ortamda ayırma gücü, frekans ortamında ayırma gücü değerlendirmeleri

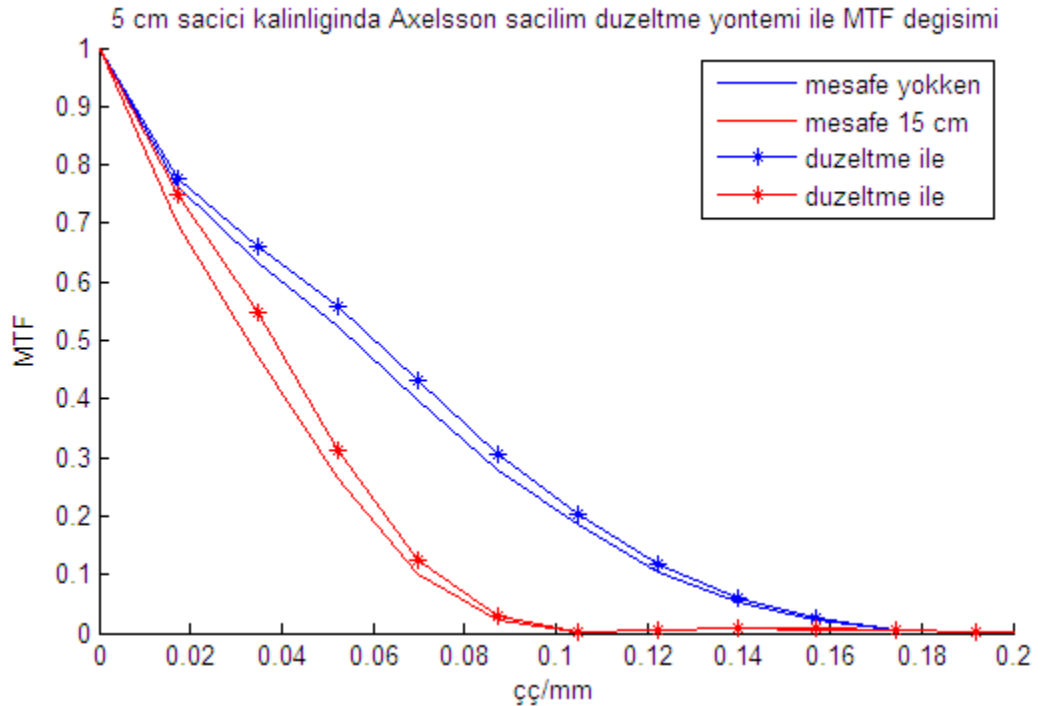
Ölçümler şekil 3.1' de verilen deney düzeneğinde olduğu gibi yapılmıştır.

Çizelge 4.55 Saçılım dağılım fonksiyonu için hesaplanan sabitler

Kaynak Konumu	Saçıcı kalınlığı	5 cm	10 cm	15 cm
Kaynak detektör yüzeyinde	A (sayım oranı)	0,00909	0,00960	0,00884
	B (piksel ⁻¹)	0,152	0,133	0,0778
Kaynak- detektör arası 15 cm	A (sayım oranı)	0,00841	0,00927	0,00884
	B (piksel ⁻¹)	0,0815	0,0695	0,0778

Çizelge 4.56 5-10-15cm saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri

Saıcı yokken	Kaynak dedektörün yüzeyinde	YYTG (mm)	OYTG (mm)	Kaynak-detektör arası mesafe 15 cm	YYTG (mm)	OYTG (mm)
		3,760	6,821		10,410	18,316
5 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	6,337	12,03	Düzeltilme yokken	11,073	21,220
	Düzeltilme ile	6,134	11,30	Düzeltilme ile	10,760	19,040
10 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	8,55	17,167	Düzeltilme yokken	11,299	23,504
	Düzeltilme ile	8,25	15,430	Düzeltilme ile	10,547	19,205
15 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	11,154	25,899	Düzeltilme yokken	11,319	26,900
	Düzeltilme ile	10,440	19,840	Düzeltilme ile	10,430	19,066



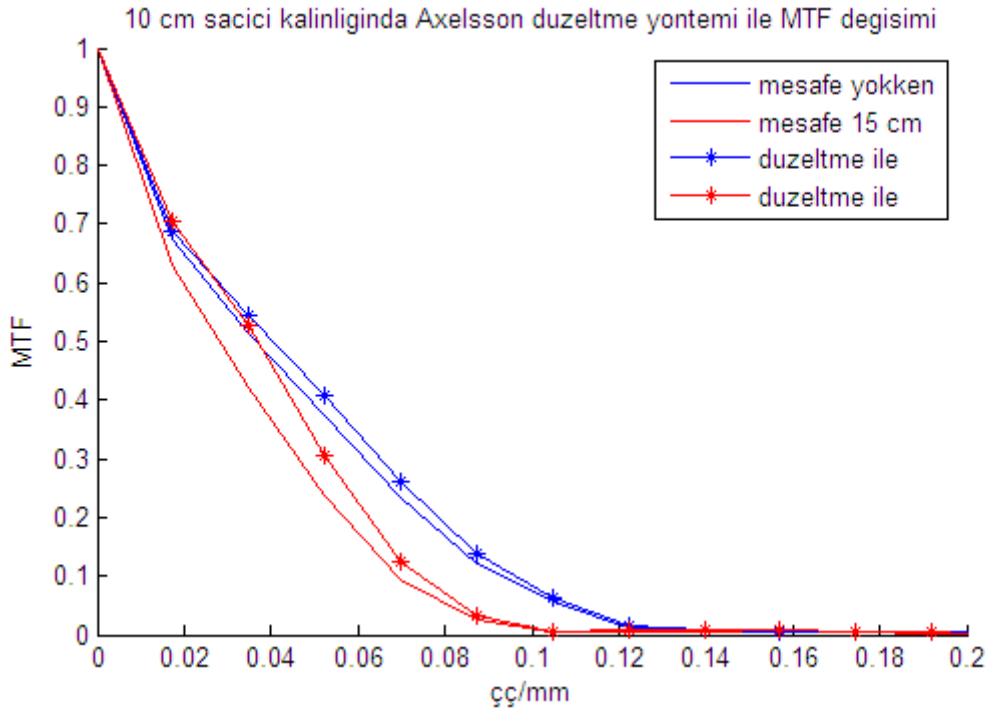
Şekil 4.30 5 cm saçıcı kalınlığında Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.57 Düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

5 cm saçıcı		MTF'in 0.5'e düştüğü frekans	MTF'in 0.2'ye düştüğü frekans
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	0,056	0,102
	Düzeltilme ile	0,060	0,105
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	0,032	0,059
	Düzeltilme ile	0,038	0,063

Çizelge 4.58 Düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

5 cm saçıcı		0.04çç/mm	0.08çç/mm
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	%60,2	%32,8
	Düzeltilme ile	%63,2	%35,9
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	%41,12	%5,59
	Düzeltilme ile	%47,92	%6,80



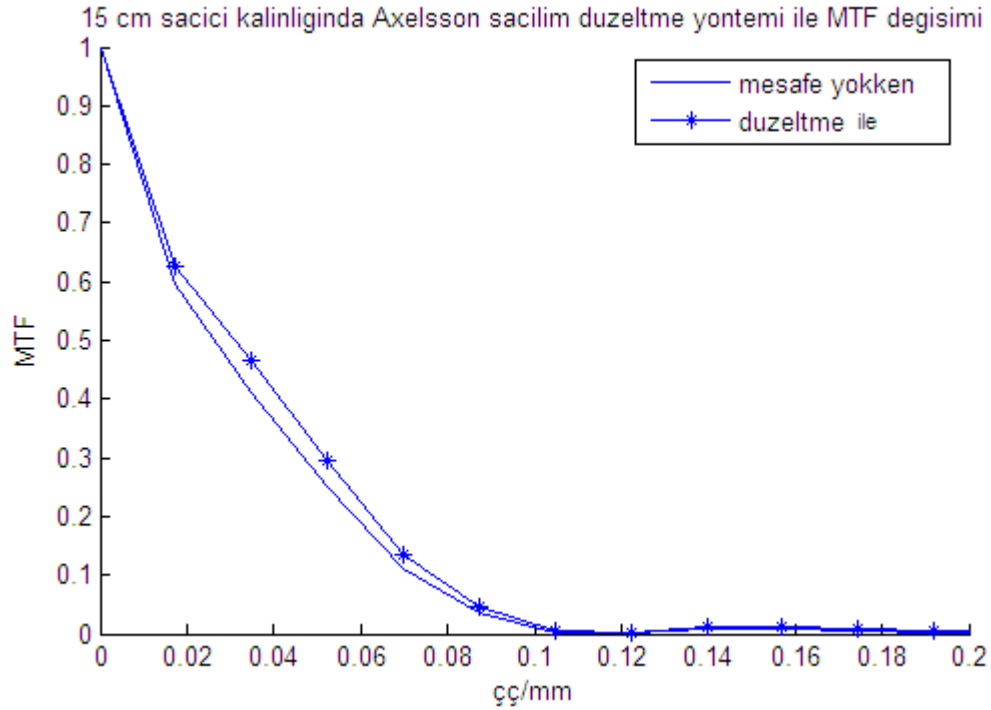
Şekil 4.31 10 cm saçıcı kalınlığında Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.59 Düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

10 cm saçıcı		MTF'in 0.5'e düştüğü frekans	MTF'in 0.2'ye düştüğü frekans
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	0,036	0,075
	Düzeltilme ile	0,041	0,078
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	0,028	0,057
	Düzeltilme ile	0,037	0,063

Çizelge 4.60 Düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

10cm saçıcı		0.04çç/mm	0.08çç/mm
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	%47,18	%16,91
	Düzeltilme ile	%50,56	%18,94
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	%36,86	%5,36
	Düzeltilme ile	%46,12	%7,01



Şekil 4.32 15 cm saçıcı kalınlığında Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.61 Düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

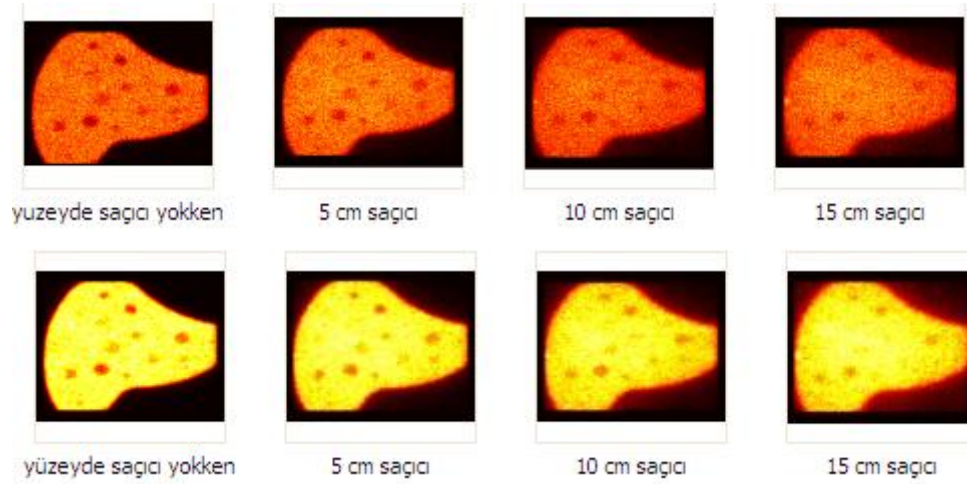
15 cm saçıcı	MTF'in 0.5'e düştüğü frekans	MTF'in 0.2'ye düştüğü frekans
Düzeltilme yokken	0,026	0,057
Düzeltilme ile	0,034	0,063

Çizelge 4.62 Düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

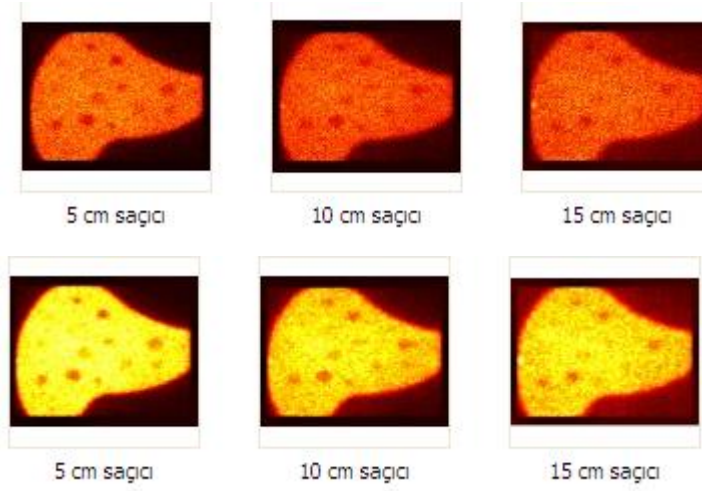
15cm saçıcı	0.04çç/mm	0.08çç/mm
Düzeltilme yokken	%36,41	%6,82
Düzeltilme ile	%43,44	%10,05

- Farklı saçıcı kalınlıklarında nümerik ve görsel % Kontrast ve %RMS değerlendirmesi

Ölçümler şekil 3.1' de verilen deney düzeneğinde olduğu gibi yapılmıştır.



Şekil 4.33 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri, 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri (altta).



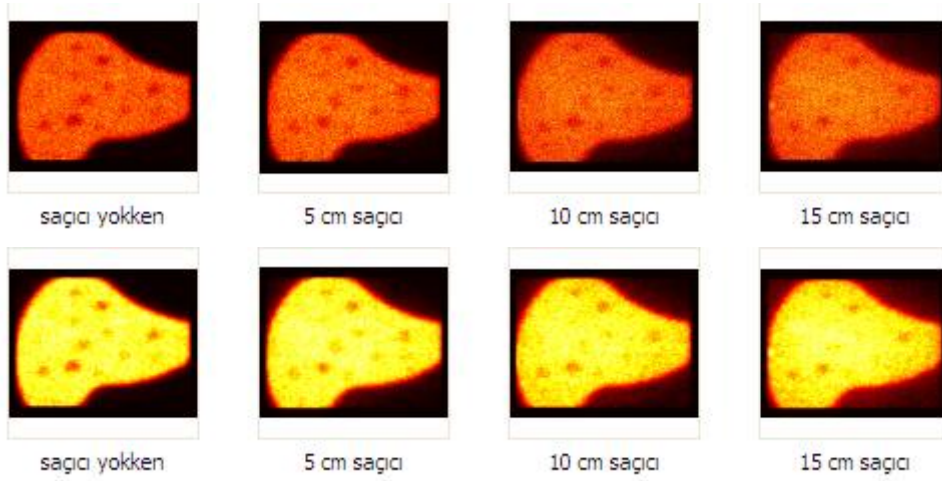
Şekil 4.34 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri, düzeltilmiş görüntülere 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri(alta).

Çizelge 4.63 Saçıcı ortamda çizgisel kaynaktan elde edilen saçılım dağılım fonksiyonu için hesaplanan sabitler

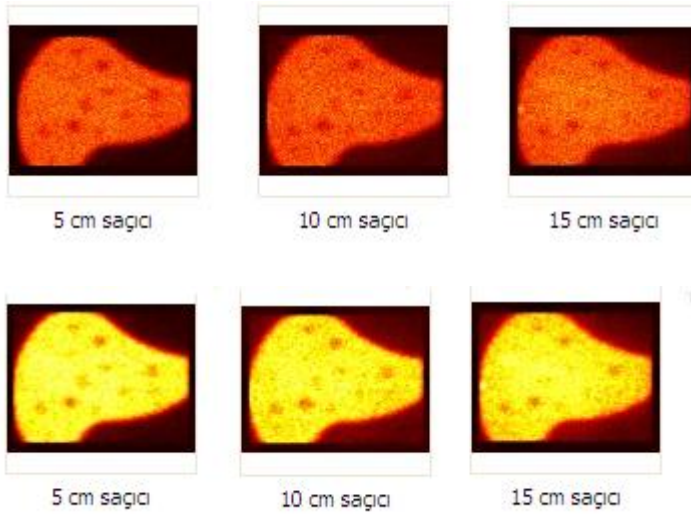
Saçıcı kalınlığı	5 cm	10 cm	15 cm
A (sayım oranı)	0,02396	0,0278	0,0320
B (piksel ⁻¹)	0,133	0,125	0,110

Çizelge 4.64 5-10-15cm saçıcı kalınlıklarında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

Saçıcı Kalınlığı		% K ₁	% K ₂	% K ₃	% K ₄	%RMS
Saçıcı Yokken yüzeyde		46,696	47,038	33,805	19,308	21,264
5 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	33,478	41,967	24,536	13,750	21,484
	Düzeltilme ile	36,385	45,350	26,124	14,314	22,830
10 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	23,082	25,903	23,890	6,072	21,261
	Düzeltilme ile	26,833	28,716	26,632	8,107	23,378
15 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	19,174	26,083	16,297	0,935	21,329
	Düzeltilme ile	26,818	32,806	20,342	3,608	25,427



Şekil 4.35 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm'de sabitlenmişken Fotopik penceresinde farklı sağıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri, 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri(alta).



Şekil 4.36 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm'de sabitlenmişken Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri, düzeltilmiş görüntülere 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri(alta).

Çizelge 4.65 Saçıcı ortamda çizgisel kaynaktan elde edilen saçılım dağılım fonksiyonu için hesaplanan sabitler

Saçıcı kalınlığı	5 cm	10 cm	15 cm
A (sayım oranı)	0,0227	0,02366	0,02142
B (piksel ¹)	0,111	0,0923	0,101

Çizelge 4.66 5-10-15cm saçıcı kalınlıklarında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

Saçıcı Kalınlığı		%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%RMS
Saçıcı Yokken-15,5cm		34,526	31,216	20,233	15,154	21,277
5 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	23,203	34,012	15,586	6,799	21,053
	Düzeltilme ile	26,403	37,928	17,086	8,285	22,777
10 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	21,810	25,158	16,285	7,958	21,374
	Düzeltilme ile	28,007	29,870	19,102	11,753	24,401
15 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	19,174	26,337	16,297	0,935	21,329
	Düzeltilme ile	22,825	29,274	18,151	2,220	23,244

4.3.2.2 Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi

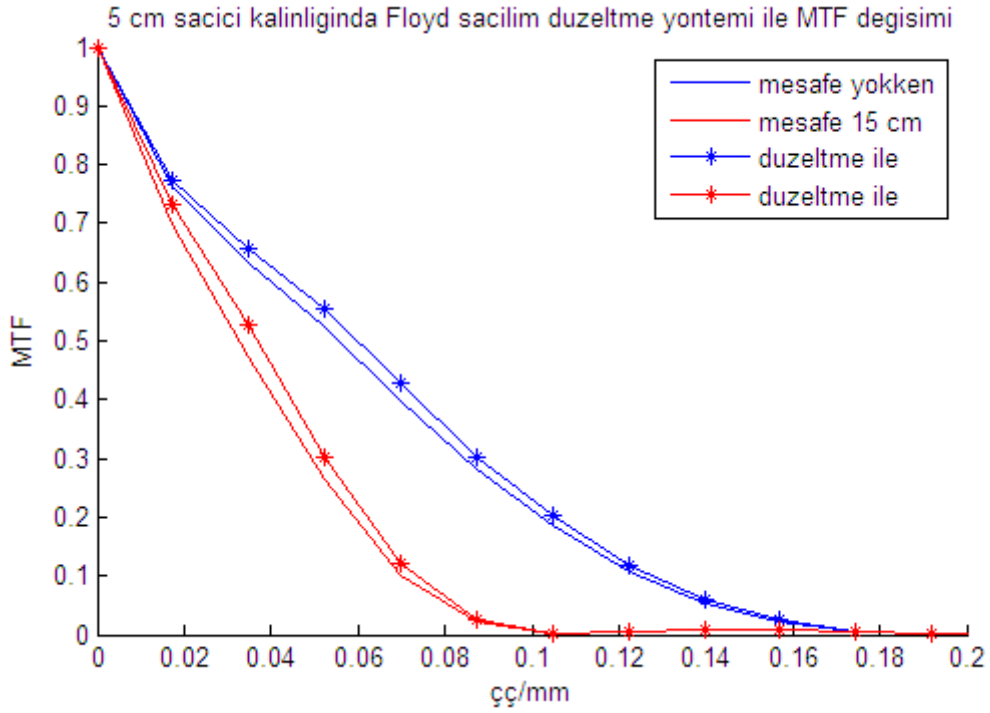
Bölüm 3.3.5.4 'de anlatıldığı üzere değerlendirmeler karaciğer fantomu ve çizgisel kaynak ile fotopik penceresinde alınan görüntülerin saçılım etkisi kaldırılarak % Kontrast, %RMS ve YYTG, OYTG ve MTF değerleri hesaplanarak yapılmıştır.

- Farklı saçıcı kalınlıklarında uzaysal ortamda ayırma gücü, frekans ortamında ayırma gücü değerlendirmeleri

Bu yöntemde Axelsson yönteminde olduğu gibi saçılım dağılım fonksiyonunu esas alan bir yöntemdir. Kullanılan saçılım dağılım fonksiyonu sabitleri ise bu bölümde bir daha verilmeyecektir. Ölçümler şekil 3.1' de verilen deney düzeneğinde olduğu gibi yapılmıştır.

Çizelge 4.67 5-10-15cm saçıcı kalınlıklarında kaynak-detektör arası mesafe yokken ve mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerleri

Saıcı yokken	Kaynak dedektörün yüzeyinde	YYTG (mm)	OYTG (mm)	Kaynak-detektör arası 15 cm	YYTG (mm)	OYTG (mm)
		3,760	6,821		10,410	18,316
5 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	6,337	12,03	Düzeltilme yokken	11,073	21,220
	Düzeltilme ile	6,190	11,402	Düzeltilme ile	10,840	19,357
10 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	8,55	17,167	Düzeltilme yokken	11,299	23,504
	Düzeltilme ile	8,294	15,585	Düzeltilme ile	10,692	20,138
15 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	11,154	25,899	Düzeltilme yokken	11,319	26,900
	Düzeltilme ile	10,631	20,045	Düzeltilme ile	10,560	19,940



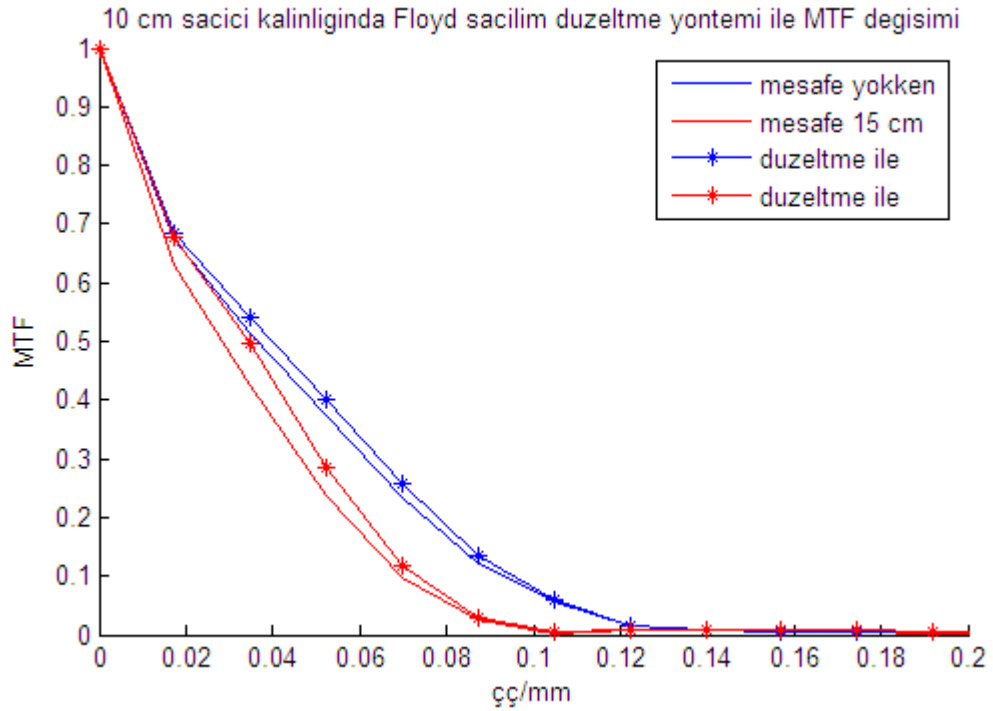
Şekil 4.37 5 cm saçıcı kalınlığında Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.68 Düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

5 cm Saçıcı		MTF'in 0.5'e düştüğü frekans	MTF'in 0.2'ye düştüğü frekans
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	0,056	0,102
	Düzeltilme ile	0,059	0,112
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	0,032	0,059
	Düzeltilme ile	0,037	0,062

Çizelge 4.69 Düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

5 cm Saçıcı		0.04çç/mm	0.08çç/mm
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	%60,2	%32,8
	Düzeltilme ile	%63,5	%35,5
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	%41,12	%5,59
	Düzeltilme ile	%47,28	%6,55



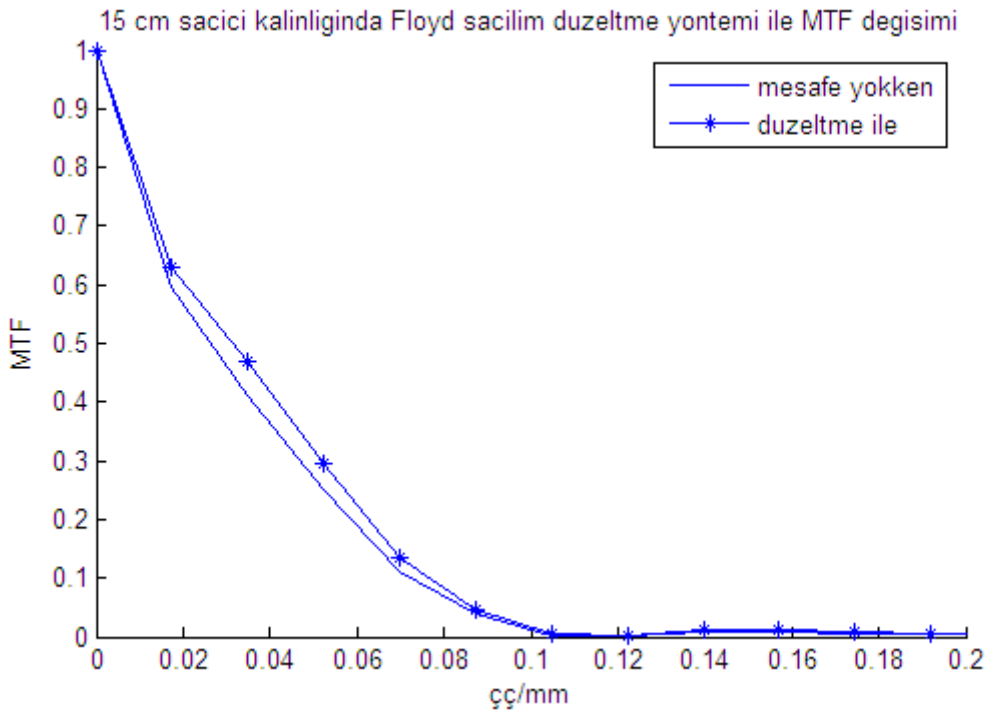
Şekil 4.38 10 cm saçıcı kalınlığında Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.70 Düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

10 cm Saçıcı		MTF'in 0.5'e düştüğü frekans	MTF'in 0.2'ye düştüğü frekans
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	0,036	0,075
	Düzeltilme ile	0,039	0,078
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	0,028	0,057
	Düzeltilme ile	0,034	0,061

Çizelge 4.71 Düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

10cm Saçıcı		0.04çç/mm	0.08çç/mm
Mesafe yokken	Düzeltilme yokken	%47,18	%16,91
	Düzeltilme ile	%50,47	%18,66
Mesafe 15 cm	Düzeltilme yokken	%36,86	%5,36
	Düzeltilme ile	%43,44	%6,68



Şekil 4.39 15 cm saçıcı kalınlığında Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi ile MTF değişimi

Çizelge 4.72 Düzeltme yokken ve düzeltme ile MTF'in 0,5 'e ve 0,2' ye düştüğü frekanslar

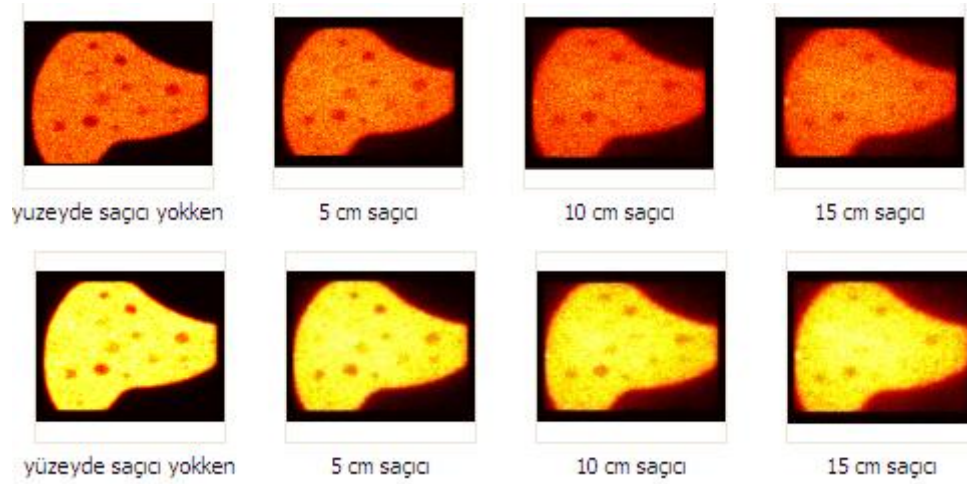
15 cm saçıcı	MTF'in 0.5'e düştüğü frekans	MTF'in 0.2'ye düştüğü frekans
Düzeltilme yokken	0,026	0,057
Düzeltilme ile	0,032	0,063

Çizelge 4.73 Düzeltme yokken ve düzeltme ile belirli frekanslarda %MTF değerleri

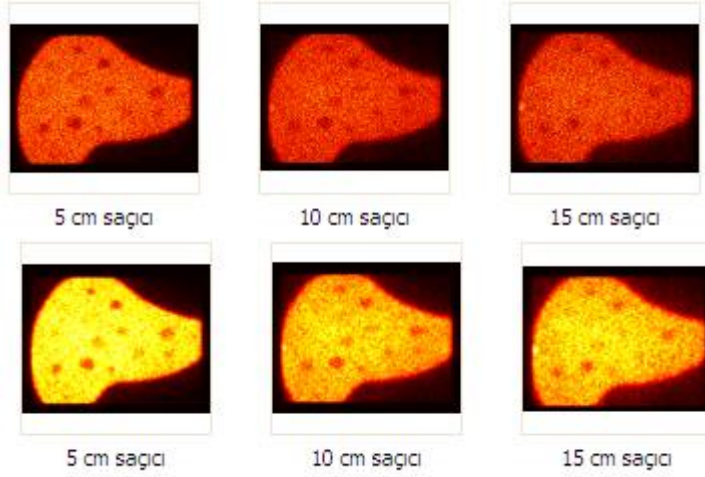
15cm saçıcı	0.04çç/mm	0.08çç/mm
Düzeltilme yokken	%36,41	%6,82
Düzeltilme ile	%41,47	%8,27

- Farklı saçıcı kalınlıklarında nümerik ve görsel % Kontrast ve %RMS değerlendirmesi

Görüntüler çizgisel kaynak ile şekil 3.1' de verilen deney düzeneklerinde gösterildiği gibi alınmıştır.



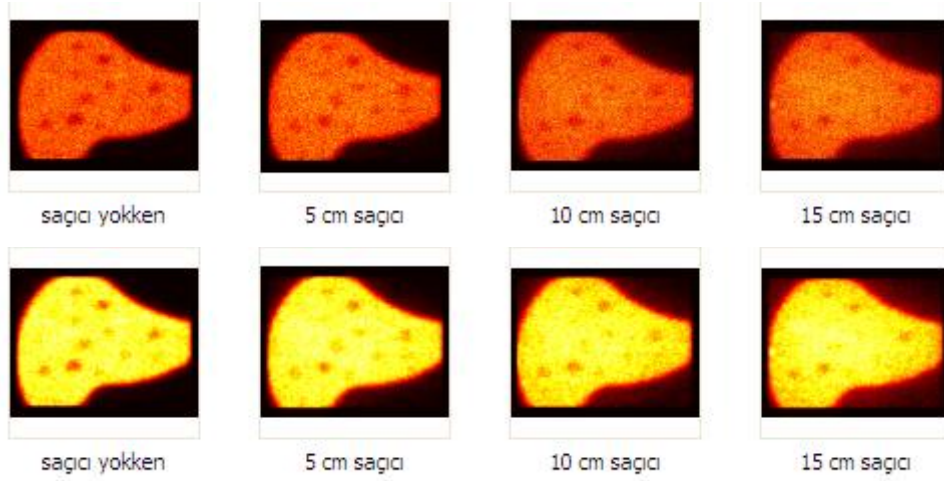
Şekil 4.40 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Fotopik penceresinde farklı saçıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri, 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri (altta).



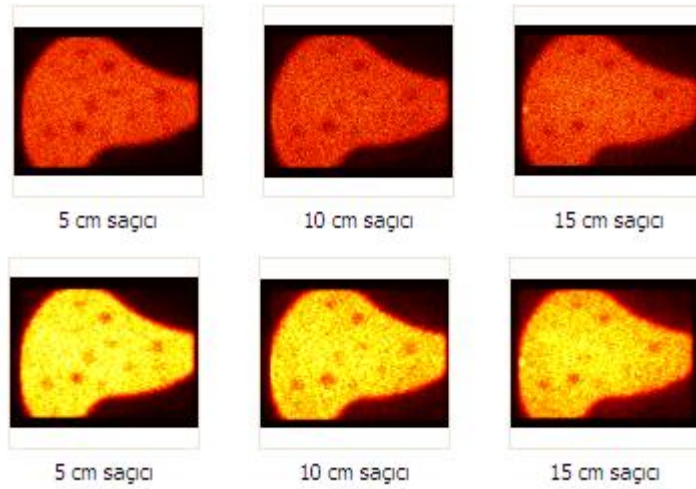
Şekil 4.41 Kaynak-detektör arası mesafe yokken Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri, düzeltilmiş görüntülere 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri(altta).

Çizelge 4.74 5-10-15cm saçıcı kalınlıklarında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

Saıcı Kalınlığı		%K ₁	%K ₂	%K ₃	%K ₄	%RMS
Saıcı Yokken-yüzeyde		46,696	47,038	33,805	19,308	21,264
5 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	33,478	41,967	24,536	13,750	21,484
	Düzeltilme ile	37,664	47,022	26,476	14,200	24,873
10 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	23,082	25,903	23,890	6,072	21,261
	Düzeltilme ile	26,308	28,498	25,862	7,801	25,296
15 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	19,174	26,083	16,297	0,935	21,329
	Düzeltilme ile	24,184	30,383	18,518	2,863	26,503



Şekil 4.42 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm'de sabitlenmişken Fotopik penceresinde farklı sağıcı kalınlıklarında alınan karaciğer fantomu görüntüleri, 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri(alta).



Şekil 4.43 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5cm' de sabitlenmişken Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemiyle saçılım etkisi kaldırılmış karaciğer fantomu görüntüleri, düzeltilmiş görüntülere 9 nokta smooth filtre uygulanmış karaciğer fantomu görüntüleri(alta).

Çizelge 4.75 5-10-15cm saçıcı kalınlıklarında düzeltme yokken ve düzeltme ile %Kontrast ve %rms değerlendirmesi

Saçıcı Kalınlığı		% K₁	% K₂	% K₃	% K₄	%RMS
Saçıcı Yokken-15,5 cm		34,526	31,216	20,233	15,154	21,277
5 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	23,203	34,012	15,586	6,799	21,053
	Düzeltilme ile	26,809	39,196	16,946	7,639	24,750
10 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	21,810	25,158	16,285	7,958	21,374
	Düzeltilme ile	26,221	29,474	19,049	11,070	25,094
15 cm saçıcı	Düzeltilme yokken	19,174	26,337	16,297	0,935	21,329
	Düzeltilme ile	23,232	29,580	18,150	2,434	25,202

SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, görüntü üzerinde uzaysal ve frekans ortamında ayırma gücü, enerji ayırma gücü, kontrast ve gürültü parametreleri ölçülerek saçıcı ortamın etkisi saptanmış ve saçılım düzeltme yöntemlerinin bu parametreler üzerinde etkinliği araştırılmıştır. Ayrıca farklı yöntemlerle uygulanan saçılım düzeltme teknikleri karşılaştırılmıştır.

Ayrırma gücünün nümerik değerlendirmesi için yapılan çalışmaların ilki uzaysal ve frekans ortamında ayırma gücü ölçümleridir. Farklı matris boyutlarının kolimatör yüzeyinde uzaysal ayırma gücüne etkisi çizelge 4.4' te görülmektedir. Beklenildiği gibi matris boyutu arttıkça piksel boyutu küçüleceğinden YYTG ve OYTG değerleri azalmaktadır. Bu ise ayırma gücünün iyileştiğini ifade etmektedir. 64, 128 ve 256 matris boyutlarında piksel değerleri sistemin kolimatör üzerindeki uzaysal ayırma gücünde daha fazladır, yani örnekleme daha kaba yapılmıştır. Kolimatörden 10 cm mesafede farklı matris boyutunda ölçülen uzaysal ayırma gücü değerlendirilmesi çizelge 4.7' de verilmiştir. Bu durumda farklı matris boyutunun yanında mesafe etkisi söz konusu olduğundan YYTG değerlerinde belirgin bir farklılık gözlenmemiştir. Yani uzaysal ayırma gücünü etkileyen bir faktör mesafedir.

Ayrırma gücünün sınırını etkileyen nedenler, bölüm 2.5' te verildiği gibi, sistemin tasarımından kaynaklanan nedenlerdir. Buna ek olarak kullanılan piksel boyutu da ayırma gücünü etkilemektedir. Çizelge 4.7' de görüldüğü gibi 256x256 ya da 512x512 matris boyutları, genelde 10cm lik mesafe tüm çalışmalarda söz konusu olacağı için yeterli görülmektedir.

Uzaysal ortamda matris boyutunun ayırma gücüne etkisi incelendiğinde YYTG ölçümleri ayırma gücü ile ilgili tek bir değer verirken, ayırma gücünün tüm frekanslar boyunca incelenmesi daha detaylı bilgi vermektedir. Frekans ortamında yapılan örnekleme sayesinde daha fazla detay elde edilmektedir. Şekil 4.1' de kolimatör yüzeyinde, farklı matris boyutlarında MTF eğrileri görülmektedir. Bu eğriler aynı zamanda MTF için kullanılan yöntemin doğruluğunu da göstermektedir. Farklı matris boyutları için nyquist frekansları çizelge 4.1' de verilmiştir. Çizelge 4.4 incelendiğinde

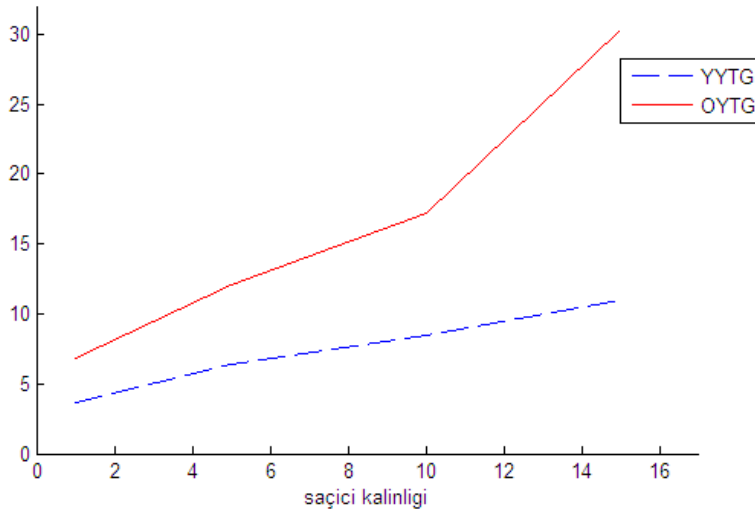
64 ve 128 matrislerde (f_c) kesilim frekansları yani MTF' in sıfır olduğu değerler nyquist frekansı ile tam uyumludur. Zira bu matrislerde uzaysal ayırma gücü sistem tarafından değil, piksel boyutu tarafından sınırlanmaktadır ve nyquist frekansı kesim frekansına eşittir. Daha büyük matrislerde ise piksel boyutu küçüldüğünden MTF sistemin ayırma gücüne bağlıdır ve kesim frekansı $f_c = 1 / \text{YYTG}(\text{mm}^{-1})$ ile sona ermektedir. Şekil 4.1' deki MTF eğrilerinden görüldüğü gibi 64 ve 128 matrislerde ise aliasing etkisi görülmektedir. Şekil 4.2' de ise aynı YYTG ölçümlerinde olduğu gibi farklı matris seçeneklerinin uzaysal ayırma gücüne etkisi yoktur. Yine tüm bozucu etki mesafeden kaynaklanmaktadır. Gerçekte çizelge 4.7' deki YYTG değerleri incelenecek olursa şekil 4.2' deki kesim frekansının 0,14çç/mm olduğu ve 1/7,2 değeri ile uyumlu olduğu görülür.

Farklı kaynak-detektör mesafelerinde ayırma gücü ölçümleri için çizelge 4.10 incelendiğinde mesafe arttıkça YYTG ve OYTG değerlerinde artış gözlenmiştir. Bu durum beklenildiği gibi ayırma gücünün bozulduğunu ifade etmektedir. Şekil 4.3 incelenirse, MTF azalım hızının artan mesafe ile arttığı görülmektedir. Ayrıca çizelge 4.8' de MTF' in 0,2 ve 0,5' e düştüğü frekans değerleri de mesafeye bağlı olarak azalmıştır. MTF' in 0,5' e düştüğü frekans, giriş genliğinin yarıya indiği frekans değeridir. Bu değer farklı koşullarda (örneğin saçıcı ortam, mesafe etkisi gibi) değişen MTF değerleri için bir karşılaştırma parametresidir. MTF' i %20' ye düşüren frekans değerinin önemi ise şu şekilde tanımlanabilir; MTF' i kabaca çıkış genliğinin giriş genliğine oranı olarak tanımlarsak, gelen sinyalin frekans değeri arttıkça sistem çıkışında elde edilen sinyal genliği düşecektir. Sonuçta MTF olarak tanımlanan oranın düşmesi beklenir. Gelen sinyal genliğinin büyük bir kısmını kaybettiği frekans değeri önemli olur. Bundan dolayı MTF' in %20' ye düştüğü frekans değerleri de incelenmiştir. Bir diğer husus şekil 4.3' deki kesim frekanslarının çizelge 4.10 ile verilen $(\text{YYTG})^{-1}$ değerleri ile uyumlu olmasıdır. Gerek MTF gerekse YYTG değerleri uzaysal ayırma gücünün mesafe ile bağlılığını detaylı bir şekilde göstermektedir.

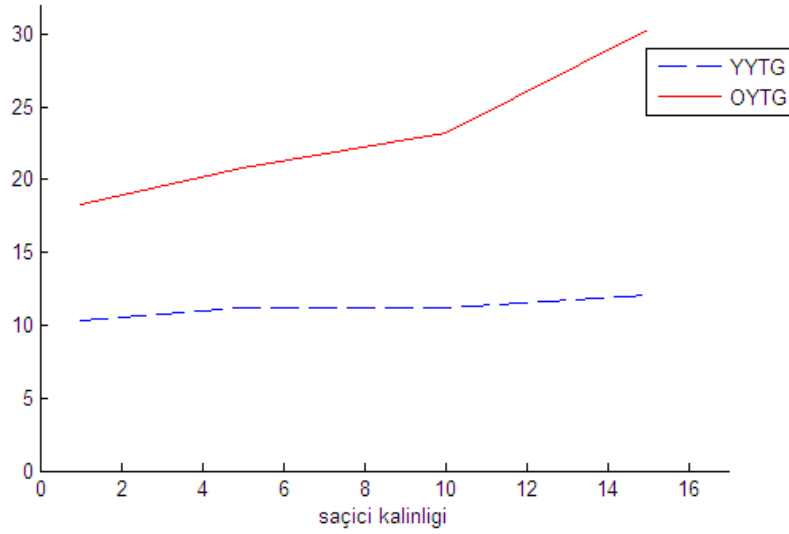
Saçıcı ortam varlığı ile ayırma gücü ölçümleri şekil 3.1' de görüldüğü gibi iki farklı deney düzeneğinde yapılmıştır. İlk ölçümde yalnız saçıcı etkisi incelenirken, ikinci ölçümde saçıcı etkisiyle birlikte mesafe parametresi de değerlendirilmiştir.

Uzaysal ortamda ayırma gücü değerlendirmeleri için çizelge 4.16 incelendiğinde saçıcı ortam kalınlığı arttıkça ayırma gücünün bir ölçüsü olan YYTG değerlerinin arttığı yani ayırma gücünün kötüleştiği görülmektedir. Buna paralel olarak çizelge 4.13’ de kaynak-detektör arası mesafe ile birlikte saçıcı ortam varlığında yine YYTG değerleri artmaktadır. Buradaki artış hızı çizelge 4.16 dakine göre daha azdır.

Saçılan ışınlar kaynak çizgisel dağılım fonksiyonunun kuyruk kısmını etkiler. Çizgi dağılım fonksiyonunun YYTG değerinin yüksek frekansları, OYTG değerinin ise daha düşük frekansları ifade ettiğini hatırlarsak, saçıcı ortamın etkisi en fazla onuncu yükseklikteki tam genişlik (OYTG) değerine bakılarak anlaşılır. Buradan da saçıcı ortam varlığında ayırma gücü ölçümlerinde OYTG değeri ölçümünün önemi ortaya çıkmaktadır. Çizelge 4.13 ve 4.16’ da görüldüğü gibi OYTG’ nin değişimi artan saçıcı kalınlığı ile artmaktadır. Ayrıca 10cm’ den daha fazla saçıcının varlığı OYTG değerini, YYTG değerine göre çok daha fazla etkilemektedir. Buradan da anlaşılacağı gibi, YYTG değeri saçıcı kalınlığı artışından OYTG kadar çok etkilenmemektedir. Saçıcı kalınlığı artışının YYTG ve OYTG değerlerini mesafe artışından daha fazla etkilediği görülmüştür. Bu husus OYTG’ nin saçıcıya bağlı değişim hızından anlaşılabilir.



Şekil 5.1 Kaynak-detektör arası mesafe yokken YYTG ve OYTG değerlerinin saçıcı ortam kalınlığına göre değişimi



Şekil 5.2 Kaynak-detektör arası mesafe 15 cm iken YYTG ve OYTG değerlerinin saçıcı ortam kalınlığına göre değişimi

Şekil 5.1 ve 5.2 ' de görüldüğü gibi eğer OYTG değerleri saçıcı ortam kalınlığına göre çizdirilirse hesaplanan eğimler artış hızlarını vermektedir. Örneğin şekil 5.1' de kaynak detektör arası mesafe yokken YYTG ve OYTG artış değerleri karşılaştırılırsa, YYTG değerinin artış hızı 0,487 iken OYTG değerinin artış hızı 1,510 olarak hesaplanmıştır. Benzer olarak şekil 5.2' de kaynak detektör arası mesafe 15 cm' e ayarlanmışken ölçülen YYTG değerinin artış hızı 0,101 iken OYTG değerinin artış hızı 0,766' dır.

Farklı saçıcı kalınlıkları için frekans uzayında ayırma gücü ölçümleri şekil 4.4 ve 4.5' te verilmiştir. Beklenildiği gibi saçıcı etkisi ayırma gücünde azalma neden olmuştur. Şekil 4.4 ve 4.5' teki en önemli fark, ayırma gücünü esas bozan nedenin mesafe olduğudur. Şekil 4.4 incelenecek olursa, kesim frekansı mesafenin etkisi altındadır (Şekil 4.3 ile kıyaslandığında). Farklı saçıcı ortamların MTF eğrileri arasındaki fark sadece düşük frekanslarda biraz farklıdır. Örneğin Şekil 4.5' teki MTF eğrisi kesim frekansı f_c ' ye ve MTF' in eğimine bağlı kalmadan, MTF' in 0,5'e düştüğü frekans değerlerinin saçıcı kalınlığı ile belirgin şekilde azaldığını göstermektedir. Gerçekte bu durum OYTG değerlerinin verdiği bilgiye benzer olarak düşük-orta frekanslarda saçılan fotonların frekanslarının yer almasıdır. Düşük frekanslarda (0,02-0,04) MTF değerlerindeki hızlı düşüşler bunu göstermektedir. Bu nedenle MTF eğrisi farklı frekanslarda da değerlendirilmiştir. Şekil 4.5' deki kesim frekanslarının çizelge 4.16' daki (YYTG)⁻¹

değerleri ile uyumlu olduğu yine görülmektedir. Mesafe artışının MTF' e etkisi (çizelge 4.9' daki 15 cm mesafedeki MTF değeri), saçıcı kalınlığının etkisi (çizelge 4.15' deki 15 cm saçıcı kalınlığının MTF değeri) ile kıyaslandığında, uzaysal ortamda ayırma gücü ölçümlerine benzer olarak, saçıcının etkisinin daha fazla olduğu görülür. Çizelge 4.12' de saçıcı ortam ile birlikte mesafe etkisi de söz konusu olduğundan %MTF azalımının belirli frekanslar için daha fazla olduğu görülmektedir.

Sistemin enerji ayırma gücü ölçüm sonuçlarına bakılacak olunursa, çizelge 4.17 ve 4.18' de birimsiz olarak (YYTG)_E değerleri ile verilen enerji ayırma gücü sonuçları farklı matris boyutlarında değişim göstermemiştir. Enerji ayırma gücünü etkileyen parametreler, daha önce de bahsedildiği gibi, gerek kaynak içi ve kaynak dışı saçılmalar, gerekse fotopik dışı pikler ve istatistiki oynamalar sonucu puls yükseklik analizörüne farklı büyüklükte pulsların ulaşmasıdır. Çizelge 4.19 incelendiğinde, enerji ayırma gücü üzerinde mesafenin de bir etkisi olmadığı görülür. Ancak saçıcı ortam varlığı ile (çizelge 4.20 ve 4.21) yukarıda açıklanan nedenlerden dolayı enerji spektrumunda fotopikin genişlediği ve % enerji ayırma gücü değerlerinin kötüleştiği görülmektedir. Burada saptanan önemli bir husus, çizelge 4.13 ile 4.20' nin ve çizelge 4.16 ile 4.21' nin karşılaştırılmasıdır. Sabit mesafe ve artan saçıcı durumunda enerji ayırma gücü daha iyi bilgi vermektedir. Zira uzaysal ayırma gücüne ait YYTG değerleri mesafe nedeni ile değişim göstermemektedir. Sonuç farklı enerji ayırma gücüne ait YYTG değerleri ile daha belirgindir. Ancak bu husus mesafe etkisinin olmadığı yani uzaysal ayırma gücünün sınırlı olmadığı durumda aynı değildir ve uzaysal ayırma gücüne bağlı YYTG deki saçıcı kalınlığına bağlı değişim daha belirgindir. Ölçümlerden elde edilen %enerji ayırma gücü değeri kaynak-detektör arası 10cm mesafe için %11 olarak hesaplanmış, Gama spektroskopisi amaçlı kullanılan NaI(Tl) detektörü ile uyumlu olduğu görülmüştür.*

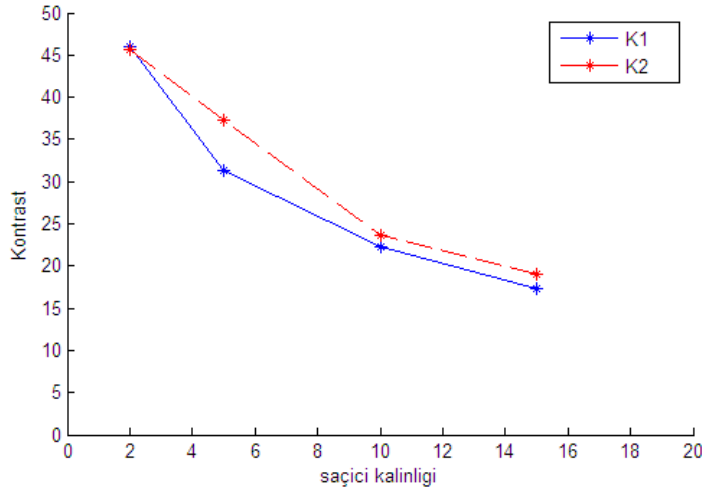
*Canberra 802-2x2W model sintilasyon detektörü 51x51(2x2) mm(in) %EA 662Kev %9.0, 122KeV %11.8

Tezin ikinci kısmında, karaciğer fantomuyla alınan görüntülerin %kontrast ve %rms değerlerinin nümerik değerlendirmesi yapılmıştır. 750k sayım değerinde, farklı matris boyutlarında karaciğer fantomuyla alınan görüntüler şekil 4.6' da verilmiştir. Görsel olarak algılanabildiği gibi, matris boyutu arttıkça piksel boyutu küçüleceğinden 512 ve 1024 matris boyutlarında alınan görüntülerde yüksek gürültü ile karşılaşmaktadır. Piksel boyutu görüntüde gürültüyü etkileyen bir parametredir. Çizelge 4.22' de farklı lezyon boyutları için yapılan değerlendirmeler görülmektedir. Burada dikkat edilecek husus, kontrast-gürültü karşılaştırmalarına uzaysal ayırma gücünün de etki etmesidir. Şöyle ki, en büyük boyuttaki lezyonların farklı matrislerdeki kontrastları birbirine yakındır. Bu durumda ilk bakışta en düşük gürültü içeren 64x64 matris boyutundaki görüntünün uygun olabileceği düşünülebilir. Ancak daha önce verilen uzaysal ayırma gücü ile ilgili sonuçlardan, bu durumda görüntüdeki ayırma gücünün yeterli olmayacağı anlaşılır. Uzaysal ayırma gücü ve kontrast birbiri ile ilişkilidir, sistemin ayırma gücü azaldıkça kontrast azalır. Bu husus kısmi hacim etkisi ile açıklanabilir. Boyutları sistem YYTG değerinin iki katından az olan lezyonlar daha küçük kontrastta görüntülenirler. Gerçekte K_3 ve K_4 ' ün boyutları sırasıyla 16x26 mm ve 12x14 mm (çapxuzunluk) dir. Bu şartlarda ölçülen YYTG ile kıyaslandığında, 64x64 matris boyutu için 2YYTG değeri ise 15,358 mm olarak hesaplanmıştır. Sonuçta 64x64 matris boyutunda K_4 için ölçülen kontrast değeri kısmi hacim etkisi içerdiğinden gerçeği yansıtmamaktadır.

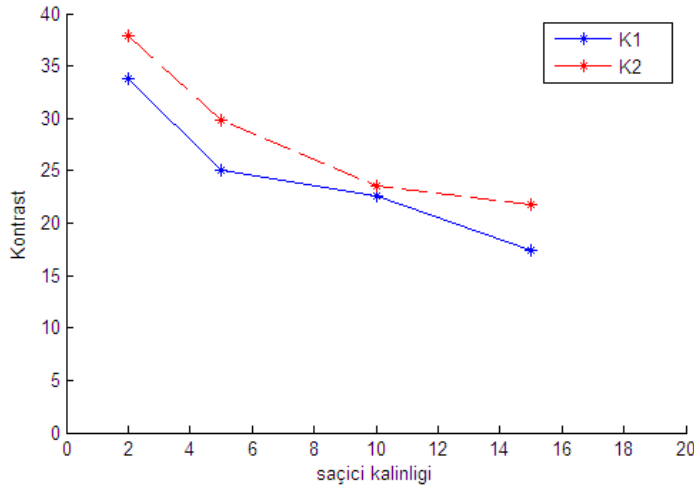
Tüm faktörler dikkate alındığında 256x256 matris boyutunun en uygun matris seçimi olduğu anlaşılır.

Saçıcı ortam varlığı ile %kontrast ve %rms değerlendirmeleri şekil 3.1' de verilen deney düzeneğinde olduğu gibi iki ayrı parametrede yapılmıştır. Şekil 4.7 incelendiğinde, saçıcı kalınlığı arttıkça görsel olarak lezyon deteksiyonunun azalmakta olduğu görülmektedir. Saçıcı ortam ile birlikte mesafe etkisinin de söz konusu olduğu görüntülerde (şekil 4.8), görsel olarak lezyon kontrastının daha fazla azaldığı açıktır. Şekil 4.7 ve 4.8 karşılaştırıldığında özellikle saçıcı yokken ki kontrast değerlendirmelerinde mesafenin etkisi ortaya çıkmaktadır. Nümerik değerlendirmeler çizelge 4.23 ve 4.24' te verilmiştir. Belirlenen 4 lezyonda %kontrast değerleri, saçıcı ortam etkisiyle azalmaktadır. . Çizelge 4.23 ve 4.24 karşılaştırıldığında, örneğin 5 cm saçıcı kalınlığında en belirgin lezyon olan K_2 'nin %kontrast değeri 37,32 iken mesafe

etkisi de dahil olunca bu değerin 29,82' ye düştüğü görülmektedir. Yaklaşık %20' lik bu fark, kaynak- detektör arası mesafeden kaynaklanmaktadır. Kontrast azalım hızları, kontrast-saçıcı ortam eğrileri ile hesaplanmıştır (şekil 5.3 ve 5.4). Kaynak-detektör arası mesafe yokken K_1 ve K_2 için ortalama azalım hızı 1,89 iken kaynak-detektör arası mesafe 15,5 cm' e sabitlenmişken bu hız 1,05' e düşmektedir. Bu da yine kaynak-detektör arası mesafeden kaynaklanmaktadır.



Şekil 5.3 Kaynak-detektör arası mesafe yokken farklı saçıcı kalınlıklarında K_1 ve K_2 lezyonlarının Kontrast değişimleri.



Şekil 5.4 Kaynak-detektör arası mesafe 15,5 cm'e sabitlenmişken farklı saçıcı kalınlıklarında K_1 ve K_2 lezyonlarının Kontrast değişimleri.

Saçıcı ortam varlığı ile kısmi hacim etkisi hususu dikkate alınrsa, saçıcı kalınlığı arttıkça sistemin YYTG değerin artacağı kuşkusuzdur. Bu da daha önce boyutları verilmiş olan K_3 ve K_4 lezyonlarının kontrast değerlerinde bu etkinin görölmesine neden olur. 10 ve 15 cm saçıcı kalınlığında 2YYTG değerleri sırasıyla 17,008 ve 22,028 mm olarak hesaplanmıştır. Sonuçta bu değerler K_3 ve K_4 lezyonlarının boyutlarından fazla olduğu için, kontrast değerlerinde kısmi hacim etkisi söz konusu olur ve kontrast ölçümleri gerçek değerlerini yansıtmayacaktır. Ayrıca görüntüler eşit sayım ile alındığından gürültünün değışmediğı görölmektedir.

Nükleer tıp görüntüleme saçılan ışınların önüne geçilmesi mümkün değildir. Bu bağlamda saçılım düzeltme yöntemleri kullanılır. Tezin son kısmında bir takım saçılım düzeltme yöntemleri incelenmiş ve bu yöntemlerin kontrast ve ayırma gücü üzerine etkileri nümerik olarak değerlendirilmiştir. Daha sonra yöntemler kendi aralarında karşılaştırılmıştır.

Saçılım düzeltme yöntemleri enerji penceresi ve uzaysal ortamda analiz yöntemleri olmak üzere iki ana başlık altında toplanmıştır. İlk önce enerji penceresi yöntemlerinden çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi sonuçlarını inceleyecek olursak, bu yöntemde Compton bölgesinin kullanılan kesri ile ilgili farklı değerler kullanılmıştır. Bunlar 0,36, 0,50, 0,61' dir. Kullanılan bu değerler birbirleriyle karşılaştırıldığında k kesri için kullanılacak en uygun değer 0,50 olarak belirlenmiştir.

Çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi ile yapılan düzeltme sonuçları çizelge 5.1' de özetlenmiştir.

Çizelge 5.1 Çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi sonuçları

		5 cm saçıcı		10 cm saçıcı		15 cm saçıcı		
		d= 0 cm	d= 15 cm	d= 0 cm	d= 15 cm	d= 0 cm	d= 15,5 cm	
YYTG(mm)	-	6,415	11,088	8,540	11,632	11,232	---	
	+	6,373	10,974	8,434	11,511	11,051	---	
OYTG(mm)	-	11,804	20,825	16,041	21,886	23,560	---	
	+	11,607	20,481	15,601	20,898	21,214	---	
MTF(0,5)	-	0,055	0,032	0,035	0,029	0,022	---	
	+	0,059	0,035	0,040	0,031	0,027	---	
MTF(0,2)	-	0,100	0,057	0,072	0,055	0,052	---	
	+	0,103	0,059	0,075	0,057	0,055	---	
Rms(%)	-	22,24	22,12	22,28	22,12	21,98	22,02	
	+	29,14	29,71	31,65	30,76	31,45	31,99	
Kontrast(%)	-	K ₁	32,69	27,29	27,04	21,59	19,49	22,16
		K ₂	33,25	22,407	24,05	18,48	19,04	16,42
		K ₃	23,92	16,53	16,23	14,20	18,02	6,94
		K ₄	16,61	7,10	9,24	5,05	3,07	3,38
	+	K ₁	40,27	31,40	35,01	27,74	27,89	29,13
		K ₂	43,31	26,05	32,42	27,30	26,80	22,87
		K ₃	29,69	23,85	20,43	19,39	27,01	17,74
		K ₄	22,67	11,12	15,50	8,42	3,56	9,92

*(-) düzeltme yokken, (+) k=0,50 değerinde düzeltme uygulanmış görüntüler

Farklı saçıcı kalınlıkları için YYTG ve OYTG değerleri incelendiği zaman, YYTG' nin düzeltme işlemi ile fazla iyileşmediği görülür. Ancak OYTG' deki iyileşme artar.

Saçıcı kalınlıklarında MTF sonuçlarına bakılacak olursa, düzeltilmiş ve düzeltilmemiş eğrilerde fark düşük frekanslardadır. Beklenildiği gibi kesim frekansları değişmez. Mesafe etkisi ise şekil 4.10, 4.11 ve 4.12' de kendisini göstermektedir. Çizelge 5.1' e tekrar dönülecek olunursa, MTF karşılaştırmasının bir yöntemi olan, MTF' in 0,5' e düştüğü frekans değerlerinin düzeltme ile arttığı görülür. Bu artışın d=0 cm' deki değerlerde daha fazla olduğu söylenebilir.

%Kontrast ve %rms için görsel ve nümerik değerlendirmeler incelenirse, şekil 4.15' te farklı saçıcı kalınlıklarında karaciğer fantomu görüntülerinin lezyon deteksiyonunda artış olduğu görülür. Çizelge 5.1' de verilen nümerik değerlendirmeler incelendiğinde, 4 lezyonun kontrast değerlerinde artış olduğu görülmektedir. Şekil 4.18' de verilen mesafe etkisinin de saçıcı ile birlikte etki etmesi üzerine lezyon değerlendirmesi görsel

olarak daha güç olmaktadır. Ancak yine nümerik değerlendirme sonuçları, saçılım düzeltme yönteminin kontrast arttırıcı etkisini göstermektedir. Düzeltmeler sonucu kontrast değerleri bu yöntem için %25-%35 arasında bir artış göstermiştir. Literatürde verilen (Lu,1996) % kontrast artışları ile uyum içerisindedir.

Sonuç olarak fantom üzerinde kontrast değerlendirmelerinin daha güvenilir sonuçlar vereceği ifade edilebilir. Zira 10 cm saçıcı ortam için düzeltilmiş ve düzeltilmemiş görüntüler arasında OYTG değerleri için %fark %3, MTF(0,5) için fark %12 ve K_2 lezyon kontrastı için ise bu fark %32' dir.

Çizelge 5.1' de görüldüğü gibi düzeltme ile %rms değerleri her saçıcı kalınlığında artmıştır. Bu artış %25-30 civarındadır. Bunun nedeni, yöntemin bir çıkarım yöntemi olması ve görüntüde belli oranda sayım kaybının söz konusu olmasıdır.

Çift enerji penceresi saçılım düzeltme yönteminde, ikinci pencere ile toplanan fotonlar ile fotopikte detekte edilen saçılan fotonların uzaysal dağılımları aynı olduğu kabul edilir. Ancak gerçekte böyle değildir. Bu tarz teorik sınırlamalara rağmen yöntemde görsel ve nümerik değerlendirmelere dayanan sonuçlar oldukça iyidir. Uygulanabilirlik açısından da oldukça kolaydır, basit çıkarım yöntemiyle saçılım etkisini ortadan kaldırır.

Enerji penceresi yöntemlerinden üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi sonuçları çizelge 5.2’ de verilmiştir.

Çizelge 5.2 Üçlü pencere saçılım düzeltme yöntemi sonuçları

		5 cm saçıcı		10 cm saçıcı		15 cm saçıcı		
		d= 0 cm	d= 15 cm	d= 0 cm	d= 15 cm	d= 0 cm	d= 15,5 cm	
YYTG(mm)	-	6,254	11,737	8,445	11,648	11,338	---	
	+	6,041	11,424	8,036	11,730	11,338	---	
OYTG(mm)	-	11,579	20,657	15,776	22,051	22,808	---	
	+	11,412	20,657	15,746	21,79	22,228	---	
MTF(0,5)	-	0,045	0,033	0,036	0,028	0,022	---	
	+	0,055	0,032	0,036	0,028	0,023	---	
MTF(0,2)	-	0,099	0,057	0,074	0,055	0,054	---	
	+	0,100	0,057	0,074	0,055	0,055	---	
Rms(%)	-	22,85	21,71	22,07	22,13	21,58	22,19	
	+	48,92	46,24	49,76	52,59	53,06	53,49	
Kontrast(%)	-	K ₁	36,59	24,98	24,25	22,26	17,90	17,26
		K ₂	30,28	26,10	20,60	21,15	19,76	18,95
		K ₃	17,36	19,42	15,96	13,24	8,79	8,58
		K ₄	23,00	13,93	7,88	10,66	6,14	6,91
	+	K ₁	43,82	31,38	34,91	28,74	25,87	21,39
		K ₂	34,24	31,64	32,25	30,59	23,15	23,12
		K ₃	20,72	24,84	17,24	19,25	17,02	13,54
		K ₄	29,78	23,82	10,17	15,17	7,59	7,81

*(-) düzeltme yokken, (+)düzeltme uygulanmış görüntüler

Uzaysal ortamda ayırma gücü ölçüm sonuçları incelendiğinde, bu çıkarım yönteminin ayırma gücü üzerinde etkisinin istenilen düzeyde olmadığı görülmektedir. OYTG değerlerinin düzeltme ile artışı %1,2 oranındadır. Yöntem literatürde incelendiğinde, ayırma gücü üzerinde etkisi olmadığı ile karşılaşılmış ve elde edilen sonuçların literatürdekilerle uyumlu olduğu sonucuna varılmıştır. Frekans uzayında ayırma gücü ölçümü için MTF grafikleri incelendiğinde düzeltme yokken ve düzeltme ile grafikler üst üste çizdirilmiş, bir fark olmadığı görülmüştür. Daha ayrıntılı inceleme için MTF grafiklerinde MTF’ in 0,5’ e düştüğü frekans değerlerine bakılmış ve bu değerlerde de düzeltme ile herhangi bir iyileşme olmadığı anlaşılmıştır.

Bu düzeltme yöntemi ile elde edilen karaciğer fantom görüntüleri şekil 4.25 ve 4.29’ da verilmiştir. Sonuçlar fotopik görüntüleri ile görsel olarak karşılaştırıldığında, düzeltme

uygulanmış görüntülerde yüksek gürültü değeri ile karşılaşılır. Yöntemin uygulanış şekline bağlı olarak, özellikle saçıcı kalınlığı arttıkça düzeltilmiş görüntülerde %rms değeri giderek artmaktadır. Bu artış çift enerji penceresi yöntemi ile karşılaştırılırsa çok daha fazla olmaktadır (%50-%60).

Çizelge 5.2' de görüldüğü gibi 15 cm saçıcıdaki gürültü değerinin 5 cm' e göre yüksek olduğu görülmektedir. Yüksek gürültünün nedeni, iki küçük pencerede alınan görüntülerin sayım değerlerinin çok düşük olmasıdır. Ayrıca daha önce de bahsedildiği gibi, uygulamanın bir çıkarım yöntemi olması sonucu sayım kayıpları da sayılabilir.

Yöntemde %kontrast değerlendirmesi için düzeltilmiş görüntülerin görsel değerlendirmesi yetersiz olmasına rağmen, çizelge 5.2 incelendiğinde %kontrast değerleri nümerik olarak %16-%22 oranında artış göstermiştir. Yani bu yöntem, görsel değerlendirmede yetersizken, nümerik değerlendirme sonuçları oldukça iyidir. Düzeltilmeden sonra lezyon deteksiyonuna en büyük engel görüntüdeki yüksek gürültüdür. Bunun için gürültüyü azaltıcı filtreler kullanılarak görüntü kalitesi arttırılmaya çalışılabilir. Ayrıca çift pencere yöntemindeki saçılan ışınların uzaysal dağılımlarının compton ve fotopik pencerelerinde aynı olmaması sorunu, bu yöntemde pencerelerin çok dar olması nedeniyle daha azdır.

Uzaysal ortamda analiz yöntemlerinden, Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntem sonuçları çizelge 5.3' te verilmiştir.

Çizelge 5.3 Axelsson LSF saçılım düzeltme yöntemi sonuçları

		5 cm saçıcı		10 cm saçıcı		15 cm saçıcı		
		d= 0 cm	d= 15 cm	d= 0 cm	d= 15 cm	d= 0 cm	d= 15,5 cm	
YYTG(mm)	-	6,337	11,073	8,55	11,299	11,154	---	
	+	6,134	10,760	8,25	10,547	10,440	---	
OYTG(mm)	-	12,03	21,200	17,167	23,504	25,899	---	
	+	11,30	19,040	15,430	19,205	19,840	---	
MTF(0,5)	-	0,056	0,032	0,036	0,028	0,026	---	
	+	0,060	0,038	0,041	0,037	0,034	---	
MTF(0,2)	-	0,102	0,059	0,075	0,057	0,057	---	
	+	0,105	0,063	0,078	0,063	0,063	---	
Rms(%)	-	21,484	21,053	21,261	21,374	21,329	21,329	
	+	22,830	22,777	23,378	24,401	25,427	23,244	
Kontrast(%)	-	K ₁	33,478	23,203	23,082	21,810	19,174	19,174
		K ₂	41,967	34,012	25,903	25,158	26,083	26,337
		K ₃	24,536	15,586	23,890	16,285	16,267	16,297
		K ₄	13,750	6,799	6,072	7,958	0,935	0,935
	+	K ₁	36,385	26,403	26,833	28,007	26,818	22,825
		K ₂	45,350	37,928	28,716	29,870	32,806	29,274
		K ₃	26,124	17,086	26,632	19,102	20,342	18,151
		K ₄	14,314	8,285	8,107	11,753	3,608	2,220

*(-) düzeltme yokken, (+)düzeltme uygulanmış görüntüler

Sonuçlar incelendiğinde, bu yöntemin genel olarak ayırma gücünü iyileştirdiği görülmüştür. Özellikle saçıcı etkisiyle birlikte kaynak detektör arası mesafe etkisi de ölçümlere dahil olduğunda bu yöntemin ayırma gücünü daha iyi arttırdığı görülür. Çizgisel dağılım fonksiyonunu temel alan bu yöntemde, saçılım dağılım fonksiyonu, çizgisel kaynak üzerinden hesaplanmıştır. LSF profili çizilirken, saçılım etkisi dikkate alındığından, mesafe ve saçılımın birlikte kullanıldığı ölçümlerde buna bağlı olarak elde edilen saçılım dağılım fonksiyonu, saçılım etkisini kaldırmakta daha etkilidir. Uzaysal ortamda ayırma gücü değerlendirme sonuçları incelenirse, örneğin 10 cm saçıcı ile OYTG değerlerinde bakılacak olunursa, düzeltme ile ayırma gücündeki artış %11-%22 arasındadır. Ayrıca frekans uzayında ayırma gücü için MTF eğrileri incelendiğinde, bu yöntemin ayırma gücü üzerindeki etkisi açıkça görülmektedir. Özellikle 10 cm saçıcı

için çizdirilen MTF grafiğine (şekil 4.31) ve çizelge 4.60' a bakılırsa, mesafe ve saçılım etkisinin ölçüme birlikte etki ettiği durumda 0,04çç/mm frekans değerinde %MTF değerindeki artış %20' lere ulaşmıştır, MTF (0,5) değerindeki artış ise, %24' tür. Bu ise yöntemin, enerji penceresi yöntemlerine göre üstünlüğünü göstermektedir.

Kontrast değerlendirmesi için düzeltilmiş görüntüler şekil 4.34 ve 4.36' te verilmiştir. Düzeltme yokken ki görüntülerle karşılaştırıldığında, lezyon deteksiyonu açısından görsel olarak farklılık olduğu görülmektedir. Düzeltme ile kontrastın arttığı, özellikle 15 cm saçıcı kalınlığında bu artışın çok daha anlamlı olduğu belirlenmiştir. Ancak görsel değerlendirme gözlemcinin kabiliyetine bağlı olduğundan, farklı filtreler kullanılarak görsel açıdan değerlendirme yapılmasında fayda vardır. Örneğin şekil 4.34' te görüntüye 9 nokta yumuşatıcı filtre uygulanmış ve lezyon deteksiyonu daha başarılı olmuştur. Çalışma amacına ve tercihe bağlı olarak farklı yumuşatıcı filtreler ile görsel değerlendirmeler yapılabilir. %Kontrast sonuçları, nümerik olarak incelendiğinde, çizelge 5.3' te görüldüğü gibi her saçıcı kalınlığında kontrast değerleri düzeltme ile artmıştır. Bu artış %20-%30 arasında olmaktadır. %Rms değerlerindeki artış %6-%16 oranında karşımıza çıkmaktadır. Yöntem bu özelliği ile de enerji penceresi yöntemlerinden daha fazla tercih edilmelidir.

Uzaysal ortamda analiz yöntemlerinden, Floyd LSF saçılım düzeltme yöntem sonuçları çizelge 5.4’ te verilmektedir.

Çizelge 5.4 Floyd LSF saçılım düzeltme yöntemi sonuçları

		5 cm saçıcı		10 cm saçıcı		15 cm saçıcı		
		d= 0 cm	d= 15 cm	d= 0 cm	d= 15 cm	d= 0 cm	d= 15,5 cm	
YYTG(mm)	-	6,337	11,073	8,55	11,299	11,154	---	
	+	6,190	10,840	8,294	10,692	10,631	---	
OYTG(mm)	-	12,03	21,220	17,167	23,504	25,899	---	
	+	11,402	19,357	15,585	20,138	20,045	---	
MTF(0,5)	-	0,056	0,032	0,036	0,028	0,026	---	
	+	0,059	0,037	0,039	0,034	0,032	---	
MTF(0,2)	-	0,102	0,059	0,075	0,057	0,057	---	
	+	0,112	0,062	0,078	0,061	0,063	---	
Rms(%)	-	21,484	21,053	21,261	21,374	21,329	21,329	
	+	24,873	24,750	25,296	25,094	26,503	25,202	
Kontrast(%)	-	K ₁	33,478	23,203	23,082	21,810	19,174	19,174
		K ₂	41,967	34,012	25,903	25,158	26,083	26,337
		K ₃	24,536	15,586	23,890	16,285	16,297	16,297
		K ₄	13,750	6,799	6,072	7,958	0,935	0,935
	+	K ₁	37,664	26,809	26,308	26,221	24,184	23,232
		K ₂	47,022	39,196	28,498	29,474	30,383	29,580
		K ₃	26,476	16,946	25,862	19,049	18,518	18,150
		K ₄	14,200	7,639	7,801	11,070	2,863	2,434

*(-) düzeltme yokken, (+)düzeltme uygulanmış görüntüler

Çizelge incelendiğinde, bir önceki yöntemde olduğu gibi genel olarak ayırma gücünü iyileştirdiği görülmektedir. Düzeltme için kullanılan saçılım dağılım fonksiyonu değerleri, Axelsson LSF yöntemindekilerle aynıdır. Her iki yöntem karşılaştırıldığında gerek uzaysal ortamda gerekse frekans ortamında ayırma gücü düzeltmeleri benzerdir. Yöntemin frekans uzayında ayırma gücü ölçümüne bakılacak olunursa, örneğin şekil 4.38 ve çizelge 4.71 incelenirse mesafe ve saçılım etkisinin ölçümde birlikte etki ettiği durum için 0,04çç/mm frekans değerinde %MTF değerindeki artış yaklaşık %15’ tir. Ayrıca düzeltme ile her saçıcı kalınlığında MTF’ in 0,5 ve 0,2’ ye düştüğü frekans değerlerinde belli bir artış vardır. 10 cm saçıcı ortam için MTF(0,5) değerinin düzeltme

ile artışı % 18' dir, OYTG değerindeki iyileşme ise, %16' dır. Bu da yöntemin ayırma gücü iyileştirmede başarılı olduğunu gösterir.

Kontrast değerlendirmesi için düzeltilmiş görüntüler şekil 4.41 ve 4.43' te verilmiştir. Düzeltilmiş görüntüler görsel olarak değerlendirildiğinde, düzeltme yokken ki görüntülere göre kontrast artışı görülmektedir. Hatta bu artış yine aynı görüntülere filtre uygulanmasıyla daha belirgin hale gelmiştir. Kontrast sonuçları nümerik olarak incelendiğinde, çizelge 5.4' te olduğu gibi her saçıcı kalınlığında kontrast değerleri düzeltme ile artmaktadır. Bu artış %17-%28 arasında olmaktadır. %Rms değerindeki artışın %10-%19 oranında olduğu çizelge 5.4' te görülmektedir. Floyd yöntemi, bir çıkarım yöntemi olmadığından düzeltme ile rms değerlerindeki artış, enerji penceresi yöntemlerinde olduğu gibi çok yüksek olmamaktadır.

Enerji penceresi yöntemleri, uzaysal ortamda analiz yöntemlerine göre uygulanabilirlik açısından daha kolaydır. LSF benzeşimi ya da deneyi gerektirmez ve Fourier Transformu veya konvolüsyon işlemleri gibi bilgisayar programları gerektirecek işlemler içermezler.

Ancak enerji penceresi yöntemlerinde, ister projeksiyonlarda isterse kesit görüntülerine düzeltme uygulansın, son görüntüde çıkarımdan dolayı büyük oranda sayım kaybı olur. Axelsson ve Floyd LSF yöntemleri ise, daha iyi sonuç verir. Ancak bu yöntemlerde zorlayıcı olan saçılım dağılım fonksiyonunu en iyi şekilde yansıtacak bir çizgisel dağılım fonksiyonunu bulmaktır.

Saçılan ışınlar ile ilgili parametrelerin bilinmesi gerekir. Bu parametreler; radyoaktif kaynağın gama enerjisi, kaynak derinliği, objedeki yeri, uzaysal dağılımı, kaynak büyüklüğü, çevreleyen dokuların kalınlık ve özellikleri, kolimatör tasarımı, kristal kalınlığı, kolimatör obje arası mesafe olarak sıralanabilir. Bu farklı nedenlerden kaynaklanan parametreler, saçılan ışınların görüntüye olan etkisini değiştirir. Tüm bu değişkenlerin etkisini içerecek tek bir dağılım fonksiyonu tespit etmek zordur. Klinik görüntülerde birden fazla saçılım dağılım fonksiyonu kullanımı zor olacağından tek bir

fonksiyon belirlenir. Bu fonksiyonun elde edildiği şartlardan uzaklaştıkça bu dağılım fonksiyonun kullanıldığı görüntülerde düzeltmelerdeki doğruluk azalır.

Pencere yöntemlerinden, çift enerji penceresi ve üçlü pencere yöntemleri ise, uygulanabilirlikleri açısından önerilebilir. Ancak üçlü pencere yönteminde çok düşük enerji pencerelerinde alınan görüntülerden dolayı rms değeri çok yükselmektedir. Bunun için iki düşük pencerede alınan görüntülere yumuşatıcı filtrelerin uygulanması faydalı olacaktır.

Uzaysal ortamda analiz yöntemleri, Konum ya da frekans uzayında ayırma gücü iyileştirmesi açısından pencere yöntemlerine göre daha üstündür. Bu yöntemde kullanılan iki teknik, uygulamaları açısından farklı olsalar da sonuçları birbirine son derece yakındır. Bu benzerlik literatürde araştırılmış ve sonuçların uygun olduğu görülmüştür. %Kontrast değerlendirmeleri ise, incelenen dört yöntemde de hemen hemen aynı orandadır. Bu dört yöntem içinde çift enerji penceresi saçılım düzeltme yöntemi, hem görsel hem de nümerik olarak %25-%35 oranında kontrast artışı vermiştir.

Çizelge 5.5 Yöntemler, görüntüde kontrastı iyileştirme, %rms değerlendirme, ayırma gücü iyileştirme ve yöntemin uygulanabilirliği açısından tablo halinde verilmektedir(Lu,1996).

Yöntem	Kontrast	Rms	Ayrma gücü	Uygulanabilirlik
Çift enerji penceresi	İyi	İyi	Yetersiz	Mükemmel
Üçlü pencere	Yetersiz	Yetersiz	Yetersiz	Mükemmel
Axelsson LSF	İyi	İyi	İyi	Yetersiz
Floyd LSF	İyi	Yetersiz	İyi	Yetersiz

Çizelge 5.6 Saçılım düzeltme yöntemlerinin uygulanabilirlik açısından karşılaştırılması

Yöntem	Çift enerji penceresi	Üçlü pencere	Axelsson LSF	Floyd LSF
Kalibrasyon parametresi	Hayır	Hayır	Evet	Evet
Enerji penceresi	2	3	1	1
Gerekli bilgisayar programları	Basit çıkarım	Basit	1D konvolüsyon LSF benzeşimi	1D FFT ve ters FFT, LSF benzeşimi

KAYNAKLAR

- Axelsson, B., Msaki, P., Israelsson, A. 1984. Subtraction of Compton-Scattered Photons in Single-Photon Emission Computerized Tomography. Nucl Med 25; 490-494.
- Axelsson, B., Israelsson, A., Larsson, S.A. 1987. Studies of A Technique for Attenuation Correction in Single Photon Emission Computed Tomography. Sweden.
- Bath, M. 2003. Imaging Properties of Digital Radiographic Systems. 94p. Sweden.
- Bloch, P., Sanders, T. 1972. Reduction of the Effects of Scattered Radiation on A Sodium Iodide Imaging System. Vol.14.Number2. Pennsylvania.
- Bor, D. 1992. Anger kamera teknolojisindeki gelişmeler. Turkish Journal of Nuclear Medicine, (1); 13-18
- Bor, D. 1990 Gama Kameraların çalışma prensipleri ve Kalite Kontrol yöntemleri. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) yayını
- Bor, D. 2009 Nükleer Tıpta Sayısal Görüntüleme Yöntemleri
- Bronzino, J.D. 2000. The Biomedical Engineering Handbook. CRC Press LCC., 1220p. Boca Raton, FL, USA.
- Buvat, I., Benali, H., Todd-Pokropek, A., Di Paola, R. 1994. Scatter Correction in Scintigraphy: The State of the Art. Eur J Nucl Med 21:675-694
- Floyd, C.E., Jaszczak, R., Greer, K. and Coleman, R.E., 1985. Deconvolution of Compton Scatter in SPECT. Nucl Med 26; 403-408.
- Gilardi, M.C., Bettinardi, V., Todd-Pokropek, A., Milanese, L. and Fazio, F. 1988. Assessment and Comparison of Three Scatter Correction Techniques in Single Photon Emission Computed Tomography. J.Nucl Med 29:1971-1979.
- Gulberg, G.T. 1987. An Analytical Approach to Quantify Uniformity Artifacts for Circular and Noncircular Detector Motion in SPECT Imaging. Med. Phys., 14; 105-114.
- Ichihara, T., Ogawa, K., Motomura, N., Kubo, A. and Hashimoto, S. 1993. Compton Scatter Compensation Using the Triple-Energy Window Method for Single and Dual Isotope SPECT. Nucl Med 34; 2216-2221.
- Jaszczak, R.J., Greer, K.L., Floyd, C.E., Harris, C. and Coleman, R.E, 1984. Improved SPECT Quantification Using Compensation for Scattered Photons. Nucl Med 25; 893-900.
- Knoll, G.F. 1989. Radiation Detection and Measurement. John Wiley&Sons, Inc. 754 p., USA.
- Koral, K.F., Wang, X., Rogers, W.L., Clinthorne, N.H. 1988. SPECT Compton-Scattering Correction by Analysis of Energy Spectra. J Nucl Med 29:195-202.
- Koral K.F., Swailem, F.M., Buchbinder, S., Clinthorne, N.H., Rogers, W.L. and Tsui, B.M.W. 1989. SPECT Dual-Energy-Window Compton Correction: Scatter Multiplier Required for Quantification. The Journal of Nuclear Medicine vol.31 No

- Ljungberg, M., King, M.A., Hademenos, G.J. and Strand, S.E.,1994. Comparison of Four Scatter Correction Methods Using Monte Carlo Simulated Source Distributions. *Nuc Med* 35:143-151.
- Lowry, C.A., Taylor, D.N. 1986. Improvements in Image Contrast and Quantification Using Scatter Subtraction Techniques for Scatter Compensation in SPECT. *IEEE Trans. Med.Imag.*7(1):13-20.
- Lu, A. 1996. Comparative Assessment of Several SPECT Scatter Correction Methods Using SimSPECT
- Maalej, N. 2005. Simple Procedures for Image Quality Assurance and Dose Reduction in Mammography.
- Msaki, P. 1987. Development and Evaluation of Scatter Correction Techniques in SPECT. Stockholm.
- Olğar, T. 2007. Girişimsel Anjiyografi Sistemlerinde Görüntü Kalitesinin Matematiksel Olarak Değerlendirilmesi. *Fırat Üniv.Fen ve Müh.Bil.Dergisi.* 19(3), 285-292.
- Samei, E. and Flynn, M.J. 1998. A Method for Measuring the Presampled MTF of Digital Radiographic Systems Using an Edge Test Device. *Med. Phys.*,25(1), 385-393
- Sprawls, P. 1987. *Physical Principles of Medical Imaging.* Apsen Publishers, Inc., 545 p., USA.
- Williams, M.B., Mangiafico, P.A. and Simoni, P.U. 1999. Noise Power Spectra of Images from Digital Mammography Detectors. *Med.Phys.*, 26(7), 1279-1293.
- Yanch, J.C., Flower, M.A. and Webb,S. 1988.A Comparison of Deconvolution and Windowed Subtraction Techniques for Scatter Compensation in SPECT. *IEEE Transactions on Medical Imaging* Vol.7. No

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Aslı ŞİMŞEK

Doğum Yeri : Ankara

Doğum Tarihi : 10/04/1984

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu:

Lise :Bahçelievler Deneme Lisesi (1999-2001)

Lisans :Gazi Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü (2002-2006)

Yüksek Lisans :Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı (Eylül 2007-Temmuz 2010)